



**HAL**  
open science

**Évaluation et compréhension des limitations  
fonctionnelles dans l'artériopathie oblitérante des  
membres inférieurs : validation du géo-positionnement  
par satellites pour l'étude de la dépense énergétique lors  
de la marche en extérieur & étude de l'effet de la durée  
de récupération sur la capacité de marche**

Pierre-Yves de Müllenheim

► **To cite this version:**

Pierre-Yves de Müllenheim. Évaluation et compréhension des limitations fonctionnelles dans l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs : validation du géo-positionnement par satellites pour l'étude de la dépense énergétique lors de la marche en extérieur & étude de l'effet de la durée de récupération sur la capacité de marche. Médecine humaine et pathologie. Université Rennes 2, 2016. Français. NNT : 2016REN20053 . tel-01503233

**HAL Id: tel-01503233**

**<https://theses.hal.science/tel-01503233>**

Submitted on 6 Apr 2017

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE  
BRETAGNE  
LOIRE

**THÈSE / UNIVERSITÉ RENNES 2**

*sous le sceau de l'Université européenne de Bretagne*

pour obtenir le titre de  
**DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ RENNES 2**

*Mention : STAPS*

**École doctorale Vie, Agro, Santé**

présentée par

**Pierre-Yves de MÜLLENHEIM**

Préparée à l'unité de recherche EA 1274  
Université Rennes 1 / Université Rennes 2  
Laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S)

**Évaluation et compréhension des  
limitations fonctionnelles dans  
l'artériopathie oblitérante des  
membres inférieurs**

*Validation du géo-positionnement par  
satellites pour l'étude de la dépense  
énergétique lors de la marche en  
extérieur & étude de l'effet de la  
durée de récupération sur la  
capacité de marche*

**Thèse soutenue le 7 décembre 2016**  
devant le jury composé de :

**Agnès VINET**

Professeur des universités, Université d'Avignon et des Pays de  
Vaucluse / *rapporteur*

**Anne VUILLEMIN**

Professeur des universités, Université de Nice Sophia Antipolis /  
*rapporteur*

**François CARRÉ**

Maître de conférences des universités-Praticien hospitalier, CHU de Rennes /  
*examineur*

**Basile CHAIX**

Directeur de recherche INSERM, Institut Pierre Louis d'Épidémiologie et  
de Santé publique / *examineur*

**Guillaume MAHÉ**

Maître de conférences des universités-Praticien hospitalier et HDR,  
CHU de Rennes / *examineur*

**Alan DONNELLY**

Professeur des universités, University of Limerick / *examineur*

**Jacques PRIOUX**

Professeur des universités, École normale supérieure de Rennes / Co-  
directeur de thèse

**Alexis LE FAUCHEUR**

Maître de conférences et HDR, École normale supérieure de Rennes /  
Directeur de thèse





UNIVERSITÉ RENNES 2 – HAUTE BRETAGNE  
Laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S) – EA 1274  
École Doctorale Vie, Agro, Santé – Humanités et Sciences de l'Homme

*Sous le sceau de l'Université Bretagne Loire*

**ÉVALUATION ET COMPRÉHENSION DES LIMITATIONS FONCTIONNELLES DANS  
L'ARTÉRIOPATHIE OBLITÉRANTE DES MEMBRES INFÉRIEURS**

VALIDATION DU GÉO-POSITIONNEMENT PAR SATELLITES POUR L'ÉTUDE DE LA DÉPENSE  
ÉNERGÉTIQUE LORS DE LA MARCHÉ EN EXTÉRIEUR  
&  
ÉTUDE DE L'EFFET DE LA DURÉE DE RÉCUPÉRATION SUR LA CAPACITÉ DE MARCHÉ

Thèse de Doctorat

Discipline : STAPS

Présentée par Pierre-Yves de MÜLLENHEIM

Directeur de thèse : Alexis LE FAUCHEUR  
Co-directeur de thèse : Jacques PRIOUX

Soutenue le 7 décembre 2016

Jury :

Mme Agnès VINET, PR, Université d'Avignon et des Pays de Vaucluse (Rapporteur)  
Mme Anne VUILLEMIN, PR, Université de Nice Sophia Antipolis (Rapporteur)  
M. François CARRÉ, PU-PH, CHU de Rennes (Examineur)  
M. Basile CHAIX, DR INSERM, Institut Pierre Louis d'Épidémiologie et de Santé Publique (Examineur)  
M. Alan DONNELLY, PR, University of Limerick (Examineur)  
M. Guillaume MAHÉ, MCU-PH et HDR, CHU de Rennes (Examineur)  
M. Jacques PRIOUX, PR, École normale supérieure de Rennes (Co-directeur de thèse)  
M. Alexis LE FAUCHEUR, MCF et HDR, École normale supérieure de Rennes (Directeur de thèse)



À mes parents,  
à mes sœurs, Anne-Laure et Florence,  
aux personnes qui se sont intéressées à cette aventure,  
à Laura.



# REMERCIEMENTS

## **À Monsieur Alexis Le Faucheur**

Pour la confiance que tu m'as accordée, dès le départ, et tout au long des ces trois années de thèse ; pour ta disponibilité légendaire, à mon égard mais aussi à celui des autres personnes qui t'entourent ; pour l'aide que tu m'as apportée au cours des différentes étapes de ce travail de thèse ; et pour le partage que j'ai pu avoir avec toi de la passion pour la science et la recherche. Quel plaisir ce fut d'avoir pu travailler à tes côtés durant ces trois ans, et d'avoir vu nos échanges aller bien au-delà du cadre de ce travail de thèse, pourtant si vaste et si intéressant. J'espère que cette thèse pourra témoigner de tout le respect que j'ai pour toi.

## **À Monsieur Jacques Prioux**

Pour la possibilité qui m'a été offerte de passer quatre années de formation au sein du département Sciences du sport et éducation physique (2SEP) de l'École normale supérieure (ENS) de Rennes ; pour m'avoir permis de faire mes débuts dans l'enseignement supérieur, notamment au sein du département 2SEP ; et pour m'avoir donné l'opportunité de m'investir dans un travail de thèse. Merci également pour l'importance que vous accordez à la place des moniteurs dans l'équipe pédagogique du département 2SEP.

## **À Monsieur Guillaume Mahé**

Pour ton énergie débordante et ta passion si communicative pour la science et la recherche. Merci également pour ta disponibilité et les kilomètres de couloirs parcourus dans le CHU de Rennes afin d'assurer à la fois la prise en charge des patients et l'avancée de la recherche dans les domaines de la santé publique et de la prise en charge clinique. Allier la pratique de terrain et les sphères de la recherche n'est pas toujours chose facile, que cela soit dans un contexte sportif ou dans un contexte médical. Tu t'efforces d'accorder de l'importance à la fois à la réalité de la pratique clinique et aux connaissances que peut apporter la recherche, pour finalement mieux faire dialoguer les deux. Merci d'être un tel exemple !

## **À Mademoiselle Ségolène Chaudru**

Merci à toi, ma collègue de sous-sol du CHU de Rennes, ma partenaire de marche en extérieur, mon chauffeur quand je ne pouvais n'être qu'un piéton, ma conseillère de



sandwiches, mon acolyte de thèse. Merci d'avoir pu compter sur toi dès ton arrivée en terres bretonnes !

**À Monsieur Antoine Gaudry de la société Breizh Géo Immo**

Pour vos voyages en terre angevine et votre aide dans l'acquisition des mesures topographiques qui ont été cruciales pour la valorisation des travaux présentés dans cette thèse.

**À Mademoiselle Maëva Franconnet, et à Messieurs Romain Moreau et Mathieu Émily de l'Agrocampus Ouest**

Pour votre aide précieuse dans les analyses statistiques.

**Aux internes et aux capacitaires en médecine vasculaire du CHU de Rennes**

Pour avoir contribué à assurer la supervision médicale des expérimentations qui se sont déroulées au CHU de Rennes.

**À Madame Agnès Vinet**

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de prendre part à mon jury de thèse et pour avoir accepté de réviser ce travail de thèse.

**À Madame Anne Vuillemin**

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de prendre part à mon jury de thèse et pour avoir accepté de réviser ce travail de thèse.

**À Monsieur François Carré**

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de prendre part à mon jury de thèse, mais aussi pour vos questions et conseils avisés avant le démarrage des expérimentations avec les patients.

**À Monsieur Basile Chaix**

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de prendre part à mon jury de thèse.

**À Monsieur Alan Donnelly**

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de prendre part à mon jury de thèse.

### **À toute l'équipe du département 2SEP de l'ENS Rennes**

Et notamment à toi Olivier, alias Kiki, que je n'ai pas assez pris le temps de remercier pour le rôle important que tu as joué dans ma formation à l'ENS depuis mon entrée au département jusqu'à cette fameuse année de prépa agrég'! Merci aussi à toi Léa, pour ton énorme capacité à gérer plusieurs fronts à la fois, y compris celui de m'aider quand j'en ai besoin ! Merci également à toi Jean-Nicolas, que j'ai appris à connaître davantage durant ces trois années de thèse avec nos discussions matinales qui lançaient la journée sur les rails de la bonne humeur lorsque j'étais de passage au département. Et merci à toi Patricia, pour ta disponibilité à chaque fois que je viens te voir, et pour mes nombreux allers-retours dans ton bureau qui te laissent imperturbable.

### **À toute l'équipe des doctorants du laboratoire « Mouvement, Sport, Santé »**

Pour la bonne ambiance qu'il y avait à chaque fois que je venais retrouver mon fauteuil dans les locaux. Je n'ai finalement pas pu être très présent avec tous les voyages effectués lors de ces trois ans, mais c'était à chaque fois un plaisir de revenir parmi vous et de retrouver les compagnons de route !

### **À ma famille et à mes proches**

Merci à vous que j'ai trop peu vu depuis trop longtemps, mais qui avez continué à prendre des nouvelles et à prêter attention à l'évolution de ce travail de thèse. Une mention spéciale à CDM du 44 et Naurette du 95, pour votre soutien et votre attention si constants, et indéfectibles.

### **À Laura**

Pour avoir compris et su accepter l'implication que j'ai eue dans ce travail de thèse. Tu es l'une des rares personnes à avoir vraiment vu l'envers du décor, et tu es celle qui a du pâtir le plus de mes indisponibilités et de la face cachée du bonhomme. Pourtant, tu as su me préserver et participer ainsi, à ta manière, à la vie de cette thèse. Merci pour cela, merci d'être là, merci pour tout.

### **Aux personnes qui se sont portées volontaires pour les expérimentations**

Car sans vous, tout ce travail n'aurait jamais eu lieu. Que ce travail de thèse soit pour moi l'un des moyens de vous témoigner mes remerciements les plus sincères.



Les travaux de recherche qui sont présentés dans le cadre de cette thèse ont été réalisés grâce à un **contrat doctoral spécifique pour normalien**.

Le projet de recherche Acti-GPS a été financé par la **fondation Genesis**, l'**Institut de formation en éducation physique et en sport d'Angers/Les Ponts de Cé (IFEPSA)**, et le **département Sciences du sport et éducation physique de l'ENS Rennes**.

Le projet de recherche CLASH a été financé par le **CHU de Rennes (CORECT 2013)** et le **département Sciences du sport et éducation physique de l'ENS Rennes**.



# VALORISATION SCIENTIFIQUE

## Valorisation dans le cadre de la thèse<sup>1</sup>

### *Articles originaux*

#### *Publiés*

**P1. de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Accuracy of a low-cost global positioning system receiver for estimating grade during outdoor walking. *Physiol Meas*, 37(10), 1741-1756.

**P2. de Müllenheim, P. Y.**, Dumond, R., Gernigon, M., Mahé, G., Lavenu, A., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Predicting metabolic rate during level and uphill outdoor walking using a low-cost GPS receiver. *J Appl Physiol (1985)*, 121(2), 577-588.

#### *Soumis pour publication*

**P3. de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Emily, M., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (submitted). Using GPS, accelerometry and heart rate to predict outdoor graded walking energy expenditure. *J Sci Med Sport*.

### *Article de revue*

**P4. de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Mahé, G., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2016). Clinical Interest of Ambulatory Assessment of Physical Activity and Walking Capacity in Peripheral Artery Disease. *Scand J Med Sci Sports*, 26(7), 716-730.

### *Lettre*

**P5. Le Faucheur, A., de Müllenheim, P. Y., & Mahé, G.** (2015). Letter by Le Faucheur et al regarding articles, "Six-minute walk is a better outcome measure than treadmill walking tests in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease" and "The treadmill is a better

<sup>1</sup> Les articles et les résumés des communications orales principales sont présentés à la fin de la thèse.

functional test than the 6-minute walk test in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease". *Circulation*, 131(15), e406.

### ***Communications orales en congrès international***

C1. Gernigon, M., **de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Caron, N., Bruneau, A., Bickert, S., Noury-Desvaux, B., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2013, September). Validity of global positioning system and comparison with accelerometry in the estimation of energy expenditure during horizontal and grade walking and running on the field. *European Journal of Sports Medicine*, 1(Suppl 1), 88-89. *Communication presented at the 8th European Sport Medicine Congress of European Federation of Sports Medicine Associations (EFSMA) / 6<sup>th</sup> joint Meeting French Society of Exercise & Sport Medicine (SFMES) & French Society of Sports Traumatology (SFTS), Strasbourg, France.*

C2. **de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Gernigon, M., Caron, N., Bruneau, A., Bickert, S., Noury-Desvaux, B., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2013, octobre). Validité du Géopositionnement Satellitaire et comparaison avec l'accélérométrie dans l'estimation de la dépense énergétique lors de la marche et la course en extérieur. *Communication présentée au 15ème congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Grenoble, France.*

C3. **de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2015, June). Accuracy of a low-cost commercially available GPS data logger/receiver to estimate the slope during outdoor walking. *Communication presented at the 4th International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement (ICAMPAM), Limerick, Ireland.*

C4. **de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Emily, M., Franconnet, M., Moreau, R., Prioux, J., Mahé, G., & Le Faucheur, A. (2016, June). The relationship between walking capacity and previous stop duration in patients with peripheral artery disease. *Communication presented at the 21st Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Vienna, Austria.*

C5. Le Faucheur, A., **de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Emily, M., Bickert, S., Prioux, J., Mahé, G., & Noury-Desvaux, B. (2016, June). Comparison of GPS, accelerometry, and heart rate for estimating metabolic rate during level and uphill outdoor walking. *Communication presented at the 21st Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Vienna, Austria.*

C6. **de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Emily, M., Franconnet, M., Moreau, R., Prioux, J., Mahé, G., & Le Faucheur, A. (2016, October). Effect of recovery duration on walking capacity after a symptom-limited walk in patients with peripheral artery disease. *Communication presented at the XXVII World Congress of the International Union of Angiology (IUA) / 15th Annual Congress of the French Society for Vascular Medicine (SFVM), Lyon, France.*

---

### *Communications orales en congrès national ou régional*

---

C7. **de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Gernigon, M., Caron, N., Bruneau, A., Bickert, S., Noury-Desvaux, B., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2013, novembre). Intérêt du géo-positionnement satellitaire dans l'estimation de la dépense énergétique lors de la marche et la course en extérieur : validité et comparaison avec l'accélérométrie. *Communication présentée au 5ème colloque Sport et Recherche en Pays de la Loire (SRPDL), Laval, France.*

C8. **de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Mahé, G., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2015, septembre). Intérêts cliniques de la mesure ambulatoire de l'activité physique et de la capacité de marche dans l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs. *Communication présentée au 14ème congrès de la Société Française de Médecine Vasculaire (SFMV), Nancy, France.*

## Valorisation hors cadre de la thèse

---

### *Articles et lettres*

---

P6. Chaudru, S., **de Müllenheim, P. Y.**, Le Faucheur, A., Jaquinandi, V., & Mahé, G. (2015). Ankle brachial index teaching: A call for an international action. *Int J Cardiol*, 184, 489-491.

P7. Chaudru, S., **de Müllenheim, P. Y.**, Le Faucheur, A., Kaladji, A., Jaquinandi, V., & Mahé, G. (2016). Training to Perform Ankle-Brachial Index: Systematic Review and Perspectives to Improve Teaching and Learning. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 51(2), 240-247.

P8. Chaudru, S., **de Müllenheim, P. Y.**, Le Faucheur, A., Jaquinandi, V., Kaladji, A., & Mahé, G. (2016). Knowledge about ankle-brachial index procedure among residents: being experienced is beneficial but is not enough. *Vasa*, 45(1), 37-41.



C9. Le Faucheur, A., Chaudru, S., **de Müllenheim, P. Y.**, Mahé, G., & Noury-Desvaux, B. (2015, June). Assessing the impact of environmental conditions on GPS accuracy during human walking. *Communication presented at the 4th International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement (ICAMPAM), Limerick, Ireland.*

C10. Chaudru, S., **de Müllenheim, P. Y.**, Le Faucheur, A., Jaquinandi, V., & Mahé, G. (2015, septembre). Enseignement de l'index de pression systolique : un appel à l'action. *Communication présentée au 14ème congrès de la Société Française de Médecine Vasculaire (SFMV), Nancy, France.*

C11. Chaudru, S., **de Müllenheim, P. Y.**, Klein, H., Jaquinandi, V., Mahé, G., & Le Faucheur, A. (2016, June). Assessing free-living walking impairment in peripheral artery disease patients by objectively quantifying walking pain occurrence: definition of a methodology using physical activity monitors. *Communication presented at the 21st Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Vienna, Austria.*

C12. Chaudru, S., **de Müllenheim, P. Y.**, Klein, H., Jaquinandi, V., Mahé, G., & Le Faucheur, A. (2016, October). Objective quantification of walking pain occurrences in free-living conditions in peripheral artery disease patients. *Communication presented at the XXVII World Congress of the International Union of Angiology (IUA) / 15th Annual Congress of the French Society for Vascular Medicine (SFVM), Lyon, France.*

# SOMMAIRE

<b>Remerciements</b> .....	<b>v</b>
<b>Valorisation scientifique</b> .....	<b>xi</b>
<b>Sommaire</b> .....	<b>1</b>
<b>Liste des abréviations principales</b> .....	<b>3</b>
<b>Liste des tableaux</b> .....	<b>5</b>
<b>Liste des figures</b> .....	<b>7</b>
<b>Liste des annexes</b> .....	<b>9</b>
<b>Introduction</b> .....	<b>11</b>
<b>Partie I – État de l’art</b> .....	<b>13</b>
Chapitre 1. Présentation de l’AOMI.....	15
Chapitre 2. Ischémie d’exercice et limitation de la capacité de marche : importance de l’évaluation en condition naturelle de marche .....	51
Chapitre 3. Ischémie d’exercice et limitation de la capacité de marche : rôle des adaptations physiopathologiques à la marche et en récupération .....	151
<b>Problématique générale, objectifs, et organisation du travail de thèse</b> .....	<b>173</b>
<b>Partie II – Travail expérimental</b> .....	<b>179</b>
Chapitre 4. Projet ACTI-GPS : étude de la validité du géo-positionnement par satellites et de son couplage à d’autres capteurs d’activité physique pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur .....	181
Chapitre 5. Projet CLASH : étude de l’influence de la durée de récupération, suite à une marche symptômes-limitée, sur la capacité de marche lors de la marche subséquente chez des patients AOMI .....	213
<b>Conclusion</b> .....	<b>241</b>
<b>Bibliographie</b> .....	<b>243</b>
<b>Annexes</b> .....	<b>I</b>
<b>Table des matières</b> .....	<b>XLIII</b>
<b>Travaux publiés ou terminés et soumis pour publication</b> .....	<b>LIII</b>
<b>Communications orales principales présentées en tant que 1<sup>er</sup> auteur</b> .....	<b>LXV</b>



## LISTE DES ABREVIATIONS PRINCIPALES

<b>ACCF</b>	<i>American College of Cardiology Foundation</i>
<b>ACD</b>	Distance de claudication absolue ( <i>Absolute claudication distance</i> )
<b>ACSM</b>	<i>American College of Sports Medicine</i>
<b>AHA</b>	<i>American Heart Association</i>
<b>AML</b>	Axe médio-latéral
<b>AOMI</b>	Artériopathie oblitérante des membres inférieurs
<b>AP</b>	Activité physique
<b>APA</b>	Axe antéro-postérieur
<b>AV</b>	Axe vertical
<b>CCI</b>	Coefficient de corrélation intra-classe
<b>COT</b>	Temps de claudication relative ( <i>Claudication onset time</i> )
<b>CV</b>	Coefficient de variation
<b>DE</b>	Dépense énergétique
<b>DGPS</b>	<i>Differential Global Positioning System</i>
<b>DOP</b>	Dilution de la précision ( <i>Dilution of precision</i> )
<b>EGNOS</b>	<i>European Geostationary Overlay Service</i>
<b>FC</b>	Fréquence cardiaque
<b>ICD</b>	Distance de claudication relative ( <i>Initial claudication distance</i> )
<b>IPS</b>	Index de pression systolique
<b>GIS</b>	Système d'information géographique ( <i>Geographical information system</i> )
<b>GNSS</b>	Système global de navigation par satellites ( <i>Global navigation satellite system</i> )
<b>GPS</b>	Géo-positionnement par satellites ( <i>Global positioning system</i> )
<b>MET</b>	Équivalent métabolique de repos
<b>NIRS</b>	Spectroscopie dans le proche infra-rouge ( <i>Near-infrared spectroscopy</i> )
<b>OMS</b>	Organisation mondiale de la santé
<b>PARC</b>	<i>Peripheral Academic Research Consortium</i>
<b>PAS</b>	Pression artérielle systolique

<b><i>PWT</i></b>	Temps de claudication absolue ( <i>Peak walking time</i> )
<b><i>RTK</i></b>	Cinématique temps réel ( <i>Real-time kinematics</i> )
<b><i>SA</i></b>	Disponibilité sélective ( <i>Selective availability</i> )
<b><i>SBAS</i></b>	Système d'augmentation par satellites ( <i>Satellite-based augmentation system</i> )
<b>StO<sub>2</sub></b>	Saturation du sang en dioxygène
<b>tcPO<sub>2</sub></b>	Pression transcutanée en dioxygène
<b>TM6</b>	Test de marche de six minutes
<b>UTC</b>	Temps universel coordonné ( <i>Universal coordinated time</i> )
<b><math>\dot{V}O_2</math></b>	Débit de consommation de dioxygène
<b><math>\dot{V}CO_2</math></b>	Débit de production de dioxyde de carbone
<b>VM</b>	Vecteur magnitude
<b><i>WAAS</i></b>	<i>Wide Area Augmentation System</i>

Les abréviations écrites en italique dans le texte renvoient à des termes ou des expressions qui sont à l'origine utilisés dans la langue anglaise. La correspondance avec la langue anglaise a été conservée pour désigner notamment les termes et expressions pour lesquels il n'y avait pas, à notre connaissance, d'acronyme disponible ou bien identifié dans la langue française.

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Zones d'apparition des symptômes de douleur généralement associées au site anatomique de l'occlusion artérielle.....	31
Tableau 2. Classification de Fontaine.....	33
Tableau 3. Classification de Rutherford.....	33
Tableau 4. Variabilité intra-sujet de la capacité de marche mesurée lors de tests de marche sur tapis motorisé à charge constante.....	54
Tableau 5. Variabilité intra-sujet de la capacité de marche mesurée lors de tests de marche sur tapis motorisé à charge croissante.....	56
Tableau 6. Reproductibilité de la capacité de marche mesurée lors de tests de marche en navette.....	65
Tableau 7. Controverse sur la question du meilleur test d'évaluation fonctionnelle à utiliser dans les essais cliniques chez les patients avec AOMI.....	69
Tableau 8. Exemples de deux profils (théoriques) différents de limitations fonctionnelles à la marche présentés par deux patients avec AOMI.....	77
Tableau 9. Classification de l'intensité de l'activité physique.....	83
Tableau 10. Études ayant évalué la relation entre la fréquence cardiaque et la dépense énergétique au cours de la marche.....	90
Tableau 11. Validité des accéléromètres pour estimer la dépense énergétique totale et liée à l'activité physique au cours de la journée.....	103
Tableau 12. Précision du GPS pour estimer la vitesse lors de la marche.....	132
Tableau 13. Précision du GPS pour estimer la distance parcourue lors de la marche.....	134
Tableau 14. Études ayant rapporté des valeurs de $\dot{V}O_2$ pic chez des patients avec AOMI et claudication intermittente.....	152
Tableau 15. Arguments « pour » et « contre », et considérations méthodologiques, à propos de l'idée que les perturbations hémodynamiques ne limitent pas la capacité d'exercice.....	157
Tableau 16. Arguments « pour » et « contre » l'idée qu'une dysfonction métabolique musculaire contribue à la limitation de la capacité d'exercice.....	160
Tableau 17. Résultats des études ayant proposé la double épreuve de marche physiologique chez des patients avec AOMI et claudication intermittente.....	168
Tableau 18. Reproductibilité du système K4b <sup>2</sup> utilisé dans l'étude ACTI-GPS.....	189
Tableau 19. Sensibilité du GT3X+ évaluée sur système mécanique.....	191
Tableau 20. Reproductibilité inter-unités du GT3X+.....	192
Tableau 21. Variables utilisées pour caractériser la dépense énergétique dans l'étude ACTI-GPS....	195
Tableau 22. Modèles de prédiction de la dépense énergétique à la marche, à la fois sur terrain plat et en montée, obtenus en utilisant les données métaboliques non ajustées par rapport au coût énergétique du terrain.....	205

Tableau 23. Comparaison des statistiques associées aux modèles de prédiction de la dépense énergétique pour la marche, à la fois sur terrain plat et en montée, et en utilisant les données métaboliques non ajustées et ajustées par rapport au coût énergétique du terrain.....	206
Tableau 24. Critères d'inclusion et de non inclusion dans l'étude CLASH .....	214
Tableau 25. Caractéristiques des patients de l'étude CLASH dont les données ont été analysées .....	228
Tableau 26. Statistiques associées aux modèles individuels développés dans l'étude CLASH pour la prédiction de la capacité de marche à partir du temps de récupération faisant suite à une marche symptômes-limitée .....	230
Tableau 27. Description du modèle mixte développé pour caractériser la relation [capacité de marche vs. durée de récupération] à l'échelle du groupe de patients .....	232
Tableau 28. Reproductibilité des mesures de la capacité de marche ( $PWT_1$ ) correspondant aux blocs de marche réalisés dans le cadre de l'étude CLASH.....	233

## LISTE DES FIGURES

Figure 1. Estimation du nombre de personnes vivant avec une AOMI en 2010 dans huit régions du monde suivies par l'Organisation Mondiale de la Santé.....	16
Figure 2. Risque de développer une AOMI en fonction de la présence de différents facteurs de risque dans les pays à hauts revenus (HIC) et dans les pays à faibles ou moyens revenus (LMIC) .....	17
Figure 3. Illustration du processus d'athérosclérose conduisant à l'obstruction d'une artère .....	21
Figure 4. Pression sanguine dans la circulation systémique au repos chez l'Homme .....	22
Figure 5. Comportement de l'écoulement d'un fluide dans un conduit lorsque le diamètre de ce dernier varie.....	24
Figure 6. Les altérations hémodynamiques et ses conséquences dans l'AOMI .....	26
Figure 7. Mesure de l'Index de Pression Systolique (IPS) .....	27
Figure 8. Symptômes de douleur de jambe présents dans l'AOMI .....	35
Figure 9. Modèle de l'International Classification of Functioning.....	41
Figure 10. Mécanismes de la détérioration fonctionnelle liée à l'ischémie d'exercice dans l'AOMI...	45
Figure 11. Distances de claudication relative ( <i>ICD</i> ) et absolue ( <i>ACD</i> ) obtenues chez des patients avec AOMI et claudication intermittente lors de tests de marche sur tapis à charge constante d'intensités différentes.....	53
Figure 12. Évolution du travail métabolique total théorique effectué en fonction du temps maximal de marche atteint lors de différents tests de marche sur tapis motorisé.....	60
Figure 13. Évolution du nombre d'études ayant effectué une mesure ambulatoire de l'activité physique ou de la capacité de marche chez les patients avec AOMI .....	71
Figure 14. Le système Peripheral Arterial Disease Holter Control (PADHOC) .....	73
Figure 15. Traitement des données de vitesse GPS pour la détection des périodes de marche et d'arrêt chez les patients avec AOMI .....	74
Figure 16. Citations référencées dans PubMed et associées à différentes marques d'accéléromètres ..	94
Figure 17. Schéma illustrant les types de capteurs piézoélectriques utilisés par les accéléromètres ....	95
Figure 18. Schéma d'un type de capteur capacitif utilisé par les accéléromètres.....	96
Figure 19. Procédure de traitement du signal d'accélération mise en œuvre par un accéléromètre pour obtenir des <i>counts</i> d'activité physique .....	97
Figure 20. Équations visant à estimer la dépense énergétique avec l'accéléromètre 7164 d'ActiGraph™ .....	107
Figure 21. Illustration d'un podomètre électromécanique (classique) et du mécanisme qui permet de détecter et de compter les pas lors de la marche .....	109
Figure 22. Structure du signal GPS.....	116
Figure 23. Vue d'ensemble des méthodes de géo-positionnement par satellites.....	120
Figure 24. Principe du géo-positionnement absolu.....	122



Figure 25. Vue d'ensemble des systèmes d'augmentation régionaux satellitaires déployés dans le monde.....	123
Figure 26. Précision du GPS pour estimer la position lors de la marche dans différents endroits du monde.....	129
Figure 27. Précision du GPS pour estimer la position lors de la marche en fonction du niveau d'obstruction associé à l'environnement.....	130
Figure 28. Vue d'ensemble des études qui ont développé et validé des méthodes de couplage de plusieurs paramètres d'activité physique pour estimer la dépense énergétique associée .....	141
Figure 29. Cinétiques de $\dot{V}O_2$ obtenues chez un patient avec AOMI et chez un sujet sain.....	153
Figure 30. Vue générale du protocole de l'étude visant à déterminer la précision du géo-positionnement par satellites et de son couplage à d'autres capteurs d'activité physique pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur (projet ACTI-GPS).....	184
Figure 31. Description des lieux de marche investis dans l'étude ACTI-GPS .....	188
Figure 32. Procédure utilisée pour corriger les données d'altitude mesurées avec GPS dans l'étude ACTI-GPS.....	197
Figure 33. Erreur dans l'estimation de la vitesse de marche avec GPS en fonction du niveau d'obstruction et impact hypothétique sur l'estimation de la dépense énergétique .....	204
Figure 34. Erreur hypothétique associée à la prédiction de la dépense énergétique réalisée à partir d'équations de la littérature et de données de vitesse réelle et GPS lors de la marche en extérieur sur terrain plat chez la personne saine .....	207
Figure 35. Erreur hypothétique associée à la prédiction de la dépense énergétique réalisée à partir d'équations de la littérature et de données réelles et GPS de vitesse lors de la marche sur terrain plat chez des patients avec AOMI.....	208
Figure 36. Vue générale du protocole de l'étude CLASH.....	215
Figure 37. Dispositif utilisé dans l'étude CLASH pour la mesure de la $tcPO_2$ en laboratoire .....	221
Figure 38. Évolution du rapport $[PWT_2 / PWT_1]$ obtenu en fonction de la durée de récupération testée .....	229
Figure 39. Modèles individuels et courbes associées obtenus pour la prédiction de la capacité de marche à partir de la durée de récupération faisant suite à une marche symptômes-limitée.....	231
Figure 40. Modèle général obtenu pour la prédiction de la capacité de marche ( $[PWT_2 / PWT_1]$ ) à partir de la durée de récupération faisant suite à une marche symptôme-limitée.....	232

## LISTE DES ANNEXES

Annexe 1. Classification des symptômes associés à l'AOMI proposée par le Peripheral Academic Research Consortium.....	III
Annexe 2. Altérations des aspects biomécaniques de la marche causées par l'occurrence de la douleur chez les patients avec AOMI .....	IV
Annexe 3. Équations de prédiction des METs à partir des <i>counts</i> d'activité physique mesurés par un accéléromètre ActiGraph™ .....	VI
Annexe 4. Équations de prédiction du niveau de dépense énergétique (kcal·min <sup>-1</sup> ) à partir des <i>counts</i> d'activité physique mesurés par un accéléromètre ActiGraph™ .....	IX
Annexe 5. Équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche sur tapis sans pente .....	X
Annexe 6. Équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche sur tapis avec pente .....	XII
Annexe 7. Équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche au sol sans pente .....	XIII
Annexe 8. Équations généralisées de prédiction de la dépense énergétique à la marche (sur tapis et au sol) sans pente.....	XIV
Annexe 9. Méthodes de géo-positionnement différentiel.....	XV
Annexe 10. Les sources d'erreurs dans le géo-positionnement par satellites.....	XVIII
Annexe 11. Encadrement des projets de recherche ACTI-GPS et CLASH .....	XXI
Annexe 12. Caractéristiques techniques du MasterSreen CPX et du K4b <sup>2</sup> .....	XXII
Annexe 13. Étude de l'agrément et de la reproductibilité du MasterScreen CPX et du K4b <sup>2</sup> pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de la dépense énergétique.....	XXIII
Annexe 14. Caractéristiques techniques des actimètres utilisés dans les protocoles ACTI-GPS et/ou CLASH .....	XXXVIII
Annexe 15. Caractéristiques techniques du récepteur GPS utilisé dans les protocoles ACTI-GPS et CLASH .....	XXXIX
Annexe 16. Questionnaire de claudication de San Diego.....	XL
Annexe 17. Walking Impairment Questionnaire .....	XLI



## INTRODUCTION

L'essor technologique est probablement l'un des moteurs les plus puissants de l'évolution de notre perception et de notre compréhension du monde. Dans le cadre des recherches portant sur les liens entre l'activité physique (AP) et la santé chez l'Homme, cet essor s'est traduit notamment par la miniaturisation d'outils permettant l'évaluation objective de l'AP et de la dépense énergétique (DE) associée. L'évaluation objective de l'AP et de la DE a permis, et permet encore actuellement, de mieux comprendre l'importance selon laquelle la sédentarité et l'AP influencent au long cours la santé de l'ensemble de la population (Thompson *et al.*, 2015). Aujourd'hui, le niveau d'avancée technologique et la démocratisation des outils contribuent à l'avènement d'une nouvelle ère nommée *mobile health*<sup>2</sup> (Chow *et al.*, 2016; Piette *et al.*, 2015; Schoenfeld *et al.*, 2016). Les recherches qui ont été menées dans le domaine clinique et touchant à l'Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs (AOMI)<sup>3</sup> fournissent une illustration de l'impact que peut avoir l'essor technologique sur la manière de percevoir et de comprendre un phénomène, et dans ce cas précis une pathologie et les répercussions fonctionnelles qui lui sont associées. L'essor technologique a par exemple permis d'étudier et de mieux caractériser les limitations fonctionnelles à la marche des patients avec AOMI telles qu'elles peuvent l'être en condition réelle de marche, et ce par le biais d'une évaluation de la capacité de marche en extérieur à l'aide du géo-positionnement par satellites (GPS) (Le Faucheur *et al.*, 2008).

L'accès à l'évaluation en ambulatoire de la locomotion humaine, et plus particulièrement la marche, a fait émerger de véritables défis d'ordre méthodologique pour obtenir des mesures qui soient à la fois précises et comparables d'un individu à un autre, ou d'une mesure à une autre chez un même individu. Dans le cadre de l'évaluation de la capacité de marche en extérieur des patients avec AOMI, cela peut se traduire par la difficulté à comparer des mesures de capacité de marche qui ont été obtenues à des vitesses et avec des niveaux de pente différents. En effet, l'intensité de l'exercice et la DE associée influent de manière importante sur la capacité de marche (Degischer *et al.*, 2002).

---

<sup>2</sup> Pratique médicale et de santé publique assistée par des outils mobiles, tels que les téléphones mobiles, les appareils de *monitoring* des patients, ou encore les assistants personnels digitaux (Chow *et al.*, 2016).

<sup>3</sup> L'AOMI est une maladie chronique grave, qui touche l'ensemble de la population mondiale, et qui peut être associée à l'apparition de douleurs aux membres inférieurs lors de la marche avec comme conséquence une réduction de la distance de marche réalisable sans s'arrêter; elle reste malgré cela méconnue, sous-diagnostiquée, et sous-traitée (Criqui *et al.*, 1992; Fowkes *et al.*, 2013; Hirsch *et al.*, 2001; Hirsch *et al.*, 2007; Olin *et al.*, 2016).

L'évaluation de la locomotion humaine en condition écologique a aussi permis de mieux caractériser le comportement des personnes en matière d'activité de marche (Dall *et al.*, 2013; Orendurff *et al.*, 2008). Dans le cadre des recherches menées sur l'AOMI, c'est une évaluation en ambulatoire avec GPS qui a permis de mettre en évidence le fait que la capacité de marche pouvait être variable d'une période de marche à une autre, pointant alors le besoin de comprendre les facteurs affectant cette variabilité en vue, par exemple, de mieux aider les patients à gérer leurs douleurs et leur capacité de marche au quotidien. Il semble que les limitations fonctionnelles à la marche des patients avec AOMI aient été peu étudiées en proposant plusieurs périodes de marche symptômes-limitées, et alternées avec des périodes de récupération relativement courtes (Boissier *et al.*, 1997; Capecchi *et al.*, 1997; Coughlin *et al.*, 2006; Coughlin *et al.*, 2001) ; alors que c'est bien cet aspect répété qui caractérise l'activité de marche des patients en condition écologique (Clarke *et al.*, 2013).

Les travaux de recherche réalisés dans le cadre du présent travail de thèse ont visé une meilleure évaluation et compréhension des limitations fonctionnelles à la marche chez les patients avec AOMI. Ces travaux ont reposé sur deux approches différentes, bien que liées. Une première approche a relevé de la validation technique chez le sujet sain ; alors qu'une seconde approche a relevé de l'étude clinique chez des patients avec AOMI. L'objectif du travail présenté ici était donc double. D'une part, il s'agissait d'étudier la validité de moniteurs d'activité, en se focalisant sur le GPS, pour estimer la DE lors de la marche en extérieur en conditions variées de vitesse et de pente chez le sujet sain. Cette étude visait notamment à définir les bases méthodologiques pour utiliser à terme le GPS dans l'estimation de la DE au cours de périodes de marche en extérieur chez les patients avec AOMI. Ainsi, il pourrait ensuite être plus aisé de comparer les résultats de capacité de marche obtenus en extérieur lors de périodes de marche effectuées à des intensités (vitesse et pente) différentes. D'autre part, il s'agissait dans le cadre de ce travail de caractériser l'effet de la durée de récupération, faisant suite à une marche symptômes-limitée, sur la capacité de marche des patients avec AOMI lors de la marche subséquente.

## **PARTIE I – ÉTAT DE L'ART**



# Chapitre 1. Présentation de l'AOMI

Les maladies artérielles périphériques désignent l'ensemble des troubles pathologiques occlusifs et non occlusifs survenant au niveau des artères non coronaires (Cooke & Chen, 2015). L'AOMI est un exemple classique de ces troubles pathologiques (Bradberry, 2004). Dans le cas de l'AOMI, ces troubles sont généralement associés au processus d'athérosclérose, qui conduit à l'obstruction des artères et à la réduction du débit sanguin dans les membres inférieurs (Cooke & Chen, 2015; Hiatt *et al.*, 2008; Hirsch *et al.*, 2006; Ouriel, 2001). Ces troubles peuvent survenir à différentes localisations, allant des grandes artères proximales (*e.g.*, l'aorte abdominale terminale) aux petits vaisseaux (*e.g.*, les petites artères des pieds). La distribution des sites artériels touchés peut varier selon l'âge, le genre, et les facteurs de risque cardiovasculaires présentés par les patients (Q. Chen *et al.*, 2015). Toutefois, les raisons pour lesquelles l'athérosclérose survient à certains sites plutôt qu'à d'autres ne sont pas encore totalement élucidées (Q. Chen *et al.*, 2015).

## 1. Épidémiologie

La plupart des données épidémiologiques sur l'AOMI proviennent d'études menées sur des populations issues de pays développés (Criqui & Aboyans, 2015). La prévalence de l'AOMI dépend des caractéristiques de la population étudiée, à savoir : l'âge de la cohorte, les facteurs de risque présentés par la population, les manifestations cliniques concomitantes à l'athérosclérose présentes dans la population, et la méthode et les critères d'évaluation utilisés (Hirsch *et al.*, 2006).

### 1.1. Prévalence

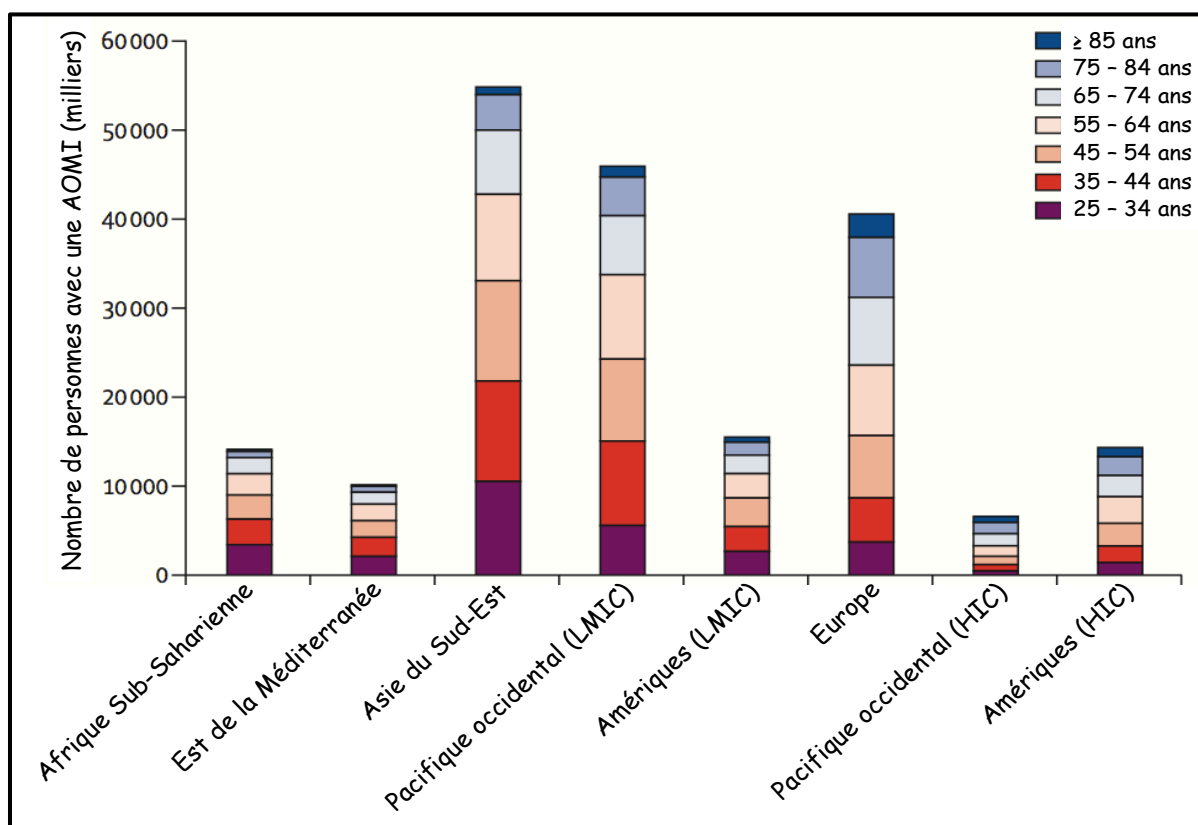
En s'appuyant sur l'ensemble des études qui ont étudié la prévalence de l'AOMI *via* une mesure de l'Index de Pression Systolique (IPS)<sup>4</sup>, Fowkes *et al.* (2013) ont estimé à 202 millions le nombre de personnes vivant avec une AOMI en 2010, dont 40.5 millions en Europe (cf. Figure 1, p. 16). Cette étude a également montré que la prévalence mondiale de l'AOMI a augmenté de 23.5 % en l'espace de 10 ans (+13.1 % pour les pays à hauts revenus, +28.7 % pour les pays à faibles ou moyens revenus), l'allongement de l'espérance de vie étant

---

<sup>4</sup> La mesure de l'IPS est la mesure non invasive de référence pour diagnostiquer l'AOMI (cf. Chapitre 1, sous-partie « 3.3. Implications des altérations hémodynamiques dans le diagnostic de l'AOMI », p. 26).



l'un des facteurs principaux de cette évolution (Fowkes *et al.*, 2013). En France, la prévalence de l'AOMI a été estimée à 11 % environ chez les personnes âgées de plus de 40 ans et présentant au moins un facteur de risque vasculaire (hypertension, diabète, tabagisme, ou sédentarité) ou se plaignant de douleurs au niveau des membres inférieurs (Boccalon *et al.*, 2000).



**Figure 1. Estimation du nombre de personnes vivant avec une AOMI en 2010 dans huit régions du monde suivies par l'Organisation Mondiale de la Santé**

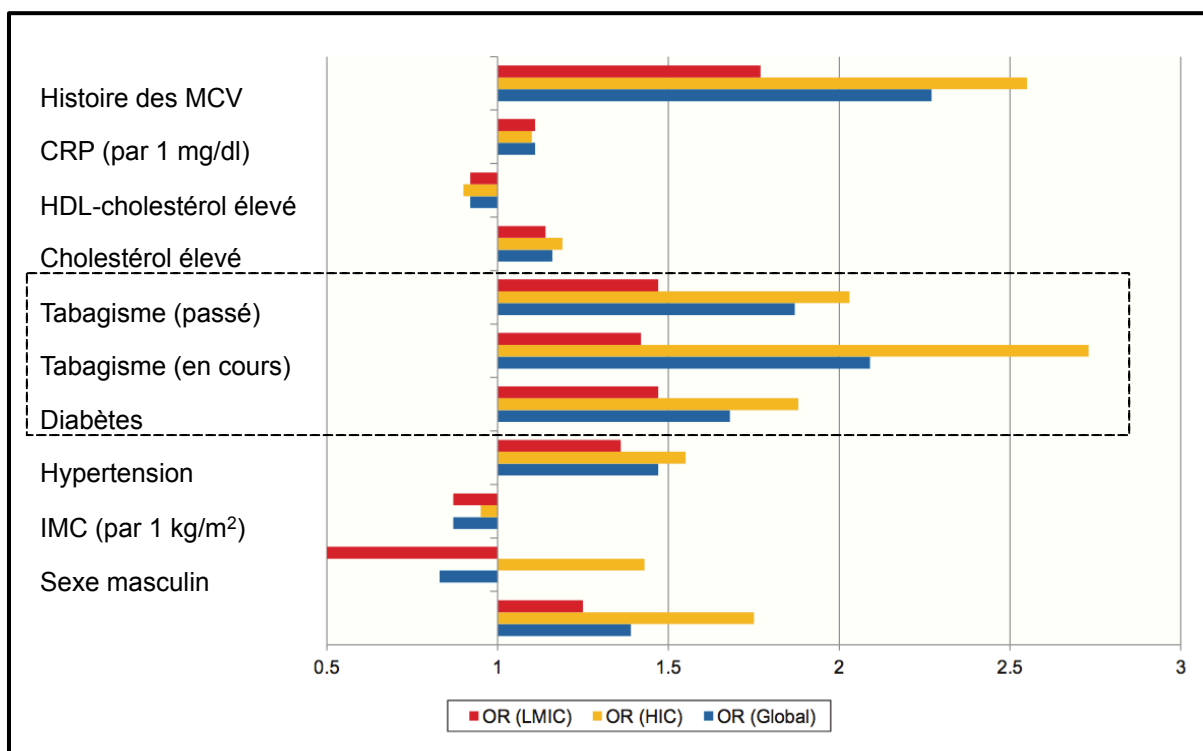
AOMI = artériopathie oblitérante des membres inférieurs ; LMIC = pays à faibles ou moyens revenus ; HIC = pays à hauts revenus. Adapté de "Comparison of global estimates of prevalence and risk factors for peripheral artery disease in 2000 and 2010: a systematic review and analysis" de F. G. Fowkes, D. Rudan, I. Rudan, V. Aboyans, J. O. Denenberg, M. M. McDermott, P. E. Norman, U. K. Sampson, L. J. Williams, G. A. Mensah, et M. H. Criqui, 2013, *Lancet*, 382(9901), p. 1337.

La prévalence de l'AOMI est fortement liée à l'âge (Criqui & Aboyans, 2015). La répartition des cas d'AOMI en fonction de l'âge peut cependant différer selon les régions du monde (cf. Figure 1, ci-dessus). En 2010, les personnes qui contribuaient le plus à la prévalence de l'AOMI en Europe étaient celles qui avaient plus de 55 ans (Fowkes *et al.*, 2013). En revanche, la prévalence de l'AOMI ne semble pas dépendre du sexe. Fowkes *et al.* (2013) ont rapporté une prévalence de l'AOMI, dans les pays à hauts revenus, qui était relativement similaire chez les hommes et chez les femmes. Elle était par exemple de 5.41 % chez les hommes et de 5.28 % chez les femmes dans la classe d'âge 45 – 49 ans, et de 18.83

% chez les hommes et de 18.38 % chez les femmes dans la classe d'âge 85 – 89 ans<sup>5</sup>. Criqui et Aboyans (2015) ont toutefois indiqué que l'AOMI avait tendance à être plus sévère et symptomatique chez les hommes que chez les femmes.

## 1.2. Facteurs de risque

La nature et l'importance relative des facteurs de risque de développer une AOMI ont fait l'objet d'une discussion approfondie dans la revue de littérature proposée par Criqui et Aboyans (2015). Les facteurs de risque majeurs de l'AOMI sont les mêmes que ceux associés aux maladies coronarienne et cérébrovasculaire, à savoir : le tabagisme, et la présence d'un diabète. Toutefois, l'importance relative de ces facteurs de risque diffère entre ces trois maladies. En ce qui concerne l'AOMI, c'est d'abord le tabagisme puis la présence d'un diabète qui sont les facteurs de risque les plus importants (cf. Figure 2, ci-dessous).



**Figure 2. Risque de développer une AOMI en fonction de la présence de différents facteurs de risque dans les pays à hauts revenus (HIC) et dans les pays à faibles ou moyens revenus (LMIC)**

L'encadré en pointillés noirs désigne les facteurs de risque les plus importants pour le développement d'une AOMI. MCV = maladies cardiovasculaires ; CRP = protéine réactive C ; HDL-cholestérol = lipoprotéines de haute densité transportant le cholestérol ; IMC = indice de masse corporelle ; OR = rapport des cotes. Adapté de "Epidemiology of peripheral artery disease" de M. H. Criqui et V. Aboyans, 2015, *Circ Res*, 116(9), p. 1518.

<sup>5</sup> Bien que faibles, ces différences étaient significatives ( $p = 0.001$ ).

Selon les études, le risque de développer une AOMI est de 1.9 à 3.4 fois plus grand chez des personnes fumeuses par rapport à des personnes non fumeuses. Chez des personnes atteintes d'un diabète, le risque de développer une AOMI est de 1.89 à 4.05 fois plus important par rapport à des personnes non diabétiques. De nombreuses études ont également montré une forte association entre la présence d'une hypertension artérielle et la présence d'une AOMI. Certains marqueurs de dyslipidémie, une concentration sanguine élevée en homocystéine, en protéine réactive C, en fibrinogène, ou encore en créatinine dans le cas d'une maladie rénale, ont été identifiés comme étant des facteurs de risque potentiels de développer une AOMI (cf. Figure 2, p. 17). Plusieurs études récentes ont aussi mis en évidence l'importance de l'histoire familiale et du génome. Enfin, d'autres facteurs, moins étudiés, ont été montrés comme étant significativement associés à la présence de l'AOMI : certaines infections respiratoires, des facteurs psychosociologiques, l'anxiété, le stress lié au travail, la manière de gérer les conflits et ses émotions, la concentration sanguine en antiphospholipides, l'hypothyroïdie, un style de vie sédentaire, l'exposition à des métaux lourds toxiques (Criqui & Aboyans, 2015).

À l'inverse des facteurs précédemment cités, l'obésité n'a pas encore été montrée comme étant un facteur de risque de développer une AOMI. Certaines études ont même montré une augmentation de la protection contre le développement d'une AOMI en lien avec une augmentation de l'indice de masse corporelle (IMC). Toutefois, la relation inverse entre le risque de développer une AOMI et la valeur de l'IMC pourrait n'être qu'« artificielle » dans la mesure où les patients qui présentent les valeurs les plus faibles d'IMC sont aussi ceux qui fument le plus et qui présentent par conséquent le plus grand risque de développer une AOMI. En revanche, l'adiposité abdominale a été identifiée comme étant significativement associée à un plus haut risque de développer une AOMI. S'agissant de la consommation d'alcool, elle ne semble pas augmenter le risque de développer une AOMI, certaines études lui assignant au contraire un effet protecteur (Criqui & Aboyans, 2015). À notre connaissance, aucune étude n'a clairement montré que l'inactivité physique était un facteur de risque indépendant de développer une AOMI. Les rares études sur le sujet semblent cependant suggérer une relation positive entre le niveau d'AP et la valeur de l'IPS (Heikkilä *et al.*, 2016; Housley *et al.*, 1993).

### 1.3. Mortalité

L'AOMI est rarement la cause directe d'un décès (Ouriel, 2001). En général, l'augmentation du risque de mortalité chez les patients avec AOMI est liée à une

augmentation du risque de mortalité à la suite d'une maladie coronarienne et/ou cérébrovasculaire, même après ajustement pour les facteurs de risque cardiovasculaire connus (Criqui & Aboyans, 2015). Les résultats d'une méta-analyse indiquent que le risque de mortalité cardiovasculaire chez les patients avec AOMI est multiplié par 3 à 7, selon le sexe et la valeur de l'IPS, par rapport à des personnes sans AOMI. En outre, le risque de mortalité toutes causes confondues chez les patients avec AOMI est multiplié par 2 à 5 environ, selon le sexe et la valeur de l'IPS, par rapport à des personnes sans AOMI (Ankle Brachial Index Collaboration, 2008)<sup>6</sup>.

La mortalité annuelle parmi les patients avec AOMI est de 4 à 6 %, le taux de mortalité étant le plus élevé chez les patients présentant les stades les plus avancés de la maladie (Hirsch *et al.*, 2006). Dans l'étude de l'*Ankle Brachial Index Collaboration* (2008), la mortalité [IC 95 %] (toutes causes confondues) à 10 ans parmi les personnes avec une AOMI était de 46.3 % [36.1 % ; 56.6 %] chez les hommes, et de 30.1 % [18.0 % ; 42.1 %] chez les femmes. Les auteurs du *Trans-Atlantic Inter-Society Consensus Document on Management of Peripheral Arterial Disease (TASC)* ont quant à eux rapporté des valeurs de 30 %, 50 %, et 70 % pour le taux de mortalité toutes causes confondues respectivement à 5 ans, 10 ans, et 15 ans, chez les patients avec AOMI, ces chiffres n'incluant pas les patients souffrant d'ischémie critique (Norgren *et al.*, 2007).

## 2. Pathogenèse

Étant donné que l'AOMI est classiquement associée au processus d'athérosclérose, la pathogenèse de l'AOMI peut être appréhendée à travers l'étude de ce processus (Ouriel, 2001). L'athérosclérose est un processus pathologique inflammatoire touchant les artères de moyenne et grande taille (Ross, 1999). Elle est initiée à la suite d'une dysfonction endothéliale<sup>7</sup> dont les causes peuvent être multiples (Libby *et al.*, 2002; Ross, 1999). Le processus d'athérosclérose s'opérant à un endroit d'une artère se caractérise par le développement d'une lésion dans l'endothélium vasculaire (cf. Figure 3, p. 21), lequel peut être caractérisé selon trois stades : i) l'initiation de la lésion ; ii) la progression de la lésion ; et iii) les complications de la lésion (Libby, 2000; Ouriel, 2001).

L'initiation de la lésion implique le recrutement de leucocytes mononucléaires (monocytes et lymphocytes) au niveau de l'intima de la paroi vasculaire. Suite à leur adhésion

---

<sup>6</sup> La médiane de la durée du suivi dans les 16 études retenues pour l'analyse allait de 3 à 17 ans selon les études, avec 9 études qui étaient associées à une durée de suivi > 10 ans.

<sup>7</sup> La notion de dysfonction endothéliale traduit ici la perte de certaines propriétés initialement associées à l'endothélium, à savoir la non-adhérence et l'imperméabilité à certaines molécules.

à l'endothélium vasculaire, les leucocytes migrent entre les cellules endothéliales. Lors de cette migration, les monocytes se différencient en macrophages<sup>8</sup> (Ross, 1993). Une fois à l'intérieur de l'endothélium vasculaire, les macrophages absorbent les lipoprotéines qui ont pu traverser l'endothélium dysfonctionnel et qui ont subi des transformations chimiques (*e.g.*, des oxydations) (Falk, 2006). Cette absorption conduit à donner aux macrophages une apparence spumeuse<sup>9</sup>. Ces cellules spumeuses forment alors une strie lipidique (Hansson *et al.*, 2006), qui caractérise l'état d'avancement le plus précocement reconnaissable du processus d'athérosclérose (Falk, 2006; Glass & Witztum, 2001; Hansson *et al.*, 2006; Ouriel, 2001; Ross, 1993, 1999).

La progression de la lésion est permise par un apport permanent de lipoprotéines athérogènes à l'endroit de la lésion et par l'absorption ininterrompue de ces lipoprotéines par les cellules spumeuses. Ce phénomène d'absorption se poursuit jusqu'à la mort des cellules spumeuses laissant un corps riche en lipides, mou, instable, inerte, et donc athéromateux, à l'intérieur de la lésion (Falk, 2006). La croissance de la lésion est également promue par la migration de cellules musculaires lisses, de la média vers l'intima de la paroi artérielle<sup>10</sup> (Bradberry, 2004). La plaque d'athérome devient plus fibreuse à mesure que les cellules musculaires lisses s'accumulent et qu'elles produisent des macromolécules extracellulaires formant une matrice fibreuse, encore appelée chape fibreuse, à l'endroit de la lésion. La fibrose de la plaque d'athérome est aussi liée à l'accumulation de calcium (Ouriel, 2001).

Les complications de la lésion sont liées au devenir de la chape fibreuse. Avec le temps et sous l'influence de plusieurs réactions immunitaires et inflammatoires, la chape fibreuse finit par être dégradée, stimulant alors le processus de coagulation et la formation d'un amas de plaquettes et de fibrinogène au niveau de la lésion (Ouriel, 2001). Si l'amas est fermement attaché à la paroi du vaisseau sanguin, il pourra continuer de croître jusqu'à ce que la lumière du vaisseau sanguin soit complètement obstruée par un thrombus riche en plaquettes. En revanche, si l'amas n'est pas bien attaché à la paroi du vaisseau sanguin, ou si le débit sanguin et les forces de cisaillement sont suffisamment importants à l'endroit de l'amas, l'amas se détachera et viendra obstruer un vaisseau situé en aval de la lésion. Dans les deux cas, le débit

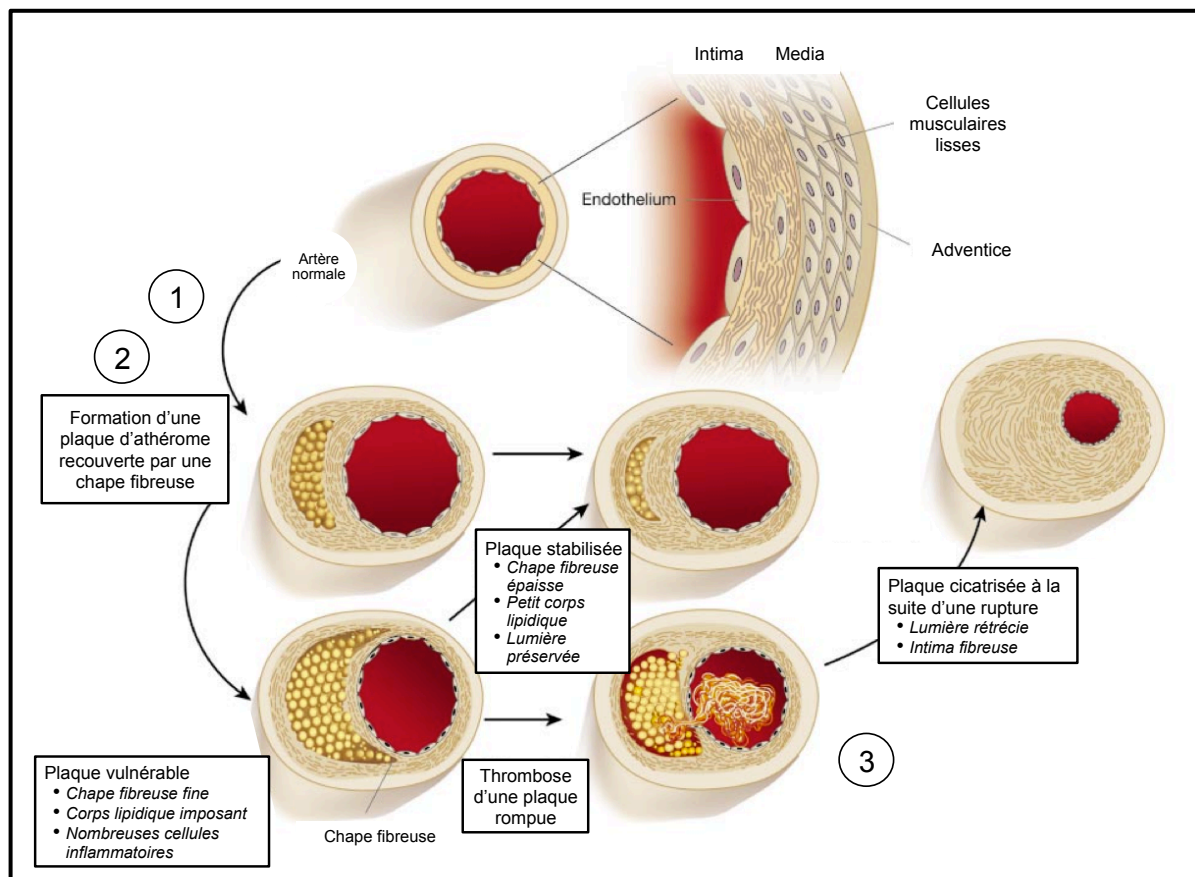
---

<sup>8</sup> La différenciation des monocytes en macrophages s'effectue sous l'influence de substances sécrétées par les cellules de l'endothélium et les cellules des muscles lisses (Tortora & Derrickson, 2007, pp. 780-781).

<sup>9</sup> Il a été rapporté que les cellules musculaires lisses et les cellules endothéliales peuvent aussi, dans une moindre proportion que les macrophages, devenir engorgées de lipides (Libby, 2012).

<sup>10</sup> La migration des cellules musculaires lisses de la média vers l'intima est stimulée par des substances sécrétées par les macrophages. Cette migration se fait de telle sorte que les cellules musculaires lisses viennent recouvrir la plaque d'athérome, l'isolant ainsi de la circulation sanguine (Tortora & Derrickson, 2007, p. 781).

sanguin sera réduit en aval de la zone initialement obstruée, augmentant le risque de survenue d'événements cliniques de nature ischémique (Ouriel, 2001).



**Figure 3. Illustration du processus d'athérosclérose conduisant à l'obstruction d'une artère**

Une description des différentes étapes du processus d'athérosclérose est proposée dans le texte. 1 = Initiation de la lésion ; 2 = Progression de la lésion ; 3 = Complications de la lésion. Adapté de "Inflammation in atherosclerosis" de P. Libby, 2002, *Nature*, 420(6917), p. 872.

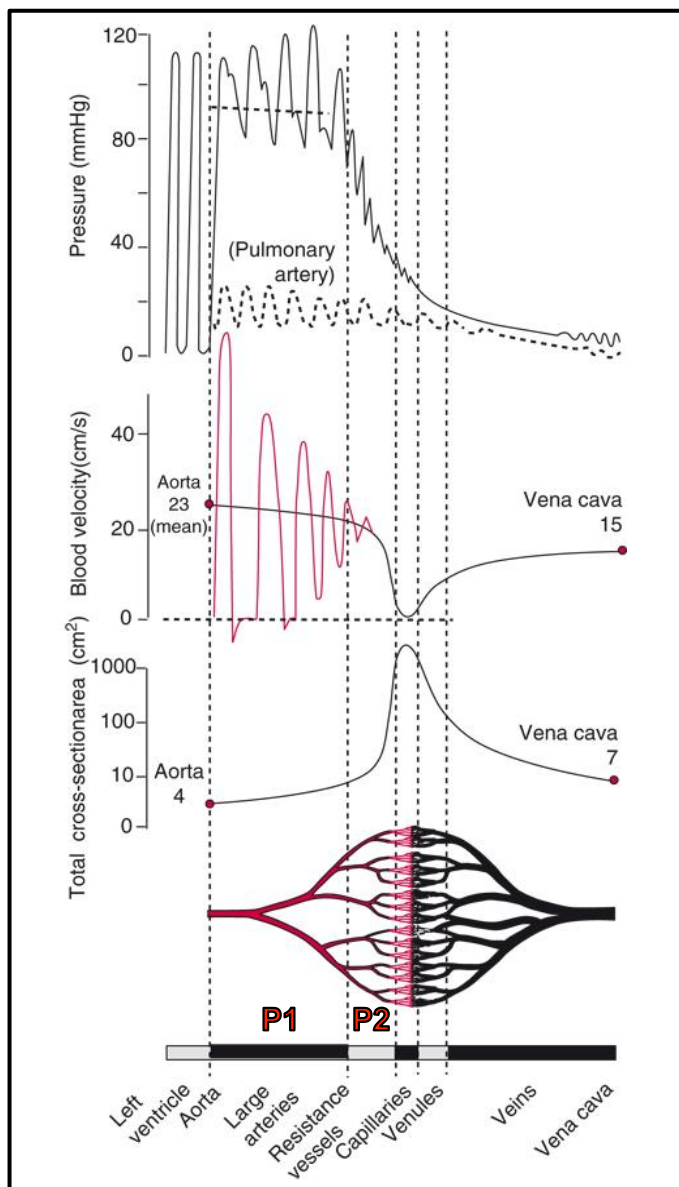
### 3. Altérations hémodynamiques artérielles

#### 3.1. Principes hémodynamiques généraux

Chez les patients avec AOMI, les lésions causées par le processus d'athérosclérose causent des perturbations hémodynamiques dans les artères irriguant les membres inférieurs. Ces perturbations concernent, notamment à l'exercice, le débit (ou le flux) sanguin<sup>11</sup> dans les membres inférieurs. Les principes généraux de l'hémodynamique permettent de comprendre la survenue de ces perturbations (Levick, 2010).

<sup>11</sup> Selon Levick (2010), le flux sanguin peut être défini comme le volume de sang déplacé par unité de temps (p. 7).

Théoriquement, l'écoulement d'un liquide entre deux points d'un conduit est permis par un gradient de pression (*i.e.*, une différence de pression) entre ces deux points ( $P_1 - P_2$ ). L'écoulement du liquide se réalise à partir du point où la pression est la plus élevée vers le point où la pression est la plus faible. Selon la loi de Darcy, le débit d'écoulement du liquide ( $\dot{Q}$ ) entre les deux points considérés est proportionnel au gradient de pression entre ces deux points, de telle sorte que :  $\dot{Q} = K \cdot (P_1 - P_2)$ , avec  $K$  le facteur de proportionnalité qui représente la conductivité hydraulique<sup>12</sup> dans le conduit (*i.e.*, la facilité de l'écoulement).  $K$  augmentant avec le diamètre du conduit, plus un conduit présente un grand diamètre, plus le débit du liquide à travers ce conduit est important pour un même gradient de pression. Dans le cadre de la circulation sanguine, ces principes hydrauliques se traduisent notamment par un écoulement du sang des artères en direction des veines (cf. Figure 4, ci-dessous).



**Figure 4. Pression sanguine dans la circulation systémique au repos chez l'Homme**

La pression sanguine est représentée sur la partie haute de la figure. La circulation systémique est représentée sur la partie basse de la figure. P1 et P2 (cf. bas de la figure, en rouge) sont deux points de la circulation artérielle (les artères ; et les artéioles) entre lesquels il existe une différence de pression importante. Cette différence est liée au fait que les artéioles sont associées à un petit diamètre en comparaison avec les artères. Adapté de "An introduction to cardiovascular physiology" (5th ed.) de J. R. Levick, 2010. Boca Raton, FL: CRC Press (Taylor & Francis Group), p. 8.

<sup>12</sup> Généralement exprimée en mètres par seconde.

Le débit d'un liquide dans un conduit peut aussi être appréhendé selon la notion de résistance (R), R traduisant, à l'inverse de K, la difficulté de l'écoulement d'un liquide, tel que :  $R = 1 / K$ . En utilisant cette fois R pour expliquer comment se comporte le débit d'un liquide ( $\dot{Q}$ ) dans un conduit, on obtient l'équation suivante :

$$\dot{Q} = \frac{P_1 - P_2}{R} \quad \text{Équation 1}$$

avec  $P_1 - P_2$  le gradient de pression entre les deux points considérés du conduit. Selon cette équation, plus la résistance d'un conduit est grande, plus le débit du liquide est diminué pour un même gradient de pression. La résistance à l'écoulement d'un liquide dans un conduit est liée aux forces de friction qui s'exercent à l'intérieur même du liquide qui s'écoule (Levick, 2010). Poiseuille a montré que la résistance (R) d'un conduit est inversement proportionnelle au rayon du conduit élevé à la puissance quatre ( $r^4$ ), et qu'elle est directement proportionnelle à la longueur du conduit (L) et à la viscosité du liquide ( $\mu$ ) qui le traverse (Levick, 2010), selon l'équation suivante :

$$R = \frac{8 \cdot L \cdot \mu}{\pi \cdot r^4} \quad \text{Équation 2}$$

Lorsqu'on combine l'équation 2 à l'équation 1 (ci-dessus), on obtient finalement une expression qui permet de comprendre précisément le comportement du débit d'un liquide dans un conduit. Cette expression correspond à la loi de Poiseuille :

$$\dot{Q} = (P_1 - P_2) \cdot \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot L \cdot \mu} \quad \text{Équation 3}$$

Selon la loi de Poiseuille (Équation 3), le débit sanguin entre deux points de la circulation sanguine est particulièrement influencé par le rayon (et donc le diamètre) des vaisseaux sanguins. Ceci se traduit par un débit sanguin dans les artérioles qui est beaucoup plus faible que dans les artères, par exemple (Levick, 2010).

Bien qu'importants, les principes physiques qui viennent d'être présentés n'expliquent pas à eux seuls le débit d'écoulement d'un liquide dans un conduit. Selon la théorie de Bernoulli, le débit d'écoulement d'un liquide entre deux points dépend plus généralement du

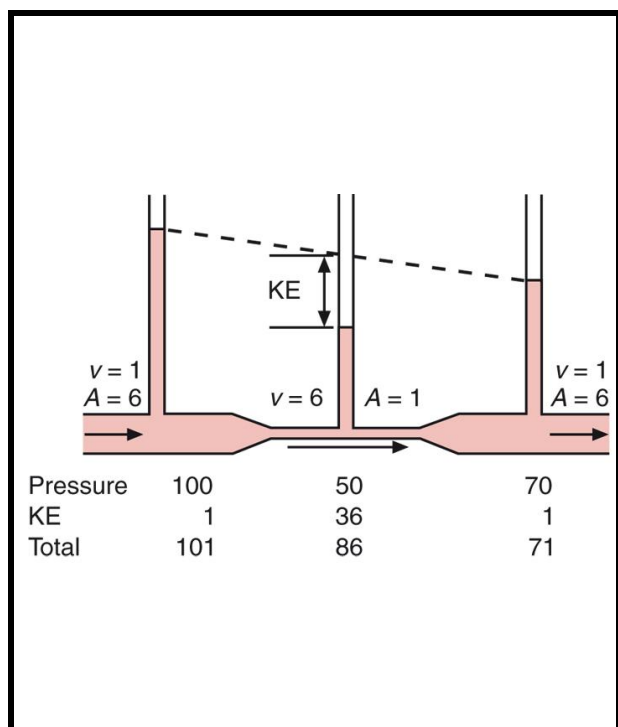


gradient d'énergie mécanique qui existe entre ces deux points. L'énergie mécanique désigne la somme de trois types d'énergie associés à un liquide qui s'écoule : i) l'énergie de pression (pression  $\times$  volume) ; ii) l'énergie potentielle (masse  $\times$  hauteur [par rapport à un plan de référence]  $\times$  force gravitationnelle) ; et iii) l'énergie cinétique (masse  $\times$   $\frac{1}{2}$   $\times$  vitesse élevée au carré) (Levick, 2010).

### 3.2. Altérations hémodynamiques liées à l'AOMI

Les lois relatives à la dynamique des fluides qui viennent d'être évoquées ont généralement été formulées à la suite d'expérimentations ayant mis en jeu un liquide homogène (l'eau), et des tubes rigides (Levick, 2010). Bien que ces conditions ne soient pas exactement celles qui caractérisent la circulation sanguine, les lois évoquées ci-avant permettent de comprendre les altérations hémodynamiques qui se produisent dans les artères des membres inférieurs chez les patients avec AOMI, à savoir une chute de la pression artérielle et potentiellement une réduction du débit sanguin en aval des lésions (Hiatt *et al.*, 2015).

Les phénomènes physiques qui expliquent une chute de la pression artérielle en aval d'une lésion sont représentés sur la Figure 5 (ci-dessous).



**Figure 5. Comportement de l'écoulement d'un fluide dans un conduit lorsque le diamètre de ce dernier varie**

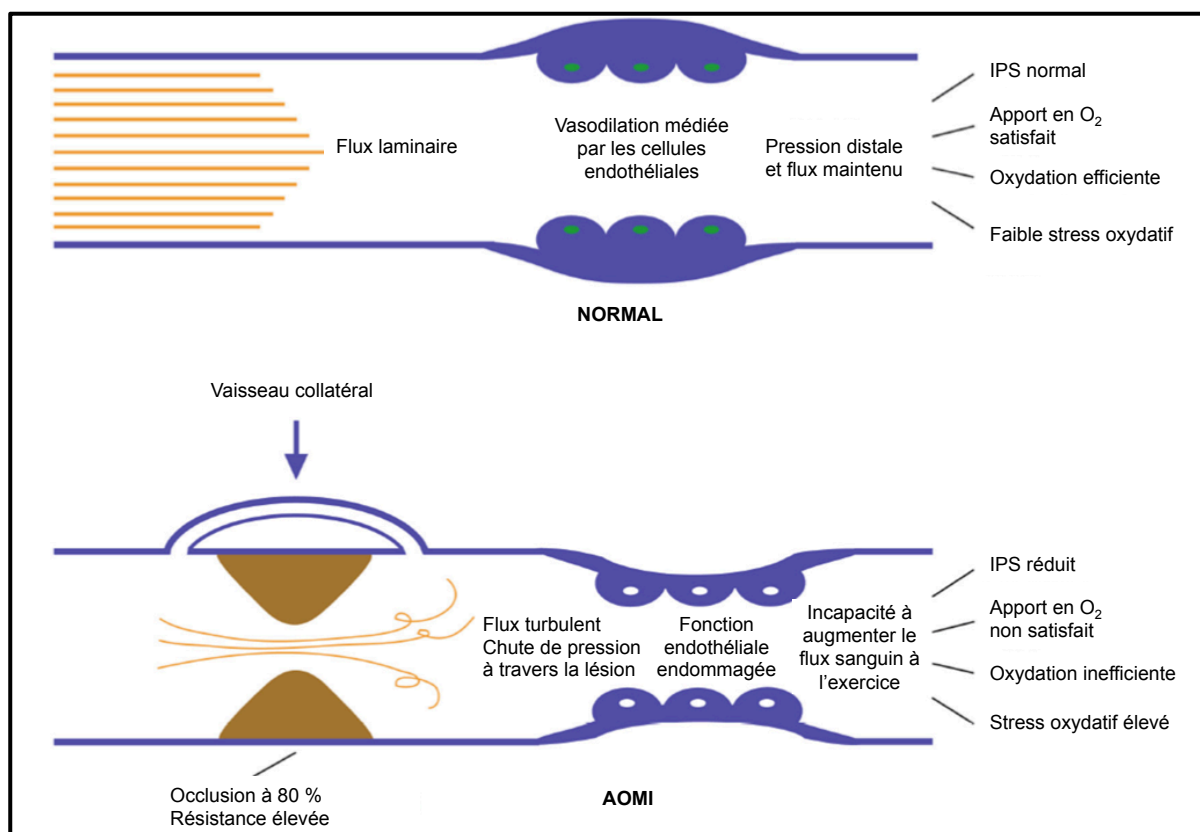
La figure met en application les principes physiques associés à la théorie de Bernoulli. Lorsque le diamètre du conduit diminue, l'énergie de pression est convertie en énergie cinétique. Par conséquent, la vitesse du fluide augmente, mais la pression chute. Lorsque le diamètre du conduit retrouve sa valeur initiale, l'énergie cinétique est reconvertie en énergie de pression. L'énergie de pression est alors supérieure à celle observée au milieu du tronçon. Pour autant, l'écoulement du fluide est possible en raison du gradient d'énergie mécanique totale qui existe entre le milieu du tronçon et la sortie du tronçon. *Pressure* = énergie de pression ; *KE* = énergie cinétique ; *Total* = énergie mécanique totale. Adapté de "An introduction to cardiovascular physiology" (5th ed.) de J. R. Levick, 2010. Boca Raton, FL: CRC Press (Taylor & Francis Group), p. 117.

Lorsqu'un volume donné de sang arrive à l'entrée d'un tronçon artériel où se trouve une lésion, le diamètre du conduit est réduit. Lors du passage au travers de ce tronçon, la vitesse de déplacement du sang augmente. Ceci ne se traduit pas pour autant par une augmentation du débit sanguin car le volume de sang qui peut être déplacé par unité de distance dans le tronçon lésé est diminué en raison du rétrécissement du diamètre du vaisseau. L'augmentation de la vitesse de déplacement du sang à l'intérieur du tronçon lésé implique que l'énergie cinétique associée à un volume de sang donné est augmentée. L'augmentation de l'énergie cinétique est possible grâce à la conversion de l'énergie de pression en énergie cinétique lors de l'entrée du sang dans le tronçon lésé. Par conséquent, lorsque le sang traverse un tronçon artériel lésé, sa vitesse augmente, mais la pression dans le vaisseau chute. Lorsqu'un volume de sang donné sort du tronçon lésé, l'énergie cinétique est reconvertie en énergie de pression. Toutefois, l'énergie de pression (et donc la pression sanguine) à la sortie du tronçon est plus faible qu'à l'entrée. Ceci résulte de l'apparition de turbulences dans le volume de sang lorsque celui-ci s'écoule dans le tronçon lésé (pour une illustration, cf. Figure 6, p. 26). En effet, ces turbulences conduisent à dissiper l'énergie de pression sous forme de chaleur, conduisant de fait à une perte de l'énergie mécanique associée à un volume de sang donné (Levick, 2010).

La chute de la pression sanguine en aval des lésions artérielles a des conséquences importantes sur l'écoulement sanguin. En effet, si la pression sanguine est diminuée à un point d'une artère en raison de la présence d'une lésion, cela signifie que le gradient de pression entre ce point et les vaisseaux situés en aval de l'arbre artériel est réduit. En reprenant simplement l'Équation 1 (p. 23), ceci implique que le débit sanguin en aval des lésions artérielles est diminué pour une résistance vasculaire donnée. Lorsqu'il y a plusieurs lésions distribuées en série le long des artères, la perturbation hémodynamique totale est le résultat de l'addition des perturbations liées à la présence de chaque lésion (Hiatt *et al.*, 2015). Si la présence de lésions à de multiples endroits du lit artériel ou dans un même vaisseau peut compromettre davantage l'apport sanguin aux tissus actifs, le développement de collatérales peut partiellement compenser la diminution de l'apport sanguin (Hiatt, 2006). Les altérations de la fonction endothéliale (*i.e.*, de la vasomotricité), ainsi que des propriétés rhéologiques du sang (*i.e.*, sa viscosité), qui font partie intégrante de la physiopathologie de l'AOMI, contribuent, en référence à la loi de Poiseuille (Équation 3, p. 23), à l'importance des perturbations hémodynamiques artérielles, particulièrement à l'exercice (Hiatt *et al.*, 2015).

### 3.3. Implications des altérations hémodynamiques dans le diagnostic de l'AOMI

Étant donné que les lésions causent une chute de la pression sanguine et de la pression systolique dans les artères des membres inférieurs, la manifestation de l'AOMI peut être évaluée grâce au calcul de l'Index de Pression Systolique (Hiatt *et al.*, 2015). L'index de Pression Systolique (IPS), relatif à un membre inférieur donné (droit ou gauche), est le rapport entre la pression artérielle systolique (PAS) la plus élevée mesurée à la cheville (*i.e.*, à l'artère tibiale postérieure ou à l'artère pédieuse dorsale) et la PAS la plus élevée mesurée aux bras (*i.e.*, aux artères brachiales droite et gauche) (Aboyans *et al.*, 2012).

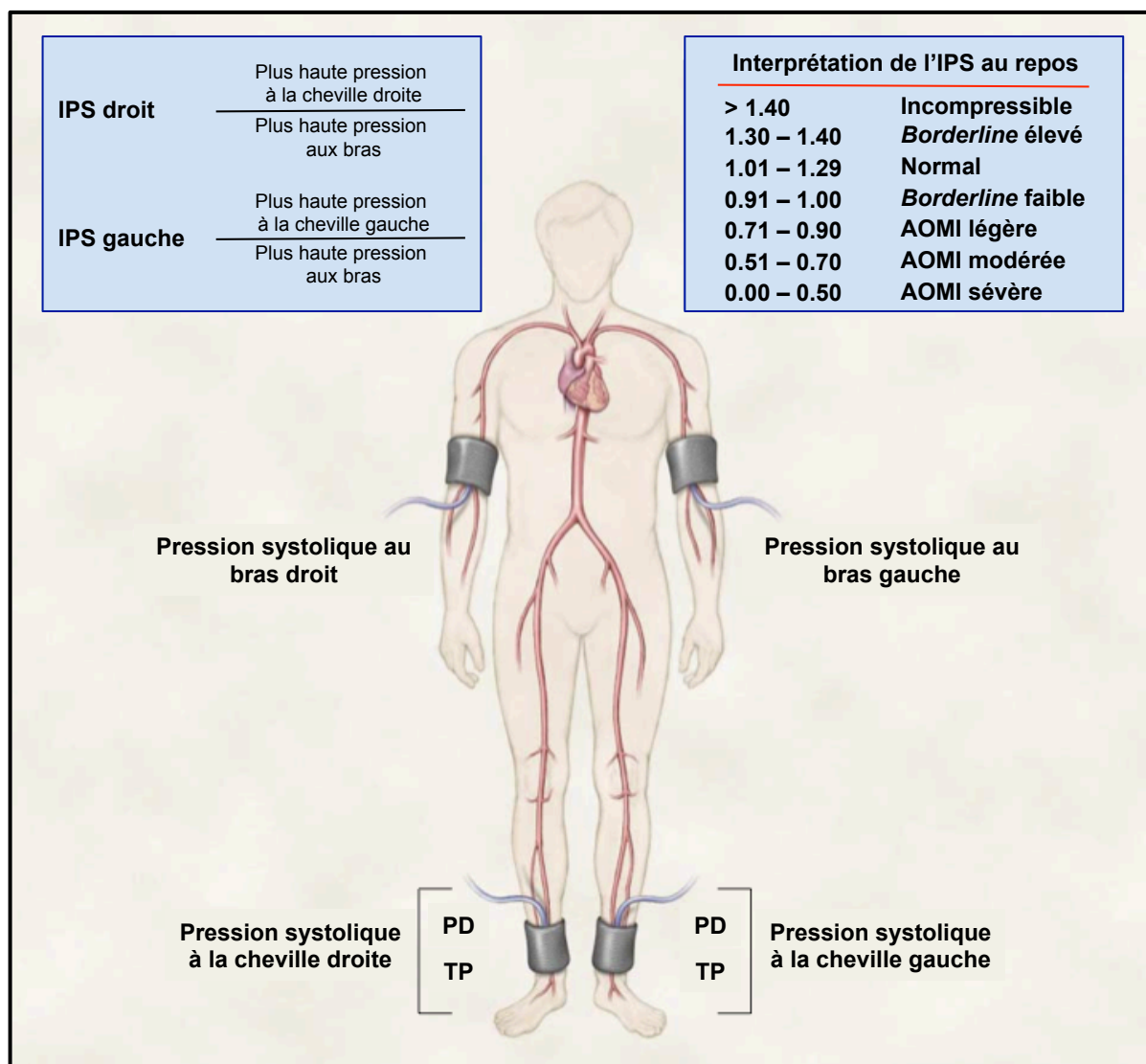


**Figure 6. Les altérations hémodynamiques et ses conséquences dans l'AOMI**

AOMI = artériopathie oblitérante des membres inférieurs ; IPS = index de pression systolique ; O<sub>2</sub> = dioxygène. Adapté de "Pathogenesis of the limb manifestations and exercise limitations in peripheral artery disease" de W. R. Hiatt, E. J. Armstrong, C. J. Larson, et E. P. Brass, 2015, *Circ Res*, 116(9), p. 1529.

Lorsque les artères des membres inférieurs ne comportent pas de lésion, la PAS mesurée aux membres inférieurs est plus élevée que celle mesurée aux membres supérieurs, ceci se traduisant par un IPS > 1.00. Ceci s'explique par le fait que l'onde de pression sanguine émise par le cœur s'amplifie à mesure qu'elle s'éloigne de ce dernier à travers les différentes branches de l'arbre artériel, l'amplification de l'onde de pression sanguine résultant en une augmentation progressive de la PAS (Aboyans *et al.*, 2012). Lorsque les

artères des membres inférieurs sont obstruées, la PAS est au contraire diminuée au niveau de la cheville du fait de la présence de lésions. Les valeurs de PAS à la cheville sont dans ce cas inférieures aux valeurs de PAS aux bras, et ceci se traduit par un IPS < 1.00. À noter que l'IPS reflète la perturbation hémodynamique totale occasionnée par les lésions et occlusions artérielles situées entre la circulation centrale à la circulation de la cheville et du pied (Hiatt *et al.*, 2015). Sa mesure ne permet donc pas de situer précisément l'endroit des lésions artérielles qui sont à l'origine de la chute de PAS mesurée.



**Figure 7. Mesure de l'Index de Pression Systolique (IPS)**

La PAS est mesurée grâce à une sonde Doppler au niveau des artères brachiales droite et gauche et au niveau des artères pédieuse dorsale (PD) et tibiale postérieure (TP) des chevilles droite et gauche. La plus haute pression mesurée aux bras est retenue, de même que la plus haute pression mesurée à chaque cheville. Pour chaque jambe, l'IPS est déterminé en divisant la plus haute pression mesurée à la cheville par la plus haute pression mesurée aux bras. Les valeurs d'IPS strictement supérieures à 1.40 suggèrent la présence de vaisseaux incompressibles. Les valeurs d'IPS présentées ici pour caractériser la sévérité de l'AOMI ont été mises à jour (voir texte) par rapport aux valeurs indiquées sur la figure originale. Adapté de "Medical treatment of peripheral arterial disease and claudication" de W. R. Hiatt, 2001, *N Engl J Med*, 344(21), p. 1610.

Actuellement, l'AOMI est diagnostiquée lorsque l'IPS mesuré au repos est  $\leq 0.90$  (Aboyans *et al.*, 2012). Selon Kullo et Rooke (2016), l'AOMI peut être qualifiée de : i) « légère », lorsque l'IPS de repos est  $\leq 0.90$  et  $> 0.70$ , ou lorsque l'IPS post-exercice est  $\leq 0.90$  et  $> 0.50$  ; ii) « modérée », lorsque l'IPS de repos est  $\leq 0.70$  et  $> 0.50$ , ou lorsque l'IPS post-exercice est  $\leq 0.50$  et  $> 0.15$  ; iii) « sévère », lorsque l'IPS de repos est  $\leq 0.50$ , ou lorsque l'IPS post-exercice est  $\leq 0.15$ . Des valeurs d'IPS comprises entre 0.91 et 1.00 sont aujourd'hui considérées comme équivoques et peuvent justifier la mise en place de tests complémentaires ou plus approfondis pour statuer plus clairement sur la présence ou l'absence d'une AOMI (Aboyans *et al.*, 2012). Des valeurs d'IPS  $> 1.40$  suggèrent une mauvaise compressibilité artérielle (Kullo & Rooke, 2016; Rooke *et al.*, 2011). Lorsque l'IPS est  $> 1.40$  alors qu'une AOMI est cliniquement suspectée, l'utilisation d'une autre méthode d'évaluation non-invasive pour le diagnostic de l'AOMI, telle que le calcul de l'Index de Pression Systolique au Gros Orteil (IPSGO), est recommandée (Aboyans *et al.*, 2012). Pour des valeurs d'IPS  $\geq 1.30$ , une mesure de pression au gros orteil et le calcul de l'IPSGO peuvent aussi être utilisés (Kullo & Rooke, 2016).

La mesure de l'IPS est une méthode d'évaluation vasculaire objective non-invasive qui est actuellement la méthode standard recommandée pour diagnostiquer l'AOMI (Aboyans *et al.*, 2012; Conte *et al.*, 2015; Hirsch *et al.*, 2006; Norgren *et al.*, 2007; Rooke *et al.*, 2011; Tendera *et al.*, 2011). La mesure de l'IPS présente d'autres intérêts comme sa valeur pronostique pour le développement ou la présence de maladies cardiovasculaires, la survenue d'événements cardiovasculaires, et la limitation fonctionnelle chez les patients avec AOMI (Aboyans *et al.*, 2012).

### 3.4. Implications des altérations hémodynamiques dans la survenue de l'ischémie

L'ischémie désigne un apport de sang insuffisant à une partie de l'organisme et qui est causé par l'obstruction ou la constriction d'un vaisseau sanguin (Tortora & Derrickson, 2007). Hiatt *et al.* (2015) ont indiqué qu'à l'exercice, chez le sujet sain, le débit sanguin au niveau des membres inférieurs augmente en fonction des besoins musculaires en dioxygène, selon un facteur 10 à de faibles intensités, et possiblement jusqu'à un facteur 40 à de hauts niveaux d'intensité. Chez les patients avec AOMI, en raison de la présence de lésions artérielles et des perturbations hémodynamiques associées, l'augmentation du débit sanguin au niveau des membres inférieurs avec l'intensité de l'exercice est considérablement atténuée

et plafonne à des niveaux d'intensité bien plus faibles que ceux observés chez les personnes sans AOMI. De plus, la dysfonction endothéliale associée à l'AOMI, en altérant la réponse vasodilatatrice, ne permet pas de compenser suffisamment le manque d'augmentation du débit sanguin initialement associé à la présence des lésions (Hiatt *et al.*, 2015). Le déséquilibre ainsi causé entre les apports et les besoins sanguins caractérise l'ischémie d'exercice dans l'AOMI, causant dans le même temps un déséquilibre entre les apports et la demande métaboliques au niveau musculaire (McDermott, 2015). Notons qu'il est aussi possible, chez les patients présentant des lésions artérielles très importantes, d'observer une ischémie au repos.

## 4. Symptomatologie

### 4.1. La sensation de douleur au cœur de la symptomatologie

Le symptôme le plus caractéristique de l'AOMI est la survenue d'une douleur<sup>13</sup> dans les membres inférieurs en situation d'ischémie. Un tel phénomène, analogue à une angine de poitrine chez les patients coronariens, est bien connu chez les patients avec AOMI (Criqui & Aboyans, 2015). À la suite d'une série d'expérimentations qui avaient pour objectif de comprendre les mécanismes de l'apparition de la douleur ischémique à l'exercice, Sir Thomas Lewis (1931) a formulé les principes suivants :

- (1) L'occurrence de la douleur ischémique à l'exercice est purement liée, à l'origine, à un problème de circulation sanguine, indépendamment du fait que ce problème soit de nature pathologique ou non.
- (2) Ce sont les conditions réunies de la réalisation d'un travail musculaire et d'un état ischémique qui donnent lieu à l'occurrence de la douleur, selon le mécanisme suivant : les contractions musculaires ischémiques conduisent à la production d'une substance dans la masse musculaire active (la substance *P*, pour *Pain*) qui, lorsqu'elle est produite en quantité suffisante, active la nociception<sup>14</sup> puis la sensation de douleur.

---

<sup>13</sup> L'*International Association for the Study of Pain (IASP)* définit la douleur comme une sensation et une expérience émotionnelle déplaisantes associées à des dommages tissulaires réels ou potentiels (Loeser & Treede, 2008; Merskey & Bogduk, 1994). Comme l'indique l'*IASP* (Merskey & Bogduk, 1994), la douleur est toujours subjective, chaque individu apprenant l'application de ce terme au cours de ses premières expériences de blessures. Le concept de douleur est donc à distinguer du stimulus à l'origine de la douleur. Autrement dit, l'information véhiculée par le système nociceptif suite à la détection d'un stimulus nocif pour l'organisme n'est pas la douleur, qui demeure un état psychologique, même si l'on estime que la douleur a souvent une cause directement physique.

<sup>14</sup> C'est-à-dire les afférences nerveuses générées par les nocicepteurs (qui sont les récepteurs nerveux impliqués dans la sensation de la douleur) en direction du système nerveux central (Mense, 2010).

- (3) La substance *P* reste stable aussi longtemps que l'ischémie demeure, et augmente à chaque contraction musculaire ; elle augmente d'abord jusqu'à un niveau nécessaire pour provoquer la douleur, puis son augmentation est associée à une augmentation de la douleur.
- (4) Parce que stable en situation d'ischémie, la substance *P* cause le maintien de la douleur entre les contractions musculaires et disparaît à la fin de l'exercice.
- (5) La disparition rapide de la douleur à la fin de l'exercice est à interpréter comme une diminution rapide de la substance *P*.

Bien que la proposition du mécanisme décrit ci-dessus date de plus d'un demi siècle, le ou les mécanisme(s) impliqué(s) dans l'apparition de la douleur ischémique musculaire à l'exercice est/sont encore méconnu(s) (Mense, 2010). Plus particulièrement, la nature de la substance *P* introduite par Lewis n'a pas encore été réellement déterminée<sup>15</sup>.

#### 4.2. Symptômes traditionnellement associés à l'AOMI et classifications correspondantes

Il existe un large spectre de profils symptomatologiques associés à l'AOMI, qui inclut notamment : l'absence complète de douleur (patients asymptomatiques), la symptomatologie d'exercice (claudication intermittente et claudication atypique), et la douleur chronique (continue) associée à une ischémie critique (Patel *et al.*, 2015).

Le symptôme de douleur qui a été le plus couramment associé à l'AOMI dans la littérature est la claudication intermittente. Ce symptôme fut initialement défini par Rose (1962) dans un questionnaire qui visait à pouvoir mieux dépister l'AOMI chez les patients qui se plaignaient de douleurs aux membres inférieurs. La définition de Rose décrivait la claudication intermittente comme une douleur qui : i) doit se situer au niveau du ou des mollets ; ii) doit survenir lors de la marche ; iii) ne doit jamais survenir au repos ; iv) doit imposer l'arrêt ou la diminution du rythme de la marche ; v) doit disparaître dans la majorité des cas en 10 minutes ou moins suite à l'arrêt de la marche ; vi) ne doit jamais disparaître lors de la marche. Cette définition de Rose fut par la suite reprise par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) et demeura longtemps la définition classique de la claudication intermittente.

Depuis la publication du questionnaire de Rose (1962), la définition de la claudication intermittente a été modifiée par plusieurs autorités scientifiques (*e.g.*, l'*American Heart*

---

<sup>15</sup> Parmi les candidats possibles, Mense (2010) liste la BKN (une kinine libérée dans le plasma en situation ischémique et qui est connue pour son action sur les nocicepteurs), l'acide lactique (qui, en diminuant le pH, pourrait stimuler les nocicepteurs), les ions potassium (qui, en concentration élevée, dépolarisent les membranes des cellules nerveuses), l'ATP (qui est relarguée par les cellules musculaires endommagées) (Mense, 2010).

*Association [AHA], l'American College of Cardiology Foundation [ACCF], la Society for vascular Surgery [SVS], le Trans-Atlantic Inter-Society Consensus [TASC]). À présent, la claudication intermittente est généralement présentée comme une sensation de gêne ou d'inconfort (e.g., une sensation de crampe, de fatigue, de faiblesse ou de raideur musculaire, une douleur sourde ou franche) qui apparaît de manière reproductible dans les régions musculaires des membres inférieurs (i.e., les hanches, les fesses, les cuisses, et/ou les mollets, et plus rarement les pieds) suite à un même niveau d'intensité d'exercice (lors de la marche en général), et qui disparaît rapidement au repos (Conte *et al.*, 2015; Creager *et al.*, 2012; Hiatt *et al.*, 2008; Hirsch *et al.*, 2006; Norgren *et al.*, 2007)<sup>16</sup>. Certaines autorités ont également arrêté à 10 minutes le délai maximal de disparition de la douleur après l'arrêt de l'exercice (Creager *et al.*, 2012; Hiatt *et al.*, 2008; Norgren *et al.*, 2007) et ont associé au symptôme de claudication intermittente une limitation de la capacité de marche et de la performance à l'exercice (Hiatt *et al.*, 2008; Norgren *et al.*, 2007). Aujourd'hui, le symptôme de la claudication intermittente ne concerne donc plus seulement la région des mollets, mais l'ensemble des membres inférieurs. Parce que la claudication survient lors de l'exercice et disparaît au repos, l'expression « claudication intermittente » est traditionnellement employée, mais l'expression « claudication » peut simplement être utilisée (Hirsch *et al.*, 2006).*

**Tableau 1. Zones d'apparition des symptômes de douleur généralement associées au site anatomique de l'occlusion artérielle**

Site anatomique de l'occlusion artérielle	Zones probables d'apparition de la douleur
Iliaque	Hanche, fesse, cuisse, mollet
Fémoral et poplité	Mollet
Tibial	Mollet, pied (plus rarement)

*Note.* Les liens proposés ici entre le site anatomique de l'occlusion artérielle et la zone probable d'apparition de douleurs sont extraits des recommandations de l'ACCF et de l'AHA pour la prise en charge des patients avec une AOMI (Hirsch *et al.*, 2006).

Selon Wennberg (2013), il n'est pas rare qu'un patient rapporte au moins deux types de sensations de gêne et de localisations de la douleur en lien avec l'AOMI. En général, les extrémités distales des membres inférieurs deviennent symptomatiques avant les extrémités proximales, et les mollets sont souvent plus affectés que les cuisses ou les fesses (Wennberg, 2013). En outre, la localisation de la douleur peut donner une indication sur le site de l'occlusion artérielle (Tableau 1, ci-dessus). L'occlusion des artères iliaques peut conduire à l'apparition de douleurs au niveau des hanches, des fesses, des cuisses et/ou des mollets

<sup>16</sup> La description « officielle » de la claudication à la fois la plus complète et la plus récente qui existe à ce jour est sans doute celle proposée par M. A. Creager *et al.* (2012), p. 305.



(Hirsch *et al.*, 2006). Il est également possible d'observer chez certains patients une claudication isolée au niveau des fesses, résultant de sévères lésions au niveau des artères hypogastriques (*i.e.*, des artères iliaques internes) (Tendera *et al.*, 2011). L'occlusion des artères fémorales et poplitées est habituellement associée à une douleur au niveau des mollets. Enfin, l'occlusion des artères tibiales peut conduire à une douleur au niveau des mollets, ou plus rarement, à une douleur ou un engourdissement au niveau des pieds (Hirsch *et al.*, 2006). En général, les symptômes de claudication surviennent au niveau des mollets ou des cuisses, et la douleur de repos survient plutôt au niveau du pied (Ouriel, 2001).

Le symptôme de claudication intermittente implique non seulement le fait que les patients qui claudiquent ressentent une douleur de nature ischémique à l'exercice, mais aussi que ces patients ne ressentent pas de douleur au repos (Hirsch *et al.*, 2006). L'absence de douleur au repos chez les patients claudicants relève du fait que dans cette situation, l'apport sanguin en dioxygène au niveau musculaire est suffisant pour satisfaire la demande métabolique, laquelle reste limitée en condition de repos. De plus, un apport sanguin suffisant au repos, malgré une diminution de la pression artérielle mesurée à la cheville lorsque des lésions artérielles sont présentes, est possible grâce une diminution compensatoire de la résistance vasculaire périphérique (Hiatt *et al.*, 2015). La survenue de symptômes de claudication intermittente est fonction de plusieurs facteurs : le type d'exercice réalisé, le niveau d'entraînement du patient, les modalités de la marche (vitesse, pente, régularité et nature du terrain, type d'activité), de l'endroit des lésions et des occlusions artérielles, de l'état des bifurcations artérielles clés et de la circulation artérielle collatérale, de la présence de complications cliniques non liées à l'AOMI (d'ordre orthopédique, cardio-pulmonaire, *etc.*) (Haute Autorité de Santé, 2006).

Les classifications de Fontaine (Tableau 2, p. 33) et de Rutherford (Tableau 3, p. 33) sont traditionnellement utilisées dans le cadre de la recherche pour caractériser les symptômes, le degré d'atteinte ischémique, et le niveau de limitation fonctionnelle présentés par des patients avec une AOMI (Hirsch *et al.*, 2006; Norgren *et al.*, 2007; Patel *et al.*, 2015; Tendera *et al.*, 2011). Ces classifications comprennent toutes les deux les catégories cliniques suivantes : i) l'absence de symptôme (*i.e.*, AOMI asymptomatique) ; ii) la claudication légère ; ii) la claudication modérée à sévère, iii) ; la douleur ischémique de repos ; et iii) la perte de tissu. Le *Peripheral Academic Research Consortium (PARC)* a récemment proposé une modification de ces classifications (Patel *et al.*, 2015) qui est montrée en Annexe 1 (p. III).

**Tableau 2. Classification de Fontaine**

Stade	Description clinique
I	Asymptomatique
IIa	Claudication légère
IIb	Claudication modérée à sévère
III	Douleur ischémique de repos
IV	Ulcères ou gangrène

*Note.* Adapté de "ACC/AHA 2005 Practice Guidelines for the management of patients with peripheral arterial disease [...] endorsed by the American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilitation; National Heart, Lung, and Blood Institute; Society for Vascular Nursing; TransAtlantic Inter-Society Consensus; and Vascular Disease Foundation" de A. T. Hirsch *et al.*, 2006, *Circulation*, 113(11), p. e481.

**Tableau 3. Classification de Rutherford**

Grade	Catégorie	Description clinique ( <i>critères objectifs</i> )
0	0	Asymptomatique – pas d’occlusion significative sur le plan hémodynamique <i>Test sur tapis ou test d’hyperhémie réactive normaux</i>
	1	Claudication légère <i>Peut compléter un test sur tapis<sup>†</sup> ; pression de cheville post-exercice &gt; 50 mmHg mais inférieure d’au moins 20 mmHg par rapport à la valeur de repos</i>
I	2	Claudication modérée <i>Entre les catégories 1 et 3</i>
	3	Claudication sévère <i>Ne peut pas compléter un test sur tapis standard et pression de cheville post-exercice &lt; 50 mmHg</i>
II*	4	Douleur ischémique de repos <i>Pression de cheville au repos &lt; 40 mmHg, volume pulsé très faible à la cheville ou au métatarse ; pression d’orteil &lt; 30 mmHg</i>
III*	5	Perte mineure de tissu – gangrène localisée avec ischémie de pied diffuse <i>Pression de cheville au repos &lt; 60 mmHg, volume pulsé très faible à la cheville ou au métatarse ; pression d’orteil &lt; 40 mmHg</i>
	6	Perte majeure de tissu – s’étendant au-dessous du niveau trans-métatarsien, partie fonctionnelle du pied irrécupérable <i>Identiques à la catégorie 5</i>

*Note.* Dans l’article de Rutherford *et al.* (1997), le concept de claudication désigne « une douleur, une sensation d’inconfort ou de faiblesse, aux extrémités, qui est systématiquement produite chez une personne par la même quantité de marche ou d’une activité musculaire équivalente, et qui disparaît rapidement à la suite de l’arrêt de l’exercice. Généralement, la claudication relève d’une douleur musculaire induite par l’exercice qui peut être identifiée comme claudication de hanche, de fesse, de cuisse, ou de mollet ». Adapté de "Recommended standards for reports dealing with lower extremity ischemia: revised version" de R. B. Rutherford, J. D. Baker, C. Ernst, K. W. Johnston, J. M. Porter, S. Ahn, et D. N. Jones, 1997, *J Vasc Surg*, 26(3), p. 519.

<sup>†</sup>5 minutes de marche à 3.2 km·h<sup>-1</sup> avec une pente de 12 %. \*Les grades II et III (catégories 4, 5 et 6) renvoient à un état d’ischémie chronique critique.

Bien que ces classifications peuvent laisser à penser que les profils de patients asymptomatiques sont associés à la fois à des limitations fonctionnelles moins importantes et à un degré d'atteinte ischémique plus faible comparativement aux autres profils de patients avec symptômes, des études épidémiologiques ont montré que ce n'est pas nécessairement le cas (McDermott, 2015; McDermott *et al.*, 2008b). De plus, il a été montré que les patients asymptomatiques ont, à l'instar des patients symptomatiques, un taux de mortalité à 5 ans qui est relativement élevé (entre 1.5 et 2.0 fois celui d'une personne sans AOMI) ; ces deux profils de symptômes étant associés par ailleurs à un risque de survenue d'évènements cardiovasculaires et cérébrovasculaires relativement similaires (Diehm *et al.*, 2009).

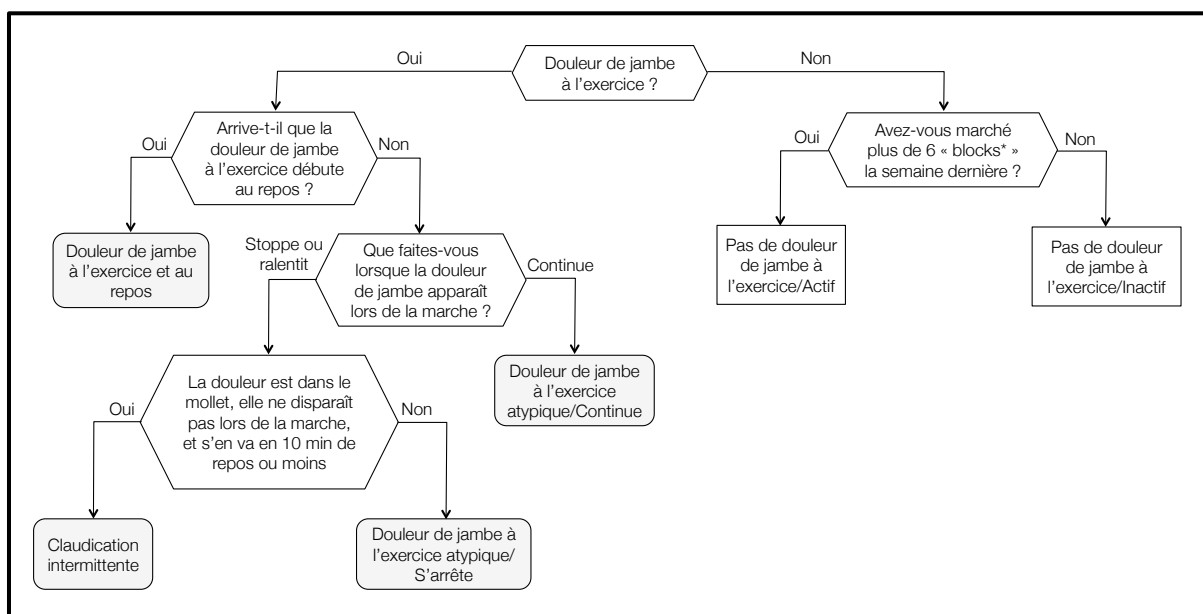
### 4.3. Autres symptômes associés à l'AOMI et classifications correspondantes

La claudication intermittente est longtemps restée le symptôme de douleur principalement associé à l'AOMI. Toutefois, au cours des années deux mille, de nouveaux profils de symptômes ont été proposés (McDermott *et al.*, 2001). Ces nouveaux profils sont montrés sur la Figure 8 (p. 35)<sup>17</sup>. Parmi ces nouveaux profils de symptômes, on distingue notamment la claudication atypique. Ce symptôme désigne i) l'apparition d'une douleur à la marche qui n'impose pas l'arrêt ni le ralentissement de la marche, ou ii) l'apparition d'une douleur à la marche qui impose l'arrêt de la marche sans toutefois satisfaire à tous les critères de la claudication intermittente de Rose (1962) (*e.g.*, délai de disparition de la douleur supérieur à 10 minutes, douleur ne survenant pas au niveau des mollets). À noter que ce dernier aspect est en partie contradictoire avec la nouvelle définition de la claudication intermittente. En effet, cet aspect implique qu'une douleur qui surviendrait autre part qu'au mollet lors de l'exercice pourrait ne pas être considérée comme un symptôme de claudication intermittente (cf. Figure 8, p. 35). Or, comme expliqué plus haut, la définition officielle de la claudication intermittente inclut les douleurs qui peuvent survenir sur l'ensemble du membre inférieur. Les auteurs à l'origine du concept de claudication atypique continuent toutefois d'utiliser la définition de Rose (1962) pour faire la différence entre une claudication intermittente et une claudication atypique (McDermott *et al.*, 2009; McDermott *et al.*, 2014a;

---

<sup>17</sup> Ces profils sont caractérisables en partie lors de l'interrogatoire du patient à l'aide du questionnaire de claudication de San Diego (Criqui *et al.*, 1996). Ce questionnaire permet de caractériser les symptômes suivants : absence de douleur ; ii) douleur au repos ; iii) douleur à l'exercice qui ne survient pas au niveau du mollet ; vi) douleur à l'exercice qui survient au niveau du mollet mais qui ne satisfait pas à tous les critères de définition de la claudication proposée par Rose (1962) ; v) claudication intermittente selon la définition de Rose (1962). Une version française de ce questionnaire est consultable à l'Annexe 16 (p. XL).

McDermott *et al.*, 2013)<sup>18</sup>. Un second profil qui a été également proposé est celui de la douleur qui survient aussi au repos. Le symptôme de douleur au repos énoncé ici n'est pas à confondre avec la condition clinique d'ischémie critique, cette dernière désignant une douleur ischémique permanente en raison d'une AOMI particulièrement sévère. Le symptôme de douleur au repos signifie simplement que la douleur au niveau des membres inférieurs peut parfois survenir lorsque le patient est debout ou assis (Criqui *et al.*, 1996; McDermott *et al.*, 2001). Enfin, McDermott *et al.* (2001) ont proposé de faire la distinction entre d'une part les patients asymptomatiques qui sont relativement actifs, et d'autre part les patients asymptomatiques qui sont relativement inactifs.



**Figure 8. Symptômes de douleur de jambe présents dans l'AOMI**

Le terme « jambe » désigne ici l'ensemble du membre inférieur. Adapté de "Leg symptoms in peripheral arterial disease: associated clinical characteristics and functional impairment" de M. M. McDermott, P. Greenland, K. Liu, J. M. Guralnik, M. H. Criqui, N. C. Dolan, C. Chan, L. Celic, W. H. Pearce, J. R. Schneider, L. Sharma, E. Clark, D. Gibson, et G. J. Martin, 2001, *JAMA*, 286(13), p. 1600.

\*Le terme « block » désigne un ensemble de bâtiments entourés de rues. Aux États-Unis, les « blocks » sont de véritables unités urbaines qui organisent spatialement une ville et qui peuvent servir de substituts aux unités de distance classiques. Toutefois, la taille d'un « block » peut varier selon les villes. À Chicago, où les patients de l'étude de McDermott *et al.* (2001) ont été recrutés, un mile correspond à huit « blocks » ([https://en.wikipedia.org/wiki/Roads\\_and\\_expressways\\_in\\_Chicago](https://en.wikipedia.org/wiki/Roads_and_expressways_in_Chicago)). Sachant que 1 mile  $\approx$  1.6 km, 6 « blocks » correspondent, dans l'étude de McDermott *et al.* (2001), à une distance d'environ 1.2 km.

<sup>18</sup> Une autre définition de la claudication atypique, peut-être moins claire que celle présentée plus haut, a également été proposée par différentes autorités scientifiques (Hiatt *et al.*, 2008; Hirsch *et al.*, 2006; Norgren *et al.*, 2007; Patel *et al.*, 2015). Cette définition inclut une douleur pouvant survenir au niveau des fesses, des cuisses, ou des mollets, potentiellement de manière non reproductible d'un jour à l'autre (Hiatt *et al.*, 2008), qui ne disparaît pas rapidement au repos (Hirsch *et al.*, 2006; Patel *et al.*, 2015), ou qui est présente au repos mais qui empire lors de l'exercice (Patel *et al.*, 2015), et qui est potentiellement associée à une limitation de la distance de marche et de la performance à l'exercice (Hiatt *et al.*, 2008; Norgren *et al.*, 2007; Patel *et al.*, 2015).

McDermott *et al.* (2001) ont confirmé l'intérêt de leur classification en montrant que plusieurs patients pouvaient effectivement être classés dans chacune des catégories de symptômes proposées et, surtout, en montrant que ces différentes catégories de symptômes étaient associées à des profils fonctionnels différents (McDermott *et al.*, 2001).

#### 4.4. Prévalence des symptômes

La claudication intermittente définie selon les termes de Rose (1962) a été le symptôme de douleur le plus décrit dans la littérature. Pourtant, la plupart des patients avec AOMI qui se plaignent de douleurs à l'exercice ne présentent pas strictement ce profil symptomatologique (McDermott, 2015). De plus, les études de prévalence de l'AOMI menées avec une mesure de l'IPS ont montré que le profil asymptomatique est largement plus répandu que celui de la claudication intermittente de type Rose (Criqui & Aboyans, 2015). D'après Hirsch *et al.* (2006), les taux de prévalence vont de 20 % à 50 % pour le profil asymptomatique, de 40 % à 50 % pour la claudication atypique, de 10 % à 35 % pour la claudication intermittente, et de 1 % à 2 % pour l'ischémie critique, selon les études.

Fowkes *et al.* (2013) ont rapporté qu'entre 20 et 40 millions de personnes dans le monde étaient susceptibles de présenter une claudication intermittente en 2010, et que 100 millions de personnes dans le monde étaient susceptibles de présenter une claudication atypique à cette même date. L'incidence annuelle de la claudication intermittente après l'âge de 60 ans environ a également été renseignée (Criqui & Aboyans, 2015). Les taux d'incidence de la claudication intermittente varient beaucoup selon les pays. Certains pays présentent des taux d'incidence relativement faibles comme l'Irlande (+0.2 %), et d'autres présentent des taux d'incidence relativement élevés comme Israël (+1.0 %) (Criqui & Aboyans, 2015).

### 5. Altération de la qualité de vie

La majorité des patients avec une AOMI présentent des limitations fonctionnelles à la marche qui impactent de manière négative sur leur qualité de vie (Norgren *et al.*, 2007). L'altération de la qualité de vie chez les patients avec AOMI et claudication intermittente a été mise en évidence à l'aide de l'utilisation de différents questionnaires (Breek *et al.*, 2001; Breek *et al.*, 2002; Pell, 1995). Ces études ont notamment montré que les patients avec une AOMI, même légère, ont une moins bonne qualité de vie que des personnes en bonne santé. L'altération de la qualité de vie chez les patients avec AOMI se caractérise par une altération des fonctions physiques (*e.g.*, la mobilité, la capacité de travail, l'activité sexuelle) et sociales,

par le ressenti régulier de douleurs, et par une mauvaise perception de sa santé générale et mentale ; ces altérations étant liées à la capacité de marche et à l'IPS (Breek *et al.*, 2001; Breek *et al.*, 2002; Pell, 1995). Certaines investigations ont aussi montré que la qualité de vie des patients avec AOMI, évaluée avec le questionnaire *Medical Outcome Study Short-Form 36* (SF-36), est susceptible de varier selon le profil symptomatologique (Dumville *et al.*, 2004; Regensteiner *et al.*, 2008). Alors qu'aucune différence de qualité de vie n'a été trouvée entre des patients asymptomatiques et des personnes sans AOMI (Dumville *et al.*, 2004; Regensteiner *et al.*, 2008), il a été montré que la qualité de vie est diminuée chez les patients avec une claudication atypique, et qu'elle est encore davantage diminuée chez les patients avec une claudication intermittente classique, par rapport à des personnes sans AOMI (Regensteiner *et al.*, 2008).

L'impact négatif de l'AOMI sur la qualité de vie des patients avec claudication intermittente a également été décrit à l'aide d'approches plus qualitatives, utilisant la conduite d'entretiens individuels (Egberg *et al.*, 2012; Gorely *et al.*, 2015). Les études de Egberg *et al.* (2012) et de Gorely *et al.* (2015) ont notamment rapporté que les patients avec claudication intermittente ressentent régulièrement de l'embarras lorsqu'ils s'arrêtent de marcher en pleine rue afin d'attendre que la douleur survenue dans les jambes diminue ou s'en aille. Ces deux études ont aussi mis en avant la contrainte ressentie par certains patients de devoir planifier ses activités extérieures et ses itinéraires à l'avance, notamment afin d'éviter les parcours avec dénivelé positif pour pouvoir marcher plus longtemps. La qualité de vie des patients claudicants semble donc altérée par le fait de devoir réduire ses activités et de perdre en spontanéité dans l'organisation de ses activités (Egberg *et al.*, 2012; Gorely *et al.*, 2015).

## **6. Altérations fonctionnelles liées à l'ischémie**

Les altérations fonctionnelles observées chez les patients avec AOMI peuvent être considérées comme étant liées à l'ischémie d'exercice en tant que telle, mais aussi comme étant liées à un processus d'ischémie-reperfusion chronique (cf. Figure 10, p. 45). Bien que présentées séparément, la part des altérations fonctionnelles associée à l'ischémie d'exercice et la part associée à l'ischémie-reperfusion demeurent difficiles à distinguer. En outre, les comorbidités présentées par les patients sont susceptibles de contribuer aux altérations fonctionnelles observées (Gardner *et al.*, 2006; McDermott *et al.*, 2001).

## 6.1. Aspects « aigus » des altérations fonctionnelles liées à l'ischémie : conséquences de l'occurrence de la douleur à l'exercice

L'ischémie d'exercice, et l'apparition de la sensation de douleur dans le ou les membres inférieur(s) affecté(s), ont des conséquences significatives sur la locomotion, en particulier la marche. Ces conséquences ont été caractérisées notamment sur les plans biomécanique, énergétique, et celui de la capacité fonctionnelle.

### 6.1.1. Altération des aspects biomécaniques de la marche

Plusieurs études ont caractérisé les conséquences de l'ischémie d'exercice et de la douleur sur les aspects biomécaniques de la marche des patients avec AOMI. Ces études sont détaillées dans l'Annexe 2 (p. IV).

Sur le plan spatio-temporel, il ressort de ces études que l'apparition de la douleur à la marche entraîne une diminution de la longueur des pas et une diminution de la vitesse de marche, avec l'adoption d'une démarche visant à moins solliciter le membre symptomatique (S. J. Chen *et al.*, 2008; Gardner *et al.*, 2010a; Koutakis *et al.*, 2010a; McCully *et al.*, 1999; Mockford *et al.*, 2010; Scott-Pandorf *et al.*, 2007).

Sur le plan cinématique, il a été observé des modifications des angles articulaires à différents moments clés du mouvement de marche, ces modifications traduisant notamment une réception plus marquée à chaque nouvel appui (*e.g.*, flexion de la hanche augmentée en début de phase d'appui) et une propulsion moins accentuée au moment où l'appui quitte le sol (*e.g.*, diminution de l'extension de la hanche en fin de phase d'appui) (S. J. Chen *et al.*, 2008; Gommans *et al.*, 2016; Mockford *et al.*, 2010; Myers *et al.*, 2011).

Enfin, les études ayant caractérisé les aspects dynamiques de la marche chez les patients avec AOMI, suite à l'apparition de la douleur, ont relevé les altérations suivantes : modification des couples de forces produits au niveau de différents centres articulaires, traduisant en général une diminution de la force de propulsion et aussi de la force de freinage à la réception de l'appui ; augmentation des forces dans le plan médio-latéral, indiquant des pas « plus larges » et l'incapacité à balancer la jambe correctement droit devant soi ; diminution du travail négatif (au sens mécanique du terme) réalisé par la jambe symptomatique (en cas d'AOMI unilatérale), traduisant probablement à nouveau un mécanisme compensatoire pour épargner le membre symptomatique (S. J. Chen *et al.*, 2008; Gommans *et al.*, 2016; Koutakis *et al.*, 2010a; Koutakis *et al.*, 2010b; McGrath *et al.*, 2012; Scott-Pandorf *et al.*, 2007; Wurdeman *et al.*, 2012). Une récente étude a également montré

une augmentation de l'activité électromyographique au niveau des muscles de la jambe suite à l'apparition de la douleur (Gommans *et al.*, 2016).

En somme, ces études suggèrent que lorsque la douleur se présente, les patients avec AOMI adoptent un mouvement de marche « réduit », potentiellement de manière volontaire pour minimiser les actions musculaires les plus douloureuses, et/ou de manière involontaire à la suite d'un affaiblissement du système neuromusculaire.

### 6.1.2. Altération du coût énergétique de la marche

Quelques études suggèrent que l'apparition de la douleur associée à l'ischémie d'exercice lors de la marche entraîne, chez les patients avec AOMI et claudication intermittente, une augmentation du coût énergétique de la marche, défini comme le débit de consommation de dioxygène ( $\dot{V}O_2$ ) pour une vitesse de marche donnée (Gardner *et al.*, 2011; Gardner *et al.*, 2010b; Womack *et al.*, 1997). Dans l'étude de Womack *et al.* (1997), les patients ont effectué une marche sur tapis roulant à 3.2 km·h<sup>-1</sup> et 0 % pendant 20 minutes ou jusqu'à ce que la douleur ischémique d'exercice ne leur permette plus de supporter la poursuite de la marche. Dans cette étude, le temps de marche des patients avant que la douleur n'apparaisse et le temps total de marche étaient en moyenne ( $\pm$  déviation standard) respectivement de 3.4  $\pm$  1.8 min et de 10.3  $\pm$  5.8 min. Il a été observé que le  $\dot{V}O_2$  des patients augmentait de manière significative entre la 3<sup>ème</sup> et la 5<sup>ème</sup> minute de marche (de 10.58  $\pm$  2.02 mlO<sub>2</sub>·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup> à 11.01  $\pm$  2.18 mlO<sub>2</sub>·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>) et entre la 5<sup>ème</sup> minute de marche et la fin de l'exercice (11.46  $\pm$  2.32 mlO<sub>2</sub>·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>). Selon les auteurs, l'un des mécanismes qui pouvaient expliquer ce phénomène était une modification des aspects biomécaniques de la marche, laquelle devenait alors moins économique, et ce en lien avec les problèmes de circulation sanguine et la douleur survenant au niveau des membres inférieurs lors de l'exercice. Bien qu'une altération des aspects biomécaniques de la marche suite à l'apparition de la douleur ait effectivement été montrée par la suite (cf. Annexe 2, p. IV), aucune conclusion ne pouvait être formulée quant à l'effet de l'apparition de la douleur sur le coût énergétique de la marche dans l'étude de Womack *et al.* (1997), car les périodes de marche sans et avec douleur n'avaient pas été comparées. Une telle comparaison a en revanche été étudiée plus récemment (Gardner *et al.*, 2010b). Dans cette seconde étude, les auteurs ont montré que le  $\dot{V}O_2$  des patients était significativement plus élevé au cours de la marche sur tapis motorisé (3.2 km·h<sup>-1</sup>, 0 % de pente) en présence de douleur en comparaison avec la marche sans douleur ( $\Delta = 0.64 \pm 0.83$  mlO<sub>2</sub>·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>). Une augmentation significative du  $\dot{V}O_2$  a également été observée entre la phase de marche sans douleur et celle avec douleur lors



d'un test de marche de six minutes ( $\Delta$  médian [intervalle interquartile] = 3.5 [2.5 ; 4.6]  $\text{mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ ), test lors duquel les patients avaient pour consigne de parcourir la plus grande distance possible en allers-retours dans un couloir d'environ 30 mètres (Gardner *et al.*, 2011). Dans cette dernière étude, cette différence se traduisait aussi par une augmentation significative du  $\dot{V}\text{O}_2$  par enjambée et par mètre marché, alors même que la vitesse de marche avait diminué. Toutefois, cette augmentation du  $\dot{V}\text{O}_2$  par enjambée et par mètre marché n'était pas supérieure à celle observée entre la 2<sup>ème</sup> et la 5<sup>ème</sup> minute de marche chez les patients avec AOMI qui n'avaient pas ressenti de douleur lors du test. Ceci suggère que, dans cette étude, la douleur n'était pas un facteur (ou du moins pas le seul) explicatif de l'augmentation du  $\dot{V}\text{O}_2$ .

Dans l'ensemble, ces études montrent que l'intensité relative de l'exercice augmente au cours d'une activité de marche à vitesse et pente constantes chez les patients avec AOMI et claudication intermittente. Cette augmentation peut potentiellement avoir des conséquences importantes sur le plan fonctionnel pour le patient, puisque ceci implique une augmentation de la difficulté de l'effort de marche à mesure qu'il se prolonge. L'effet de l'ischémie et de l'apparition de la douleur sur l'augmentation du  $\dot{V}\text{O}_2$  ne peut être ici que suggéré dans la mesure où les études présentées ci-dessus n'ont pas montré que le  $\dot{V}\text{O}_2$  était stable lors de la phase de marche sans douleur, n'écartant pas ainsi la possibilité que le  $\dot{V}\text{O}_2$  ne fasse en réalité qu'augmenter entre le début et la fin de l'exercice de marche.

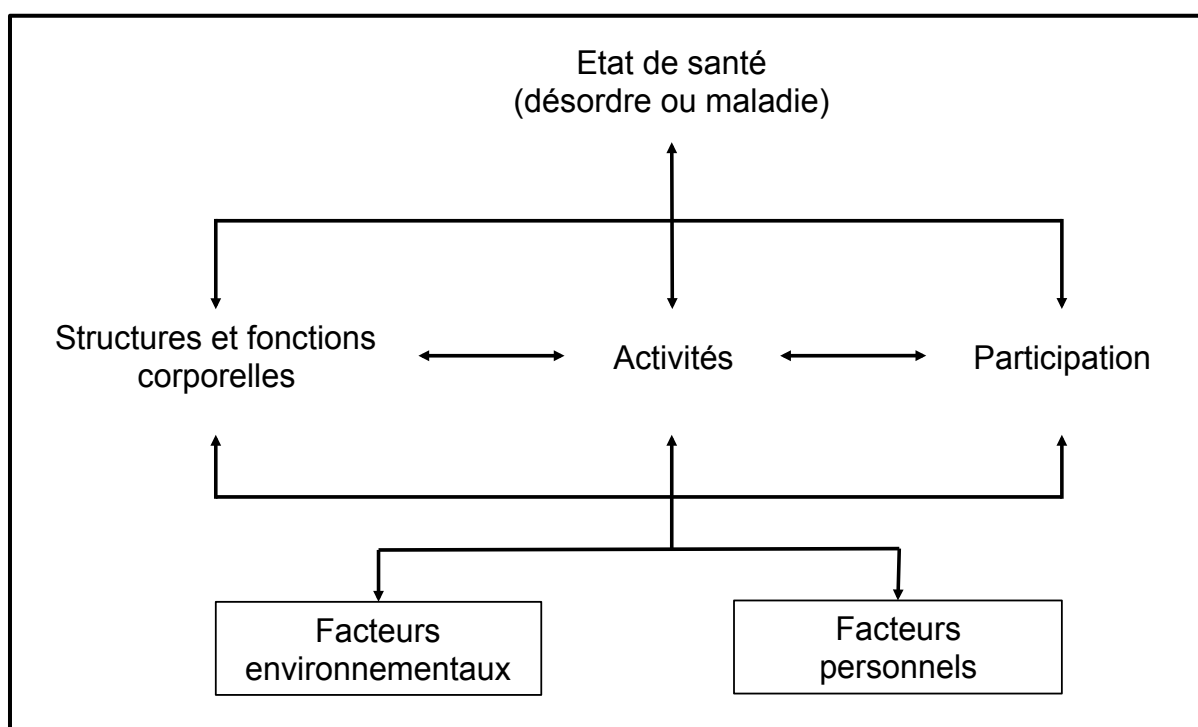
### 6.1.3. Limitations fonctionnelles

L'ischémie d'exercice et la douleur qui lui est associée peuvent être la cause de limitations fonctionnelles, lesquelles sont caractérisables notamment grâce à l'évaluation de la capacité fonctionnelle.

#### 6.1.3.a. Limitation et capacité

L'OMS (World Health Organization, 2013) a proposé un cadre conceptuel pour penser les concepts de limitation fonctionnelle et de capacité fonctionnelle. Ce cadre, illustré Figure 9 (p. 41), a été élaboré pour pouvoir qualifier et quantifier la faculté d'un individu à réaliser une activité ou une tâche motrice donnée, quelle qu'elle soit. D'une manière générale, le cadre proposé par l'OMS ne classe pas les individus en tant que tels, mais il resitue ce qu'ils sont capables de faire dans un contexte de vie bien identifié. Comme l'illustre la Figure 9 (p. 41), la faculté d'un individu à réaliser une activité donnée met en jeu à la fois les structures et fonctions (physiologiques et psychologiques) de son corps, les activités (*i.e.*, les types de

tâche et les actions) qu'il est amené à essayer de réaliser, sa participation (*i.e.*, son implication) dans les activités considérées, et l'interaction de ces composantes avec son état de santé d'une part, et des facteurs contextuels (environnementaux et personnels) d'autre part. La caractérisation des limitations fonctionnelles des patients avec AOMI est donc nécessairement liée à la réalisation d'une activité donnée (*e.g.*, un exercice de marche sur tapis motorisé) et à un contexte de réalisation particulier (*e.g.*, en laboratoire). Dans ce cadre, la capacité fonctionnelle désigne ce qu'une personne est capable de faire (en matière d'activité) dans une situation où l'influence des facteurs contextuels a été supprimée ou rendue négligeable. Mesurer la capacité fonctionnelle des patients avec AOMI implique donc de mettre en œuvre une évaluation standardisée au cours de laquelle le patient est incité à utiliser le maximum de ses possibilités.



**Figure 9. Modèle de l'International Classification of Functioning**

Adapté de "How to use the ICF: A practical manual for using the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). Exposure draft for comment." de World Health Organization. (2013). Geneva: WHO, p. 7.

### 6.1.3.b. Caractérisation des limitations de la capacité fonctionnelle

La caractérisation de la capacité fonctionnelle des patients avec AOMI a traditionnellement été réalisée en utilisant des exercices de marche<sup>19</sup>. La capacité de marche

<sup>19</sup> Ce paragraphe s'intéresse à présenter exclusivement les paramètres qui ont été utilisés pour décrire les limitations de la capacité de marche, notamment liées à l'ischémie d'exercice, chez les patients avec AOMI. Toutefois, d'autres paramètres ont été utilisés pour évaluer la capacité fonctionnelle des patients avec AOMI : la

des patients avec AOMI a été caractérisée jusqu'à présent selon deux manières différentes : soit en tant que distance parcourue ou temps écoulé au cours de la session d'évaluation avant que les symptômes de douleur n'apparaissent et ne limitent la poursuite de la marche ; soit en tant que distance totale parcourue lors du temps imparti de l'évaluation. La capacité de marche, lorsqu'elle est définie sur la base de la douleur ressentie lors de la marche, peut être exprimée de manière relative et de manière absolue. La capacité de marche exprimée de manière relative traduit la distance de marche réalisée (*ICD*, pour *Initial Claudication Distance*) ou le temps de marche écoulé (*COT*, pour *Claudication Onset Time*) jusqu'à ce qu'une douleur ischémique apparaisse dans les membres inférieurs<sup>20</sup>. La capacité de marche exprimée de manière absolue traduit la distance maximale de marche réalisée (*ACD*, pour *Absolute Claudication Distance*) ou le temps maximal de marche écoulé (*PWT*, pour *Peak Walking Time*) jusqu'à ce que le patient ne puisse plus continuer à marcher à cause de ses symptômes de douleur<sup>21</sup>. Certains auteurs ont également proposé et validé le concept de distance de claudication fonctionnelle (*FCD*, pour *Fonction Claudication Distance*), compris comme la distance de marche parcourue par le patient avant qu'il ne *préfère* s'arrêter de marcher à cause de ses symptômes de douleur. L'idée soutenue par ces auteurs était de mesurer *FCD* pour mieux rendre compte des limitations fonctionnelles réellement éprouvées par le patient au quotidien (Kruidenier *et al.*, 2009)<sup>22</sup>. Dans l'étude de Kruidenier *et al.* (2009), il a été montré, dans une population de patients avec AOMI et claudication intermittente, que *FCD* mesurée lors d'un test de marche sur tapis motorisé reflétait mieux les limitations fonctionnelles éprouvées par le patient au quotidien que ne pouvaient le faire *ICD* et *ACD*<sup>23</sup>. Cependant, *FCD* reste un paramètre peu utilisé dans les études sur l'AOMI.

Bien qu'il soit généralement observé une limitation de la capacité de marche chez les patients avec AOMI et claudication intermittente, les patients se plaignant initialement de ce type de symptômes peuvent, au cours d'un test de marche sur tapis à charge constante visant à

---

vitesse de marche sur 4 m, le temps mis pour effectuer 5 passages de la position assise à la position debout, la capacité à tenir 10 s en équilibre des positions plus ou moins complexes, et un score reprenant l'ensemble de ces paramètres (McDermott *et al.*, 2001).

<sup>20</sup> Par définition, la capacité de marche exprimée de manière relative est un paramètre fonctionnel qui peut être évalué seulement chez des patients ne présentant pas de douleur continue au niveau des membres inférieurs au repos, et qui expérimentent l'occurrence de douleurs à la marche.

<sup>21</sup> Par définition, la capacité de marche exprimée de manière absolue est un paramètre fonctionnel qui peut être évalué seulement chez des patients chez qui la douleur devient suffisamment intolérable lors de la marche pour contraindre à l'arrêt de la marche.

<sup>22</sup> Selon les auteurs, *ICD* et *ACD* ne correspondent pas aux distances qu'un patient serait susceptible de parcourir au quotidien : au cours de la journée, bien que la majorité des patients continueront à marcher suite à l'apparition de la douleur dans les membres inférieurs, peu marcheront jusqu'à leur seuil de tolérance maximale de la douleur avant de s'arrêter (Kruidenier *et al.*, 2009).

<sup>23</sup> Ceci avait été jugé au regard de la force de la relation observée entre les distances de claudication mesurées et différents scores de qualité de vie obtenus avec le questionnaire Rand-36.

évaluer la capacité de marche, i) ne pas être systématiquement limités à la marche, ii) demeurer asymptomatiques, ou iii) être limités par des symptômes autres que la sensation de douleur, tels qu'une dyspnée (Mahe *et al.*, 2010)<sup>24</sup>. Par ailleurs, il est aussi possible que des patients avec une AOMI, et rapportant initialement des symptômes de claudication intermittente, soient limités par des symptômes de nature différente lors d'un exercice de marche et lors d'un exercice de pédalage sur ergocycle (Askew *et al.*, 2002)<sup>25</sup>. Ceci supporte à nouveau l'idée que la capacité fonctionnelle évaluée est spécifique au test d'évaluation proposé.

### 6.1.3.c. Caractérisation des limitations fonctionnelles au cours de la vie quotidienne

Les limitations fonctionnelles présentées par les patients au cours de leur vie quotidienne ont été bien renseignées à l'aide d'outils de mesures subjectives tels que des questionnaires. Le *Walking Impairment Questionnaire* est l'un de ces outils et renseigne plus précisément sur la difficulté rencontrée par le patient pour i) marcher sur des distances allant de « marcher chez soi » à 500 m ; ii) marcher à des vitesses allant de « lente » à l'allure de footing ; et à iii) monter un nombre d'escaliers allant de 1 étage à 3 étages. Le niveau de difficulté rencontré par le patient dans ces trois types de tâches permet de calculer un score pour chacune de ces tâches ou de calculer un score global entre 0 et 100 %, un score de 100 % renvoyant à une absence de limitation fonctionnelle. À l'aide de cet outil, il été montré que les patients avec AOMI présentent des limitations fonctionnelles à la marche au cours de leur vie quotidienne qui sont plus importantes que celles présentées par des personnes sans AOMI (McDermott *et al.*, 1998; Myers *et al.*, 2008; Schiano *et al.*, 2006).

À notre connaissance, les limitations fonctionnelles associées à l'ischémie d'exercice, chez les patients avec AOMI, et au cours de la vie quotidienne, n'ont jamais été mesurées de manière objective. Cependant, selon Hiatt *et al.* (2014), la connaissance du  $\dot{V}O_2$  pic atteint par les patients au cours d'un exercice d'intensité croissante peut permettre de donner une idée de leur faculté à réaliser certains types d'activités dans le cadre de la vie quotidienne. L'idée est que plus le  $\dot{V}O_2$  pic d'un patient sera faible, plus les activités de la vie quotidienne solliciteront potentiellement un pourcentage élevé de son  $\dot{V}O_2$  pic, et plus court sera le temps pendant lequel le patient pourra poursuivre ses activités. Ainsi, le  $\dot{V}O_2$  pic permettrait de

---

<sup>24</sup> Dans cette étude, la vitesse du tapis était de 3.2 km·h<sup>-1</sup> et la pente était de 10 %. La limite de temps du test était fixée à 20 minutes, soit environ une distance maximale parcourue de 1000 m.

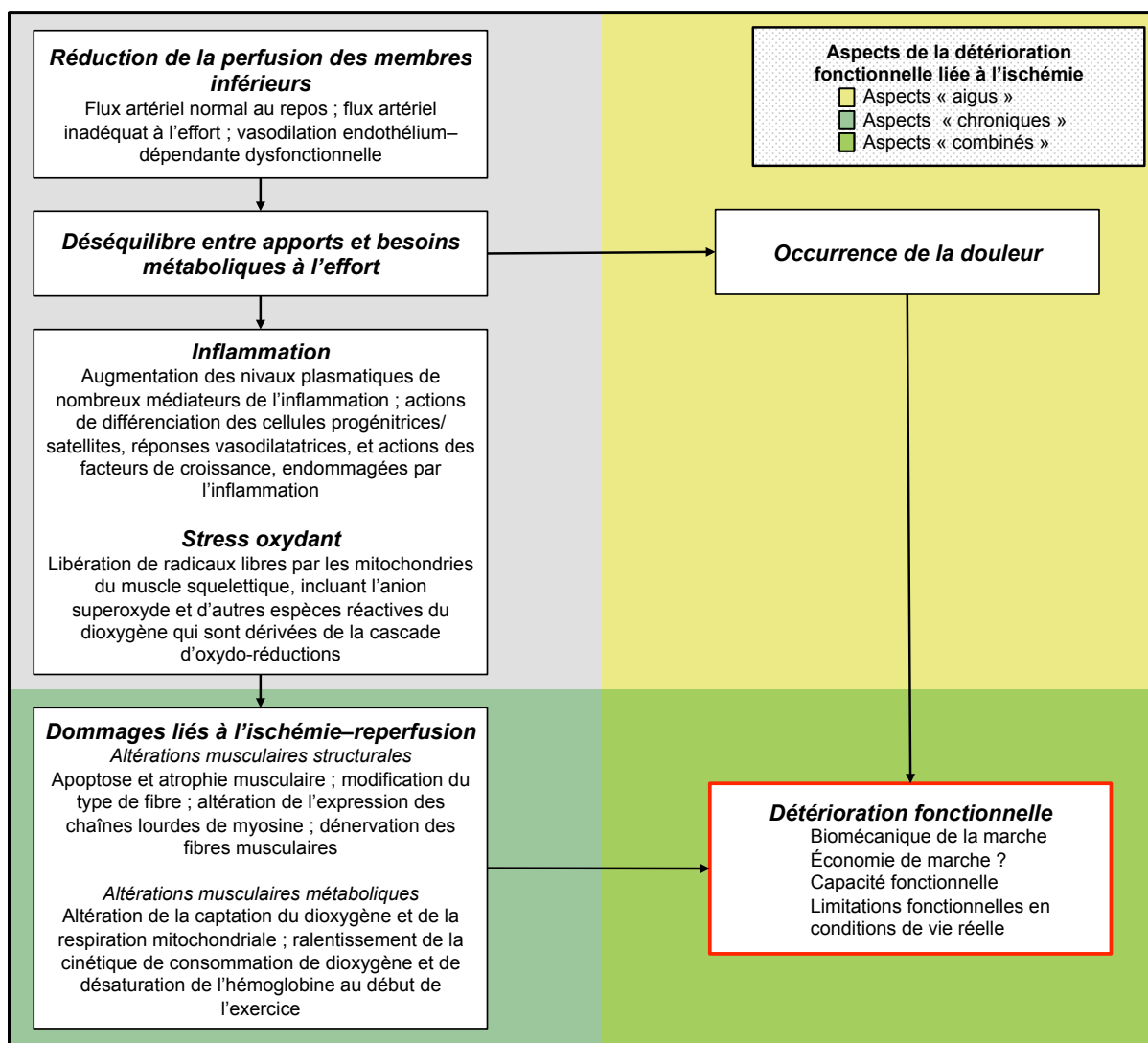
<sup>25</sup> Dans cette étude, les tests de marche sur tapis et de pédalage sur ergocycle étaient des tests incrémentés, c'est-à-dire comportant une augmentation progressive de l'intensité au cours du temps.

rendre compte de la faculté du patient à réaliser des activités de la vie quotidienne tant de manière absolue (peut ou ne peut pas) que de manière relative (caractérisée par la durée ou la perception de l'effort qui sont associées à la réalisation d'une activité donnée) (Hiatt *et al.*, 2014). Compte tenu du fait que les patients avec une AOMI symptomatique ont un  $\dot{V}O_2$  pic réduit de moitié par rapport à la normale (Hiatt *et al.*, 2014), il est fort probable que les limitations fonctionnelles de ces patients dans le cadre de la vie quotidienne soient plus importantes que celles rencontrées par des personnes du même âge qui ne sont pas atteintes d'AOMI.

## 6.2. Aspects « chroniques » des altérations fonctionnelles liées à l'ischémie : conséquences des changements physiopathologiques associés à l'ischémie-reperfusion

### 6.2.1. Changements physiopathologiques liés à l'ischémie-reperfusion

Les altérations fonctionnelles observées chez les patients avec AOMI ne renvoient pas seulement à de « simples » limitations fonctionnelles causées par l'ischémie d'exercice et par l'occurrence de la douleur, mais renvoient aussi à une physiopathologie complexe mettant en jeu des mécanismes hémodynamiques, inflammatoires, oxydatifs, musculaires, et neurogéniques nocifs, sur le long terme, pour l'organisme et la fonction physique (Hiatt, 2006; Hiatt *et al.*, 2015; McDermott, 2015). Une synthèse de ces mécanismes est présentée sur la Figure 10 (p. 45, partie gauche de la figure). Initialement, l'ischémie d'exercice génère des réactions inflammatoires et un stress oxydant au niveau des tissus mal ou non irrigués lors de l'exercice ; ces réactions sont aussi observées lors de la reperfusion des tissus en phase post-exercice. Comme l'illustre la Figure 10 (p. 45, partie gauche de la figure), le phénomène d'ischémie-reperfusion a un effet chronique particulièrement néfaste sur la structure du système neuromusculaire et le fonctionnement du métabolisme musculaire squelettique chez les patients avec AOMI. Ceci expliquerait pourquoi la limitation du débit sanguin au niveau des muscles actifs lors de l'exercice, bien que déterminante, n'est pas le seul facteur explicatif des limitations fonctionnelles observées chez les patients avec AOMI. Bien que la claudication intermittente ait été le profil symptomatologique le plus étudié, notamment en ce qui concerne la physiopathologie de l'exercice, les mécanismes sous-jacents aux limitations fonctionnelles à l'exercice sont susceptibles d'être communs à l'ensemble des patients avec AOMI, quels que soient leurs symptômes (Hiatt *et al.*, 2015).



**Figure 10. Mécanismes de la détérioration fonctionnelle liée à l'ischémie d'exercice dans l'AOMI**

La synthèse d'informations montrée sur la partie gauche de la figure provient de l'article "Pathogenesis of the limb manifestations and exercise limitations in peripheral artery disease" de W. R. Hiatt, E. J. Armstrong, C. J. Larson, et E. P. Brass, 2015, *Circ Res*, 116(9), p. 1535, Tableau 1. Les aspects « aigus » de la détérioration fonctionnelle liée à l'ischémie (*zone jaune*) renvoie à l'idée que les patients sont limités à l'exercice notamment en raison de la sensation de douleur de nature ischémique qui survient au niveau des membres inférieurs. Les aspects « chroniques » de la détérioration fonctionnelle liée à l'ischémie (*zone verte foncée*) renvoie à l'idée que les patients sont limités à l'exercice en partie à cause des changements physiopathologiques s'opérant dans le temps à la suite de l'ischémie-reperfusion répétée. Les aspects « combinés » de la détérioration fonctionnelle liée à l'ischémie (*zone verte claire*) renvoie à l'idée que la limitation fonctionnelle observée à un moment  $t$  chez les patients avec AOMI est finalement le résultat de la combinaison de l'impact de la douleur ischémique mais aussi de l'aggravation de la détérioration fonctionnelle qui s'est opérée précédemment en raison de l'ischémie-reperfusion chronique.

### 6.2.1. Altération des aspects biomécaniques de la marche

Il a été montré que les caractéristiques biomécaniques de la marche qui sont altérées suite à l'apparition de la douleur sont également altérées avant même que la douleur n'apparaisse par rapport à des personnes en bonne santé (cf. Annexe 2, p. IV). Ceci a été montré pour les aspects spatio-temporels (S. J. Chen *et al.*, 2008; Gardner *et al.*, 2001;

Gommans *et al.*, 2016; Koutakis *et al.*, 2010a; Myers *et al.*, 2016; Scherer *et al.*, 1998), cinématiques (Celis *et al.*, 2009; S. J. Chen *et al.*, 2008; Crowther *et al.*, 2007; Gommans *et al.*, 2016; Koutakis *et al.*, 2010b; Myers *et al.*, 2016; Myers *et al.*, 2009), et dynamiques (Ayzin Rosoky *et al.*, 2000; S. J. Chen *et al.*, 2008; Crowther *et al.*, 2007; Koutakis *et al.*, 2010a; Koutakis *et al.*, 2010b; Myers *et al.*, 2016; Scott-Pandorf *et al.*, 2007; Wurdeman *et al.*, 2012) de la marche. Deux études n'ont toutefois pas observé de différence pour certains paramètres classiquement utilisés pour caractériser la marche, tels que la vitesse de marche (McCully *et al.*, 1999; Scherer *et al.*, 2006). Pour autant, il ressort que la marche, chez les patients avec AOMI, et plus précisément chez ceux qui présentent une claudication intermittente<sup>26</sup>, est « léthargique » (Myers *et al.*, 2016), c'est-à-dire ralentie. Par ailleurs, bien qu'il ait été montré que les altérations biomécaniques de la marche soient effectivement liées à la présence de l'AOMI et non pas à l'âge relativement avancé des patients (Myers *et al.*, 2016), les causes des altérations biomécaniques de la marche demeurent peu étudiées. Ainsi, on ne sait pas si l'altération des aspects biomécaniques de la marche observée en l'absence de douleur est liée à l'adoption, par le patient, d'une nouvelle démarche pour tenter d'éviter la douleur, ou si elle est davantage liée à la myopathie et à la neuropathie causées par l'AOMI (cf. Figure 10, p. 45).

### 6.2.2. Altération du coût énergétique de la marche

Bien que le coût énergétique de la marche des patients avec AOMI ait été décrit comme étant altéré (Stewart *et al.*, 2002), il semble exister trop peu d'études pour décrire clairement l'effet chronique de l'ischémie sur le coût énergétique de la marche chez ces patients. Les études de Womack *et al.* (1997) et de Marconi *et al.* (2003) sont à notre connaissance les seules qui ont donné quelques éléments de réponse sur cette question.

Dans l'étude de Womack *et al.* (1997), il n'y avait pas de différence significative entre le  $\dot{V}O_2$  des patients avec AOMI et claudication intermittente et celui des personnes sans AOMI du même âge (66 ans en moyenne) lors de la 3<sup>ème</sup> minute d'un test de marche sur tapis motorisé à 3.2 km·h<sup>-1</sup> et 0 % de pente (en sachant que la durée moyenne avant l'apparition de la douleur chez les patients avec AOMI était légèrement supérieure à 3 minutes). Ceci laisse suggérer que les patients avec AOMI n'avaient pas un coût énergétique plus élevé que les personnes sans AOMI lors de la marche sans douleur dans cette étude. Néanmoins, l'étude comprenait 49 patients avec AOMI contre 9 personnes sans AOMI, ce qui a pu limiter la puissance de la comparaison.

---

<sup>26</sup> Seul des patients présentant une claudication intermittente ont été inclus dans les études.

Dans l'étude de Marconi *et al.* (2003), 19 patients avec AOMI et claudication intermittente, et 13 sujets contrôles modérément actifs et d'un âge similaire aux patients testés, ont réalisé trois tests de marche sur tapis motorisé à une vitesse de  $3.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  avec trois pentes différentes : 0 % ; 7 % ; et 12 % de pente. Le coût énergétique de la marche était calculé dans cette étude en faisant le rapport entre la DE moyenne nette<sup>27</sup> lors du test (six minutes de marche pour les sujets contrôles ; marche jusqu'à l'arrêt à cause de la douleur pour les patients avec AOMI) et la vitesse de marche. Il a été observé dans cette étude que les patients avec AOMI présentaient un coût énergétique significativement plus élevé que celui des sujets contrôles lors de la marche à 0 % de pente. Cependant, il n'y avait pas de différence lors des marches à 7 % et 12 % de pente. Selon les auteurs, ce résultat rejette l'idée selon laquelle les patients avec AOMI dépensent plus d'énergie pour une même quantité de travail mécanique, et révèle davantage une plus faible efficacité mécanique des patients avec AOMI lors de la marche, chose particulièrement apparente lors de la marche sans pente<sup>28</sup>.

Par ailleurs, certains auteurs ont observé que les valeurs de  $\dot{V}O_2$  obtenues chez des patients avec AOMI et claudication intermittente lors de la marche sur tapis à  $3.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  et 0 % de pente étaient plus élevées que les prédictions effectuées à l'aide de la formule de l'ACSM<sup>29</sup> (Gardner *et al.*, 1992; Womack *et al.*, 1997). Ceci a amené les auteurs à conclure que les patients avaient un coût énergétique de la marche altéré. Toutefois, une telle conclusion devrait être nuancée compte tenu des preuves qui montrent que l'équation de l'ACSM a tendance à sous-estimer le  $\dot{V}O_2$  réel pour la marche à 0 % de pente (Ludlow & Weyand, 2016; Weyand *et al.*, 2013).

### 6.2.3. Aggravation des limitations fonctionnelles

Par le passé, l'importance des effets de l'AOMI sur l'évolution des limitations fonctionnelles au cours du temps a été minimisée, notamment en raison du fait que les patients avec claudication intermittente peuvent ne pas rapporter d'aggravation, voire rapporter une amélioration, de leurs symptômes au cours du temps lorsqu'on les interroge (McDermott, 2015). Au cours de la dernière décennie, plusieurs études d'ordre épidémiologique ont montré qu'en réalité l'aggravation des limitations fonctionnelles<sup>30</sup> avec

---

<sup>27</sup> C'est-à-dire, au-dessus de la DE de repos.

<sup>28</sup> Dans l'article relatif à l'étude en question, les auteurs rapportent des données préliminaires selon lesquelles le travail mécanique est effectivement plus important chez les patients avec AOMI *versus* des sujets contrôles lors de la marche à plat.

<sup>29</sup> American College of Sports Medicine. (2014). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. 9th ed. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins (p. 173).

<sup>30</sup> Autrement dit le déclin fonctionnel.



le temps est significative chez les patients avec AOMI (McDermott *et al.*, 2010; McDermott *et al.*, 2007; McDermott *et al.*, 2011; McDermott *et al.*, 2004).

## **7. De l'importance d'évaluer la capacité de marche**

Compte tenu de l'importance que revêt le niveau de capacité fonctionnelle dans les risques d'aggravation des limitations fonctionnelles, de mortalité, mais aussi de diminution de la qualité de vie, l'évaluation de la capacité fonctionnelle est un aspect central de la prise en charge des patients avec AOMI (Hirsch *et al.*, 2006; Norgren *et al.*, 2007). L'évaluation de la capacité fonctionnelle permet en effet de : i) statuer de manière objective sur la gravité des limitations fonctionnelles à la marche d'un patient en les resituant par rapport à une norme établie ; ii) calibrer la charge d'un éventuel programme d'exercices de marche ; iii) rendre compte des bénéfices d'interventions thérapeutiques visant la diminution voire la suppression des limitations fonctionnelles du patient. L'activité de marche, de part son caractère ubiquitaire, est d'un grand intérêt pour l'évaluation de la capacité fonctionnelle en vue de caractériser les limitations fonctionnelles des patients en condition de vie réelle. L'évaluation objective de la capacité de marche a en cela une place particulièrement importante dans la prise en charge des patients avec AOMI.

## 8. Résumé

L'AOMI est une maladie chronique grave qui touche plus de 200 millions de personnes à travers le monde. L'AOMI est généralement associée au processus d'athérosclérose et se caractérise par l'obstruction des artères, une chute de la pression artérielle, et potentiellement une réduction du débit sanguin dans les membres inférieurs par rapport à la normale. Les perturbations hémodynamiques artérielles causées par l'AOMI peuvent être évaluées au repos et en routine clinique notamment grâce à une mesure de l'IPS. L'AOMI peut être diagnostiquée lorsque la valeur de l'IPS au repos est  $\leq 0.90$ . À l'exercice, l'AOMI est associée à des perturbations hémodynamiques artérielles qui causent une limitation de la perfusion sanguine des tissus musculaires situés en aval des lésions artérielles, créant un déséquilibre entre l'apport métabolique aux tissus et la demande métabolique de ces tissus : c'est l'ischémie. L'ischémie d'exercice est en général la cause de la survenue de douleurs dans les membres inférieurs au niveau des zones ischémiques. Toutefois, certains patients peuvent présenter des douleurs de nature ischémique également au repos. La douleur ischémique dans l'AOMI est donc au cœur d'une symptomatologie relativement complexe, allant de l'absence de douleur à la présence d'une douleur continue au repos et à l'exercice, en passant par la claudication intermittente classique, la claudication atypique, et la présence irrégulière d'une douleur au repos. Les conséquences fonctionnelles de l'ischémie d'exercice peuvent se traduire par des aspects « aigus » qui se caractérisent par le fait que la douleur ischémique limite les patients sur le plan fonctionnel. Les conséquences fonctionnelles de l'ischémie d'exercice peuvent aussi se traduire par des aspects « chroniques », lesquels sont caractérisés par les changements physiopathologiques qui s'opèrent à la suite de l'ischémie-reperfusion répétée et qui contribuent à aggraver les limitations fonctionnelles des patients. Au final, l'ischémie d'exercice cause une limitation fonctionnelle qui s'aggrave avec le temps et qui est associée à la perte de mobilité future et au risque de mortalité. En tant qu'indicateur de référence des limitations fonctionnelles des patients avec AOMI, la capacité de marche occupe une place importante dans la prise en charge de ces patients, et plus particulièrement dans les cadres de l'évaluation fonctionnelle et du réentraînement.



# **Chapitre 2. Ischémie d'exercice et limitation de la capacité de marche : importance de l'évaluation en condition naturelle de marche**

## **1. Préambule**

Ce chapitre a pour objectif de présenter le contexte dans lequel s'est inscrit un premier axe du présent travail de thèse, celui qui a consisté en la validation d'une méthode pour améliorer, à terme, l'évaluation de la capacité de marche en extérieur chez les patients avec AOMI. Pour ce faire, ce chapitre s'intéresse en premier lieu à présenter les différentes méthodes qui ont été développées pour évaluer objectivement la capacité de marche des patients avec AOMI. À un premier niveau, on distingue les méthodes classiques d'évaluation de la capacité de marche des méthodes d'évaluation se déroulant en ambulatoire. Les premières consistent à évaluer la capacité de marche en conditions d'intensité et/ou de temps de marche contraintes ; les secondes consistent à évaluer la capacité de marche en conditions d'intensité et de temps de marche libres. À un second niveau, les méthodes classiques d'évaluation de la capacité de marche se distinguent selon leur forme, c'est-à-dire selon qu'elles soient motorisées (avec l'utilisation d'un tapis roulant) ou qu'elles soient non motorisées. Enfin, à un troisième niveau, les méthodes classiques d'évaluation de la capacité de marche se distinguent selon le type de test proposé, c'est-à-dire selon que l'intensité de la marche soit imposée ou libre, ou encore selon que l'intensité imposée de la marche soit constante ou croissante au cours du test.

La présentation des méthodes d'évaluation de la capacité de marche proposée dans ce chapitre vise notamment à dégager leurs intérêts et leurs limites. Rappelons que le paramètre de distance ou de temps utilisé pour caractériser la capacité de marche dépend nécessairement du test d'évaluation proposé ; et que le type de test utilisé peut avoir des conséquences importantes sur l'interprétation clinique de la capacité de marche mesurée. En particulier, certains tests d'évaluation de la capacité de marche renvoient davantage à évaluer la capacité maximale d'exercice alors que d'autres renvoient davantage à évaluer la capacité sous-maximale d'exercice. Certains tests fournissent donc principalement des informations sur le travail métabolique maximal réalisable par le patient alors que d'autres tests renseignent principalement sur l'endurance, c'est-à-dire la capacité à maintenir une intensité d'exercice

qui est sous-maximale (Hiatt *et al.*, 2014). Choisir un test d'évaluation de la capacité de marche n'est donc pas anodin dans le sens où cela implique de faire un choix dans la manière de penser la capacité de marche et, de fait, dans l'interprétation qui peut en être faite. En ce sens, Hiatt *et al.* (2014) ont noté que « *bien que le test incrémenté sur tapis et le test de marche de six minutes soient corrélés, la relation est relativement faible ( $R^2 = 0.28$ ), indiquant que la performance pic lors d'un test incrémenté sur tapis peut refléter des limitations physiopathologiques différentes de celles reflétées par un exercice sous-maximal induit avec le test de marche de six minutes* ».

Au-delà de l'intérêt de déterminer la valeur de la capacité maximale et/ou sous-maximale d'exercice d'un patient lors d'un test, il est de première importance que le paramètre mesuré puisse refléter ses limitations fonctionnelles en condition de vie réelle. En effet, ce sont ces limitations qui vont déterminer la faculté du patient à pouvoir s'engager dans une AP et à la maintenir, synonyme de limitation / réduction du risque cardiovasculaire et du maintien / de l'amélioration de la qualité de vie (Hamburg & Balady, 2011). À ce titre, les méthodes d'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire sont d'un intérêt particulier.

## **2. Méthodes classiques d'évaluation de la capacité de marche**

### **2.1. Évaluation de la capacité de marche sur tapis motorisé**

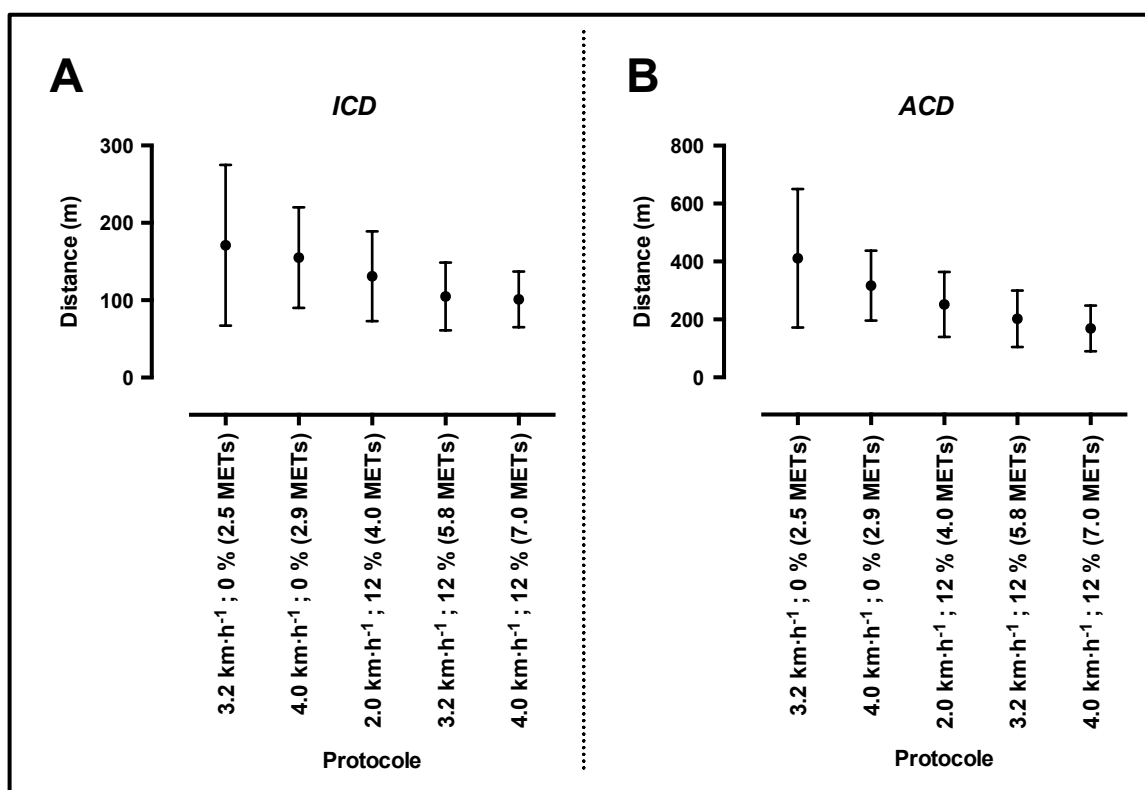
L'évaluation de la capacité de marche sur tapis motorisé représente actuellement la procédure standard et recommandée<sup>31</sup> pour : i) objectiver, de manière reproductible, l'ampleur des limitations fonctionnelles liées à la claudication chez les patients avec AOMI ; ii) identifier les limitations fonctionnelles qui ne sont pas d'origine vasculaire ; et iii) quantifier les réponses aux traitements thérapeutiques (Hirsch *et al.*, 2006). Deux grands types de tests de marche sur tapis motorisé ont été utilisés pour quantifier les limitations fonctionnelles des membres inférieurs chez les patients avec AOMI (Hiatt *et al.*, 2014) : les tests de marche à charge constante (*i.e.*, avec une intensité constante tout au long du test) ; et les tests de marche à charge croissante (*i.e.*, avec une intensité croissante au cours du test).

---

<sup>31</sup> Recommandation de classe I reposant sur des preuves de niveau B (en référence au système de classification des recommandations développé par l'ACCF/AHA Task Force [voir <http://circ.ahajournals.org/site/manual/index.xhtml>]).

### 2.1.1. Tests de marche sur tapis à charge constante

Les tests de marche sur tapis à charge constante utilisent en général une vitesse fixée entre 2 et 4 km·h<sup>-1</sup> et une pente de 0 %, 10 % ou 12 % (Nicolai *et al.*, 2009). Le test utilisant une vitesse fixe de 3.2 km·h<sup>-1</sup> et une pente fixe de 10 % – 12 % est le test à charge constante le plus couramment utilisé (Hiatt *et al.*, 2014). L'intensité du test de marche, définie selon la vitesse et la pente du tapis, a des conséquences importantes sur la mesure de la capacité de marche (Degischer *et al.*, 2002). En effet, comme le montre la Figure 11 (ci-dessous), plus l'intensité d'un test sur tapis à charge constante augmente, plus la capacité de marche mesurée, qu'elle soit exprimée de manière relative (*ICD*) ou de manière absolue (*ACD*), diminue.



**Figure 11. Distances de claudication relative (*ICD*) et absolue (*ACD*) obtenues chez des patients avec AOMI et claudication intermittente lors de tests de marche sur tapis à charge constante d'intensités différentes**

La figure montre les distances de claudication relatives (*panel A*) et absolues (*panel B*) obtenues chez 15 patients avec AOMI et claudication intermittente au cours de tests de marche sur tapis motorisé à charge constante différents (*i.e.*, avec une vitesse et/ou une pente différentes). Les points et les barres désignent les valeurs moyennes et les écarts-types des distances obtenues, respectivement. MET = équivalent métabolique, ou multiple de la valeur standard du  $\dot{V}O_2$  de repos (*i.e.* 3.5 mlO<sub>2</sub>·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>) estimé à partir de l'équation de l'*American College of Sports Medicine*<sup>32</sup>. Adapté de "Reproducibility of constant-load treadmill testing with various treadmill protocols and predictability of treadmill test results in patients with intermittent claudication" de S. Degischer, K. H. Labs, M. Aschwanden, M. Tschoepl et K. A. Jaeger, 2002, *J Vasc Surg*, 36(1), p. 85, Tableau II.

<sup>32</sup> American College of Sports Medicine. (2014). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. 9th ed. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins, p. 173.

Dans une étude plus ancienne, Gardner *et al.* (1993) ont montré que l'effet de l'intensité sur la capacité de marche (*COT* et *PWT*) était le même quelle que soit la forme du test proposé au patient (les tests proposés étaient les suivants : marche sur tapis avec pente et vitesse fixes ; marche sur tapis sans pente et avec vitesse fixe ; montée d'escalier en marchant). L'effet observé était une réduction curvilinéaire de la capacité de marche à mesure que l'intensité du test augmentait ; la réduction de la capacité de marche était donc moindre à mesure que l'intensité du test devenait particulièrement élevée. Selon les auteurs, cette relation curvilinéaire pouvait s'expliquer par le fait qu'aux intensités les plus élevées, les patients n'étaient probablement plus en mesure d'assurer principalement la fourniture énergétique nécessaire à la contraction musculaire par le biais du métabolisme aérobie, devant alors privilégier le métabolisme anaérobie<sup>33</sup> (Gardner *et al.*, 1993).

**Tableau 4. Variabilité intra-sujet de la capacité de marche mesurée lors de tests de marche sur tapis motorisé à charge constante**

Auteurs	N	Nombre d'évaluations/test	Vitesse (km·h <sup>-1</sup> )	Pente (%)	CV ICD (%)	CV ACD (%)
Gardner <i>et al.</i> (1991a)	10	4 (en 4 mois)	2.4	7.5	40.3	32.1
Cachovan <i>et al.</i> (1999)	50	3 (en 1 semaine)	3.0	12.0	25.3	23.7
Degischer <i>et al.</i> (2002)	15	2 (en 3 semaines)	3.2	0.0	26.0	19.9
			4.0	0.0	13.8	11.5
			2.0	12.0	17.2	13.1
			3.2	12.0	19.3	12.4
			4.0	12.0	13.2	9.7
Zwierska <i>et al.</i> (2004)	51	3 (en ? semaines)	3.2	12.0	21.1	18.7
Falkensammer <i>et al.</i> (2012)	68 <sup>a</sup>	2 (en 3 semaines)	3.0	12.0	15.0	13.0

*Note.* Les études montrées dans ce tableau ont les caractéristiques suivantes : i) le coefficient de variation a été calculé à la suite de plusieurs tests de marche réalisés sur tapis motorisé ; ii) l'intensité de la marche a été renseignée à partir de la vitesse et de la pente du tapis ; et iii) la capacité de marche a été évaluée au regard de la distance parcourue jusqu'à l'apparition de la douleur (*ICD*) et jusqu'à l'arrêt causé par la douleur (*ACD*). *N* = nombre de patients ; *CV* = coefficient de variation.

<sup>a</sup>Les patients étaient déjà familiarisés avec la marche sur tapis motorisé.

La reproductibilité des mesures de la capacité de marche lors de tests sur tapis à charge constante a été étudiée par Nicolaï *et al.* (2009) par le biais d'une méta-analyse s'appuyant sur

<sup>33</sup> Ceci sous-entend l'idée i) que la capacité de marche dépend de la capacité du système vasculaire à apporter aux muscles actifs le dioxygène dont ils ont besoin, et ii) que lorsque l'intensité de la marche est particulièrement élevée, le déficit d'apport en dioxygène aux muscles actifs n'évolue plus, probablement parce qu'il est maximal.

les résultats provenant de 8 études et 658 patients. Le coefficient de corrélation intra-classe (CCI [IC 95 %]) calculé dans cette étude pour la mesure de *ICD* était de 0.85 [0.82 ; 0.88], en sachant que la reproductibilité ne variait pas selon la vitesse ni selon le pourcentage de pente utilisé lors du test. Le CCI [IC 95 %] global calculé pour la mesure de *ACD* était de 0.90 [0.88 ; 0.92]. Le CCI variait selon le pourcentage de pente utilisé lors du test (CCI [IC 95 %] = 0.76 [0.54 ; 0.88] avec 0 % de pente ; CCI [IC 95 %] = 0.89 [0.86 ; 0.91] avec 10 % de pente ; et CCI [IC 95 %] = 0.91 [0.88 ; 0.92] avec 12 % de pente). Toutefois, le CCI pour la mesure de *ACD* ne variait pas selon la vitesse. Les études qui ont évalué la variabilité intra-sujet de la mesure de la capacité de marche (cf. Tableau 4, p. 54), ont rapporté des coefficients de variation situés entre 13.2 % et 40.3 % pour la mesure de *ICD*, et entre 9.7 % et 32.1 % pour la mesure de *ACD*.

### 2.1.2. Tests de marche sur tapis à charge croissante

Les tests de marche sur tapis à charge croissante utilisent en général une vitesse fixée à 3.2 km·h<sup>-1</sup> avec une pente qui augmente progressivement au cours du temps. Selon Nicolai *et al.* (2010), les tests à charge croissante de Gardner *et al.* (1991a) et de Hiatt *et al.* (1988) sont des tests incrémentés fréquemment utilisés. Le premier test, couramment appelé le test de Gardner-Skinner, utilise une vitesse fixée à 3.2 km·h<sup>-1</sup>, un premier palier de 2 minutes à 0 % de pente, et une pente qui augmente ensuite de 2 % toutes les 2 minutes (Gardner *et al.*, 1991a). Le second test utilise également une vitesse fixée à 3.2 km·h<sup>-1</sup>, mais avec un premier palier de 3 minutes à 0 % de pente, et une pente qui augmente ensuite de 3.5 % toutes les 3 minutes (Hiatt *et al.*, 1988). En raison de l'intensité relativement faible imposée lors du début du test, les tests de marche sur tapis à charge croissante permettent d'obtenir des distances de claudication relatives et absolues plus élevées que lors des tests de marche sur tapis à charge constante avec une pente importante (*e.g.*, 3.2 km·h<sup>-1</sup> et 12 % de pente) (Gardner *et al.*, 1991b). De plus, plusieurs études ont montré que quelle que soit la nature du test proposé et le couple [vitesse ; pente] utilisé aux différents paliers du test, il est possible d'obtenir au final des mesures de capacité de marche similaires lorsque l'intensité globale aux différents paliers reste comparable entre les tests (Gardner *et al.*, 1992; Hiatt *et al.*, 1988). Gardner *et al.* (1992) ont montré en ce sens qu'un test de marche sur tapis avec pente croissante et vitesse fixe, un test de marche sur tapis avec pente nulle et vitesse croissante, et un test de montée d'escaliers avec augmentation du rythme des pas (les trois tests ayant été conçus pour induire un même  $\dot{V}O_2$  à un palier donné), aboutissaient à des mesures de capacité de marche (*COT* et *PWT*) similaires. Hiatt *et al.* (1988) ont quant à eux montré que deux protocoles incrémentés de



marche sur tapis différents, avec des paliers de 3 minutes qui correspondaient chacun à une augmentation de l'intensité d'environ 1 MET (test n°1 : 3.2 km·h<sup>-1</sup>, +3.5 % de pente/palier ; test n°2 : 4.8 km·h<sup>-1</sup>, +2.5 % de pente/palier), aboutissaient à des mesures de capacité de marche (*COT* et *PWT*) similaires.

D'après la méta-analyse de Nicolaï *et al.* (2009), les tests de marche sur tapis à charge croissante sont significativement plus reproductibles ( $p < 0.001$ ) que les tests de marche sur tapis à charge constante pour la mesure de *ACD*, avec un CCI [IC 95 %] de 0.95 [0.94 ; 0.96]. La reproductibilité des tests de marche sur tapis à charge croissante n'est toutefois pas meilleure pour la mesure de *ICD*, avec un CCI [IC 95 %] de 0.83 [0.80 ; 0.85]. Le Tableau 5 (ci-dessous) montre que la variabilité intra-sujet de la mesure de la capacité de marche lors de tests de marche sur tapis à charge croissante oscille selon les études entre 15.8 % et 28.6 % pour *ICD*, et entre 9.0 % et 24.5 % pour *ACD*. Gardner *et al.* (1992) ont par ailleurs montré que pour une augmentation comparable de l'intensité à chaque palier, le test de marche sur tapis sans pente et le test de montée d'escaliers présentent une reproductibilité similaire à celle du test de Gardner-Skinner pour la mesure de la capacité de marche (*COT* et *PWT*).

**Tableau 5. Variabilité intra-sujet de la capacité de marche mesurée lors de tests de marche sur tapis motorisé à charge croissante**

Auteurs	N	Nombre d'évaluations/test	G	Vitesse (km·h <sup>-1</sup> )	CV <i>ICD</i> (%)	CV <i>ACD</i> (%)
Gardner <i>et al.</i> (1991a)	10	4 (en 4 mois)	G1	3.2	15.8	12.6
Gardner (1997)	30	3 (en 1 semaine)	G1	3.2		14.2
Cachovan <i>et al.</i> (1999)	50	3 (en 1 semaine)	G2	3.0	27.0	20.6
Labs <i>et al.</i> (1999)	330	3 (en 2 semaines)	G1	3.2	28.6	15.5
Kruidenier <i>et al.</i> (2009)	57	2 (en 3 semaines)	G1	3.2	21.7	13.2
Nicolaï <i>et al.</i> (2010)	43	2 (en 2 semaines)	G3	1.6	–	24.5
			G3	2.0	–	22.4
	23	2 (en 2 semaines)	G4	4.4	–	19.4
			G4	4.8	–	9.0

*Note.* Les études montrées dans ce tableau ont les caractéristiques suivantes : i) le coefficient de variation a été calculé à la suite de tests de marche sur tapis motorisé ; ii) l'intensité de la marche a été renseignée à partir de la vitesse et de la pente du tapis ; et iii) la capacité de marche a été évaluée au regard de la distance parcourue jusqu'à l'apparition de la douleur (*ICD*) et jusqu'à l'arrêt causé par la douleur (*ACD*). *N* = nombre de patients ; G1 = augmentation de la pente de 2 % toutes les 2 minutes ; G2 = augmentation de la pente de 3.5 % toutes les 3 minutes ; G3 = augmentation de la pente de 2 % toutes les 4 minutes ; G4 = augmentation de la pente de 2 % toutes les minutes.

Selon Gardner *et al.* (1991a), la meilleure reproductibilité des mesures effectuées lors des tests de marche sur tapis à charge croissante peut s'expliquer par le fait qu'ils permettent une augmentation graduelle de la sollicitation physiologique des membres inférieurs au cours du temps lors de l'évaluation. Cela permettrait, par rapport à des tests à charge constante, de s'approcher plus finement du niveau de limitation fonctionnelle correspondant à la sévérité de la maladie du patient au moment de l'évaluation. La variabilité de la capacité de marche liée aux légères fluctuations dans le statut hémodynamique, dans le coût énergétique de la marche, ou encore dans la perception de l'effort et la tolérance à l'exercice, serait ainsi minimisée avec un test à charge croissante (Gardner *et al.*, 1991a). En revanche, lorsque l'intensité est constante et élevée (*e.g.*, lors d'un test avec une vitesse fixe de  $3.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  et une pente fixe de 12 %), ces légères fluctuations peuvent causer des changements importants dans l'intensité relative de l'exercice pour le patient, et donc des variations importantes dans la capacité de marche mesurée lors du test (Gardner *et al.*, 1991a).

Selon Hiatt *et al.* (2014), le test de Gardner-Skinner est le test incrémenté le plus communément utilisé aujourd'hui. L'intensité de départ ( $3.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  et 0 % de pente) correspond typiquement à celle des AP de faible intensité de la vie quotidienne ( $\sim 2$  METs), et est tolérée par la grande majorité des patients. L'augmentation progressive de l'intensité permet à chaque patient de réaliser une performance maximale, reproductible, que ce soit pour la mesure de *ICD*, ou pour la mesure de *ACD* ; et le temps maximal de marche obtenu traduit une vraie performance physiologique maximale reflétant la physiopathologie du patient (Hiatt *et al.*, 2014). Toutefois, certains auteurs (Nicolai *et al.*, 2010) ont relaté que, lors d'un essai clinique, 15 % des patients n'étaient pas capables de réaliser le test de Gardner-Skinner. De plus, ces mêmes auteurs ont indiqué que 35 % de leurs patients, au terme du même essai clinique, pouvaient marcher plus de 30 minutes au cours de ce test. Partant de ce constat, les auteurs ont évalué l'intérêt de proposer d'autres protocoles de marche sur tapis à charge croissante pour évaluer la capacité de marche chez les patients avec AOMI et claudication intermittente (Nicolai *et al.*, 2010) :

- Protocole n°1 (intensité faible) : vitesse =  $1.6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  ; pente = +2 % toutes les 4 min.
- Protocole n°2 (intensité faible) : vitesse =  $2.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  ; pente = +2 % toutes les 4 min.
- Protocole n°3 (intensité élevée) : vitesse =  $4.4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  ; pente = +2 % toutes les 1 min.
- Protocole n°4 (intensité élevée) : vitesse =  $4.8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  ; pente = +2 % toutes les 1 min.

Les protocoles n°2 et n°3 (ci-dessus) étaient les mieux tolérés par les patients (Nicolai *et al.*, 2010). De plus, les auteurs ont montré que la prédiction de *ACD* au test de Gardner-

Skinner à partir de la distance mesurée lors des protocoles n°2 et n°3 était d'une précision acceptable<sup>34</sup> pour pouvoir comparer les mesures de capacité de marche obtenues lors de ces deux nouveaux tests avec la capacité de marche mesurée lors du test de Gardner-Skinner (Nicolai *et al.*, 2010).

### 2.1.3. Intérêts et limites

#### 2.1.3.a. Intérêts

Les intérêts de l'évaluation de la capacité de marche sur tapis motorisé, et plus particulièrement ceux associés à la réalisation d'un test de marche sur tapis à charge croissante, ont été mis en évidence par Hiatt *et al.* (2014). Ces intérêts sont résumés dans le Tableau 7 (p. 69). Parmi ces intérêts, on distingue la possibilité d'évaluer la performance maximale d'exercice tout en renseignant sur la capacité sous-maximale d'exercice, et aussi le fait que l'augmentation progressive de l'intensité au cours du test permet d'évaluer des patients présentant un large spectre de limitations fonctionnelles. En outre, l'abondante littérature scientifique concernant la conduite d'une évaluation de la capacité de marche sur tapis motorisé chez les patients avec AOMI, qui s'est construite progressivement au cours de plusieurs dizaines d'années de recherche, font que la reproductibilité de la mesure, sa corrélation avec les limitations fonctionnelles rapportées par les patients, la taille des effets de différentes interventions thérapeutiques évaluées avec cette méthode, ou encore le risque pour la sécurité du patient associé à la réalisation d'un test sur tapis, sont bien connus ; ce qui n'est pas toujours le cas pour d'autres tests, comme le TM6 (Hiatt *et al.*, 2014).

Bien que les tests de marche sur tapis à charge constante aient permis une avancée considérable de la recherche clinique au cours de la seconde moitié du XX<sup>ème</sup> siècle, la littérature indique que les tests de marche sur tapis à charge croissante présentent plusieurs avantages par rapport aux tests de marche sur tapis à charge constante : i) ils reflètent plus finement les mécanismes physiopathologiques limitant la capacité fonctionnelle du patient ; ii) ils ont une meilleure reproductibilité pour la mesure de la capacité de marche ; et iii) ils permettent de tester une population de patients représentant un plus large spectre de capacités fonctionnelles (Hiatt *et al.*, 2014). De plus, les tests de marche sur tapis à charge croissante ont été montrés comme étant sensibles au changement dans la capacité de marche suite à différents types d'intervention (réentraînement, revascularisation, thérapie médicamenteuse) (Hiatt *et al.*, 2014). Du fait de leurs avantages sur les tests de marche sur tapis à charge

---

<sup>34</sup> Le coefficient de variation pour l'estimation de ACD au test de Gardner-Skinner était de 25 % et de 22 % à partir de ACD mesurée lors des protocoles n°2 et n°3, respectivement ; le coefficient de variation pour la reproductibilité des mesures de ACD lors des ces protocoles était situé entre 19 % et 22 % (Nicolai *et al.*, 2010).

constante, les tests de marche sur tapis à charge croissante ont été recommandés à plusieurs reprises pour l'évaluation de la capacité de marche des patients avec une AOMI symptomatique (American College of Sports Medicine, 2014; Hiatt *et al.*, 1995; Norgren *et al.*, 2007)<sup>35</sup>. La mesure de *ACD* étant plus reproductible que la mesure de *ICD*, il est recommandé de considérer prioritairement *ACD* pour caractériser la capacité de marche des patients avec AOMI lors d'une évaluation sur tapis motorisé.

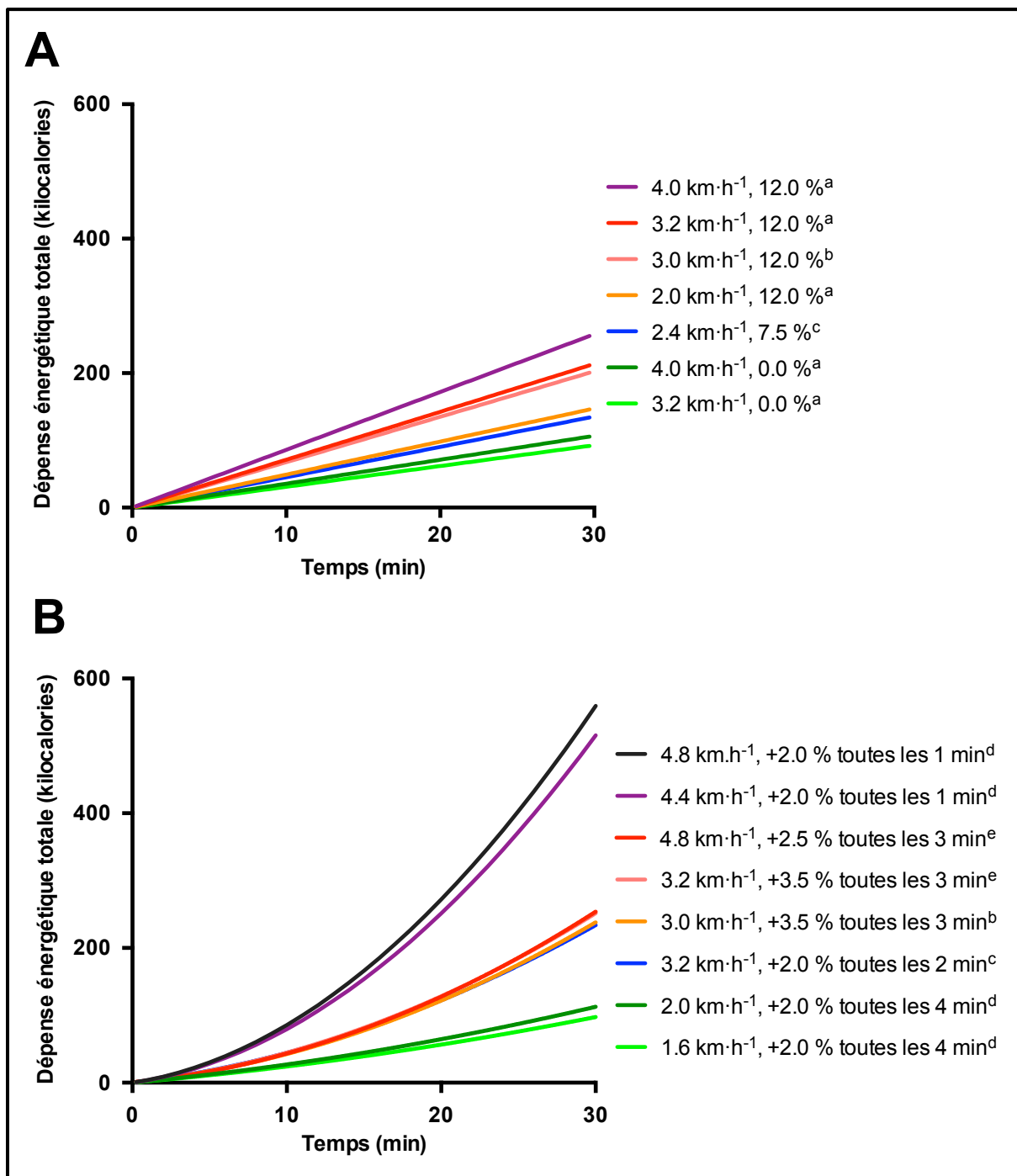
### 2.1.3.b. Limites

Bien que recommandée, l'évaluation de la capacité de marche sur tapis motorisé présente plusieurs limites. Une première limite est que la capacité de marche évaluée sur tapis motorisé est intensité-dépendante : plus l'intensité du test est élevée, plus la capacité de marche mesurée diminue. Les valeurs de capacité de marche obtenues lors d'un test de marche sur tapis ne peuvent donc pas être directement comparées à celles obtenues en utilisant un test de marche d'une intensité différente. Toutefois, Degischer *et al.* (2002) ont montré qu'il était possible d'estimer *ACD* pour un test d'une intensité donnée à partir de : i) *ACD* mesurée lors d'un test d'une intensité donnée ; ii) l'intensité correspondante de ce test (exprimée en METs estimés à partir de la vitesse, de la pente, et de l'équation de l'*American College of Sports Medicine*<sup>36</sup>) ; et iii) l'intensité (en METs) correspondant au test pour lequel on cherche à estimer *ACD*. L'idée d'une telle estimation reposait sur les corrélations élevées qui avaient été trouvées entre l'intensité (en METs) d'un test de marche sur tapis et *ACD* mesurée lors de ce test ( $r = -0.96$ ). Le calcul utilisé pour prédire *ACD* était alors :  $ACD_{prédite} = ACD_{mesurée} \times [\text{METs pour } ACD_{prédite}] / [\text{METs pour } ACD_{mesurée}]$ . Si cette procédure semblait appropriée pour prédire *ACD* correspondant à un test de marche sur tapis d'une intensité donnée à l'échelle d'un groupe, elle était toutefois trop imprécise pour effectuer une telle prédiction à l'échelle individuelle (Degischer *et al.*, 2002). Par ailleurs, dans le cadre des tests de marche sur tapis à charge croissante, il n'est pas possible d'utiliser de la sorte l'intensité des tests (en METs) afin de prédire *ACD* pour différents types de protocoles, puisque par définition l'intensité lors de ces tests n'est pas constante (Nicolai *et al.*, 2010).

---

<sup>35</sup> Dans le cas où la conduite d'un test de marche sur tapis à charge croissante ne serait pas réalisable, Nicolai *et al.* (2009) ont recommandé d'utiliser le test de marche sur tapis à charge constante avec une vitesse de 3.2 km·h<sup>-1</sup> et une pente de 12 %. Rappelons toutefois que lorsqu'on opte pour la conduite d'un test de marche sur tapis à charge constante, un compromis devrait être trouvé entre : i) proposer un test avec une intensité suffisamment élevée pour s'assurer d'avoir des résultats reproductibles ; et ii) proposer un test d'une intensité suffisamment faible pour qu'un maximum de patients puissent réaliser le test et que les patients très limités sur le plan fonctionnel puissent être relativement bien discriminés (Degischer *et al.*, 2002).

<sup>36</sup> American College of Sports Medicine. (2014). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. 9th ed. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins (p. 173).



**Figure 12. Évolution du travail métabolique total théorique effectué en fonction du temps maximal de marche atteint lors de différents tests de marche sur tapis motorisé**

Le travail métabolique se traduit ici par la dépense énergétique totale réalisée. Les valeurs théoriques de dépense énergétique ont été calculées à partir des données de vitesse et de pente de chaque protocole, et de l'équation de l'*American College of Sports Medicine* (2014). Le *panel A* montre les relations obtenues pour plusieurs tests à charge constante qui ont été proposés dans la littérature, ces relations étant de type linéaire. Le *panel B* montre les relations obtenues pour plusieurs tests à charge croissante qui ont été proposés dans la littérature, ces relations étant de type curvilinéaire. Bien que différente, cette figure s'inspire de celle proposée initialement dans l'article "Reliability of treadmill testing in peripheral arterial disease: a meta-regression analysis" de S. P. Nicolai, W. Viechtbauer, L. M. Kruidenier, M. J. Candel, M. H. Prins, et J. A. Teijink, 2009, *J Vasc Surg*, 50(2), p. 323, Figure 1.

<sup>a</sup>Degischer *et al.* (2002). <sup>c</sup>Gardner *et al.* (1991a). <sup>b</sup>Cachovan *et al.* (1999). <sup>d</sup>Nicolai *et al.* (2009). <sup>e</sup>Hiatt *et al.* (1988).

Nicolaï *et al.* (2010) ont toutefois montré qu'il était possible d'estimer *ACD* de manière « acceptable »<sup>37</sup> pour le test de Gardner-Skinner à partir de *ACD* obtenue lors de différents protocoles de marche à charge croissante réalisés sur tapis<sup>38</sup>. Ces derniers auteurs ont dans le même temps montré qu'utiliser la DE totale réalisée lors du test (estimée et exprimée en kilocalories) plutôt que *ACD* n'améliorait pas la précision de l'estimation de la capacité de marche au test de Gardner-Skinner. Enfin, dans la mesure où les protocoles de marche sur tapis à charge constante et à charge croissante sont caractérisés par des relations [travail métabolique total réalisé lors du test *versus* temps maximal de marche atteint correspondant] qui sont différentes (cf. Figure 12, p. 60), il demeure difficile de pouvoir comparer des valeurs de capacités de marche qui auraient été obtenues lors de tests de types (constant *vs.* croissant) différents (Nicolaï *et al.*, 2009).

Une seconde limite liée à l'évaluation fonctionnelle sur tapis motorisé est qu'un même test de marche ne permet pas d'évaluer précisément la capacité de marche de tous les patients avec AOMI. Cela est particulièrement le cas pour les tests de marche sur tapis à charge constante. En effet, d'une part l'intensité initiale de plusieurs de ces tests peut ne pas être tolérée par les patients les plus limités sur le plan fonctionnel, les rendant alors incapables de réaliser le test ; d'autre part, les patients avec une claudication légère peuvent ne jamais être limités lors d'un test à charge constante, empêchant ainsi l'évaluation de leurs réelles limitations fonctionnelles (Hiatt *et al.*, 2014). Bien que plus adapté pour évaluer des patients présentant un large spectre de limitations fonctionnelles, le test à charge croissante de Gardner-Skinner a également montré ses limites (Nicolaï *et al.*, 2010). Il est aussi à noter que le test incrémenté de marche sans pente (*i.e.*, avec augmentation de la vitesse) sur tapis demeure d'une faisabilité limitée pour évaluer une population de patients qui serait hétérogène en matière de limitations fonctionnelles à la marche. En effet, les patients les moins limités pourraient atteindre leur vitesse maximale de marche avant d'atteindre leur seuil de tolérance à la douleur (Gardner *et al.*, 1992). Qui plus est, le test incrémenté de marche sans pente sur tapis augmente le risque de perdre l'équilibre lorsque des vitesses de marche élevées sont atteintes. Ce type de test présente donc un potentiel intérêt pour évaluer des patients modérément limités, mais il ne procure aucun avantage par rapport au protocole de marche sur tapis avec incrémentation de la pente (Gardner *et al.*, 1992). Par ailleurs, certains patients ne peuvent pas prendre part à un test de marche sur tapis en raison de certaines comorbidités (Hirsch *et al.*, 2006).

---

<sup>37</sup> C'est le qualificatif qui a été employé par les auteurs en dépit des larges limites d'agrément qui ont été calculées selon la méthode de Bland et Altman (1986) pour comparer les valeurs prédites et celles mesurées.

<sup>38</sup> L'estimation de *ACD* au test de Gardner-Skinner consistait à utiliser une équation de régression avec *ACD* mesurée lors d'un test à charge croissante comme variable indépendante.

Une troisième limite importante de l'évaluation de la capacité de marche sur tapis motorisé est qu'elle est associée à des valeurs de capacité de marche qui sont très différentes de celles estimées par les patients (Nicolai *et al.*, 2009). Cela signifie que le test de marche sur tapis motorisé n'est pas représentatif de la marche en condition de vie réelle (ou tout du moins de la perception qu'en a le patient) et que les résultats qu'il fournit sont difficilement transposables aux contextes de vie du patient (Degischer *et al.*, 2002).

Une quatrième limite renvoie à la faisabilité de cette méthode d'évaluation : l'accès à un tapis motorisé n'est pas possible pour tous les médecins et le temps nécessaire pour la conduite d'un test de marche sur tapis peut être relativement important (Nicolai *et al.*, 2009). La contrainte de temps peut être d'autant plus sérieuse qu'une évaluation fiable sur tapis motorisé requiert d'habituer les patients à cette forme de test compte tenu de l'effet d'apprentissage qui lui est associé (McDermott *et al.*, 2014b).

## 2.2. Évaluation de la capacité de marche en conditions non motorisées avec temps ou intensité contraints

Deux types de tests de marche ont été proposés dans ce cadre : i) le TM6 ; et ii) les tests de marche en navette.

### 2.2.1. Test de marche de six minutes

Le TM6 est un test qui s'effectue en allers-retours dans un couloir mesurant en général 30 mètres de long. L'objectif pour le patient est de réaliser seul, sans rythme imposé, avec la possibilité de s'arrêter, la plus grande distance possible en six minutes. La distance totale réalisée est le paramètre principalement pris en compte pour l'évaluation des patients lors d'un TM6 (Enright, 2003). Cela est notamment le cas pour l'évaluation des patients avec AOMI (McDermott *et al.*, 2014b). Toutefois, quelques auteurs se sont aussi intéressés à mesurer *ICD* ou *COT* (da Cunha-Filho *et al.*, 2007; Dixit *et al.*, 2015; Montgomery & Gardner, 1998) ou encore *ACD* ou *PWT* (da Cunha-Filho *et al.*, 2007; Dixit *et al.*, 2015) au cours d'un TM6 chez des patients avec claudication intermittente.

La survenue des symptômes de douleur à la marche et l'arrêt à cause de ces symptômes ne sont pas des événements qui se produisent de manière systématique chez les patients avec claudication intermittente lors qu'ils réalisent un TM6 (da Cunha-Filho *et al.*, 2007; Dixit *et al.*, 2015; Le Faucheur *et al.*, 2008; Montgomery & Gardner, 1998). Dans l'étude de

Montgomery et Gardner (1998), 44 patients sur 64 ont ressenti leurs symptômes de douleur lors du TM6, alors que dans l'étude de da Cunha-Filho *et al.* (2007), la totalité des patients ont ressenti des douleurs lors d'une première session d'évaluation, et un patient n'a pas ressenti de douleur lors de la seconde session d'évaluation. S'agissant des arrêts causés par la douleur au cours d'un TM6, da Cunha-Filho *et al.* (2007) ont rapporté dans leur étude que seulement près d'un tiers des patients s'étaient arrêtés à cause de leurs douleurs au cours du test, alors que Le Faucheur *et al.* (2008) et Dixit *et al.* (2015) ont observé que seulement la moitié des patients inclus dans l'étude s'étaient arrêtés à cause de leurs douleurs au cours du test. Malheureusement, l'influence de la vitesse de marche sur l'occurrence de la douleur au cours du TM6 demeure inconnue.

La reproductibilité de la mesure de la distance totale de marche lors d'un TM6, avec deux mesures effectuées à environ 1 à 2 semaines d'intervalle, a été montrée comme étant particulièrement élevée chez les patients avec AOMI (McDermott *et al.*, 2008a; Montgomery & Gardner, 1998). Montgomery et Gardner (1998) ont obtenu, chez 64 patients avec AOMI et claudication intermittente, un CCI de 0.94 ( $p < 0.001$ ) et un coefficient de variation (CV) de 10.4 % pour la mesure de ce paramètre. McDermott *et al.* (2008a) ont de leur côté rapporté un coefficient de corrélation de 0.90 ( $p < 0.001$ ) et un CV de 8.9 %. da Cunha-Filho *et al.* (2007) ont obtenu de moins bons résultats avec un CCI de 0.84 ( $p < 0.001$ ) et un CV de 18.0 % chez 23 patients avec claudication intermittente. Toutefois, dans cette étude, les patients marchaient sur un parcours quadrangulaire de 60 mètres, et ils étaient encouragés à marcher le plus rapidement possible. Cette procédure, différente de celle recommandée (American Thoracic Society, 2002; Enright, 2003) et de celles utilisées dans les études de Montgomery et Gardner (1998) et de McDermott *et al.* (2008a), rend leurs résultats difficilement comparables avec la littérature. Par ailleurs, deux études se sont intéressées à la reproductibilité de la mesure de *ICD* ou *COT* au cours d'un TM6 chez des patients avec claudication intermittente (da Cunha-Filho *et al.*, 2007; Montgomery & Gardner, 1998). Dans l'étude de Montgomery et Gardner (1998), *ICD* avait augmenté seulement de 4.8 % en moyenne entre les deux TM6 réalisés ( $p = 0.477$ ), avec un CCI de 0.75, et un CV de 47.0 %. da Cunha-Filho *et al.* (2007) ont quant à eux obtenu un CCI de 0.81 ( $p < 0.001$ ) et un CV de 31.8 % pour *COT*. Ces mêmes auteurs ont aussi évalué la reproductibilité de *PWT* lors du TM6 et ont obtenu pour ce paramètre un CCI de 0.63 ( $p = 0.03$ ) et un CV de 20.3 %.



### 2.2.2. Tests de marche en navette

Les tests de marche en navette sont des tests lors desquels les sujets doivent réaliser des allers-retours entre deux cônes placés à une distance donnée, sur sol plat, et selon un rythme de marche imposé par des bips sonores (le patient devant atteindre le cône visé au moment de l'émission du bip). Selon le test proposé, la vitesse de marche peut être constante ou croissante (Zwierska *et al.*, 2004).

Peu de tests de marche en navette à vitesse constante ont été étudiés chez les patients avec AOMI. Zwierska *et al.* (2004) ont étudié chez 55 patients avec claudication intermittente la capacité de marche mesurée lors d'un test de marche en navette (1 aller = 10 m) lors duquel la vitesse de marche imposée était de  $4.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ . Parmi l'ensemble des tests de marche en navette à vitesse constante qui ont été réalisés par les patients dans cette étude<sup>39</sup>, 86 % ont provoqué l'apparition des symptômes de douleurs lors du test, contre 83 % pour les tests de marche sur tapis motorisé réalisés dans cette étude ( $3.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  ; 12 % de pente). En revanche, seuls 67 % des tests de marche en navette à vitesse constante ont provoqué un arrêt à cause de la douleur contre 80 % pour les tests de marche sur tapis motorisé. Pour six patients, la vitesse imposée par le test de marche en navette à vitesse constante était trop rapide pour qu'ils puissent réaliser le test. Par ailleurs, dans cette même étude, *ICD* et *ACD* étaient deux fois plus élevées que lors du test de marche sur tapis motorisé.

Les tests de marche en navette à vitesse croissante ont été davantage étudiés que les tests de marche en navette à vitesse constante (da Cunha-Filho *et al.*, 2007; Dixit *et al.*, 2015; Zwierska *et al.*, 2004). Zwierska *et al.* (2004) ont étudié l'intérêt d'un test de marche en navette (aller = 10 m) avec une vitesse initiale de  $3.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ , une augmentation de la vitesse de  $0.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  toutes les minutes, et un arrêt du test lorsque le patient ne pouvait plus suivre le rythme imposé ou lorsqu'il pouvait encore marcher confortablement après 10 minutes de test. da Cunha-Filho *et al.* (2007) et Dixit *et al.* (2015) ont eux utilisé un test dont la vitesse initiale était de  $1.8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  et l'augmentation de la vitesse de  $0.6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  par minute, avec une durée maximale du test fixée à 12 minutes. Dans l'étude de Zwierska *et al.* (2004), parmi l'ensemble des tests de marche en navette à vitesse croissante qui ont été réalisés par les patients, 86 % des tests ont provoqué l'apparition de symptômes de douleur lors du test ; et 83 % des tests de marche en navette à vitesse croissante ont provoqué un arrêt à cause de la douleur. Dans cette étude, *ICD* et *ACD* mesurées lors du test de marche en navette à vitesse croissante étaient deux fois plus élevées que lors du test de marche sur tapis motorisé, alors

---

<sup>39</sup> Dans cette étude, les patients ont réalisé les tests suivants : un test de marche en navette à vitesse constante, un test de marche en navette à vitesse croissante, et un test de marche sur tapis motorisé à charge constante. Chaque test a été réalisé trois fois par chaque patient. La durée des tests était limitée à 10 minutes.

qu'elles étaient similaires aux mesures obtenues lors d'un test de marche en navette à vitesse constante. Dans l'étude de Dixit *et al.* (2015), quelques patients (4/19) n'avaient pas atteint le seuil de tolérance à la douleur au bout de 12 minutes d'exercice lors du test de marche en navette à vitesse croissante.

Un récapitulatif des études qui ont évalué la reproductibilité des mesures de *ICD* et *ACD* effectuées au cours de tests de marche en navette à intensité constante et croissante est proposé dans le Tableau 6 (ci-dessous). Dans l'ensemble, la reproductibilité des mesures semble relativement similaire quel que soit le type de test utilisé. *ACD* était le paramètre le plus reproductible dans ces études (da Cunha-Filho *et al.*, 2007; Zwierska *et al.*, 2004).

**Tableau 6. Reproductibilité de la capacité de marche mesurée lors de tests de marche en navette**

Auteurs	N	T	Test à charge constante		Test à charge croissante	
			ICD	ACD	ICD	ACD
Zwierska <i>et al.</i> (2004) <sup>a</sup>	55	3				
CCI <sub>T2 vs. T1</sub>			0.69	0.81	0.74	0.87
CCI <sub>T3 vs. T2</sub>			0.81	0.84	0.68	0.88
CV (%)			28.7	21.1	27.5	15.9
da Cunha-Filho <i>et al.</i> (2007) <sup>b</sup>	23	2				
CCI			–	–	0.72	0.90
CV (%)			–	–	26.8	9.1

*Note.* Un descriptif des protocoles de marche utilisés dans les études est proposé dans le texte. N = nombre de patients inclus ; T = nombre de tests réalisés ; *ICD* = distance de claudication relative ; *ACD* = distance de claudication absolue ; CCI = coefficient de corrélation intra-classe ; T1 = premier test, T2 = deuxième test ; T3 = troisième test ; CV = coefficient de variation.

<sup>a</sup>Dans l'étude de Zwierska *et al.* (2004), la variabilité intra-sujet de la capacité de marche associée au test de marche en navette à vitesse constante était plus élevée que celle associée au test de marche sur tapis motorisé à charge constante (CV<sub>TAPIS</sub> = 21.1 % et 18.7 % pour la mesure de *ICD* et *ACD*, respectivement). La variabilité intra-sujet de *ICD* associée au test navette à vitesse croissante était plus élevée que celle associée au test de marche sur tapis motorisé à charge constante, alors que la variabilité intra-sujet de *ACD* était plus faible pour le test de marche en navette à vitesse croissante par rapport à celle obtenue pour le test de marche sur tapis motorisé à charge constante. <sup>b</sup>Dans leur étude, da Cunha-Filho *et al.* (2007) ont obtenu des CCIs, pour la mesure de la distance totale de marche et de *PWT* lors du test de marche en navette à vitesse croissante, qui étaient plus élevés que ceux obtenus lors du TM6. Les CVs obtenus pour la mesure de la distance totale de marche et de *PWT* étaient environ deux fois plus faibles pour le test de marche en navette à vitesse croissante en comparaison avec le TM6.

### 2.2.3. Intérêts et limites

#### 2.2.3.a. Intérêts

Montgomery et Gardner (1998) ont considéré l'utilisation du TM6 comme une alternative « viable » à l'utilisation du test de marche sur tapis motorisé pour évaluer les

patients âgés avec AOMI et claudication intermittente. De plus, McDermott *et al.* (2014b) ont récemment réaffirmé la validité et l'intérêt d'évaluer la distance totale de marche lors d'un TM6 chez les patients avec AOMI pour rendre compte des bénéfices liés à la participation à un essai clinique visant notamment l'amélioration du statut fonctionnel. McDermott *et al.* (2014b) ont souligné l'importance de pouvoir rendre compte des limitations fonctionnelles éprouvées par les patients avec AOMI dans leur vie quotidienne. De ce point de vue, le TM6 présente pour les auteurs un avantage indéniable en comparaison avec le test de marche sur tapis motorisé (cf. Tableau 7, p. 69), lequel ayant été jugé comme s'éloignant trop de la locomotion naturelle des patients (McDermott *et al.*, 2014b). En effet, parce que le TM6 permettrait d'évaluer davantage le niveau sous-maximal de la capacité fonctionnelle (American Thoracic Society, 2002), et que la plupart des activités de la vie quotidienne sont réalisées à un niveau sous-maximal, le TM6 serait susceptible de mieux refléter les limitations fonctionnelles éprouvées par le patient en condition de vie réelle. Selon Montgomery et Gardner (1998), le choix entre le test de marche sur tapis motorisé et le TM6 devrait être fait selon les informations cliniques attendues : proposer un test de marche sur tapis si l'on cherche à mesurer la capacité fonctionnelle ainsi que l'IPS post-exercice ; proposer un TM6 si l'on cherche seulement à mesurer la capacité de marche sans l'intention d'évaluer la circulation périphérique. D'autres intérêts ont été évoqués pour le TM6 : ce test semble peu sujet au phénomène d'apprentissage chez les patients avec AOMI ; la signification clinique associée au changement dans la performance au TM6 est connue ; et le changement dans la performance au TM6 permet de prédire la mortalité et la perte de mobilité dans l'AOMI, ce qui n'est pas le cas pour le test de marche sur tapis (McDermott *et al.*, 2014b). Malgré ces intérêts, le TM6 n'est pour le moment considéré par l'AHA « que » comme une alternative raisonnable au test de marche sur tapis motorisé, pour : i) fournir une mesure objective de la limitation fonctionnelle liée à la claudication ; et ii) évaluer les réponses aux thérapies chez les personnes âgées ou celles qui ne peuvent réaliser un test sur tapis (Hirsch *et al.*, 2006)<sup>40</sup>.

Concernant les tests de marche en navette, Zwierska *et al.* (2004) ont suggéré sur la base de leurs résultats que lorsque le but principal de l'évaluation fonctionnelle est d'estimer les effets de l'AOMI sur les limitations fonctionnelles en condition de vie réelle, le test de marche en navette à vitesse croissante peut être une alternative utile ou complémentaire au test de marche sur tapis motorisé. Contrairement au test de marche en navette à vitesse constante, le test de marche en navette à vitesse croissante permet d'évaluer *ICD* et *ACD* chez

---

<sup>40</sup> Recommandation de classe I reposant sur des preuves de niveau B (en référence au système de classification des recommandations développé par l'ACCF/AHA Task Force [voir <http://circ.ahajournals.org/site/manual/index.xhtml>]).

une population de patients présentant un large spectre de capacités de marche (Zwierska *et al.*, 2004).

### 2.2.3.b. Limites

Selon Hiatt *et al.* (2014), le TM6 présente moins d'intérêts que le test de marche sur tapis à charge croissante pour l'évaluation fonctionnelle dans le cadre d'essais cliniques. Ce jugement repose sur : le fait que moins d'études ont été conduites avec le TM6 par rapport au test de marche sur tapis motorisé ; le fait que les résultats du TM6 n'indiquent pas une limite physiologique en raison de son caractère sous-maximal ; le fait que les attentes des patients et des investigateurs peuvent affecter la reproductibilité des mesures<sup>41</sup> ; et le fait que la corrélation entre la capacité de marche évaluée sur tapis motorisé d'une part, et la fonction ambulatoire perçue par le patient ainsi que la qualité de vie d'autre part, a été bien établie, ce qui n'est pas le cas avec le TM6.

Nous avons également questionné la supériorité du TM6 par rapport au test de marche sur tapis motorisé pour rendre compte des limitations fonctionnelles éprouvées par les patients en condition de vie réelle (Le Faucheur *et al.*, 2015), ceci à plusieurs égards : la capacité de marche mesurée en extérieur sur terrain plat à l'aide du GPS a été observée comme étant en moyenne 2.2 fois supérieure à la distance totale mesurée lors du TM6 ; de par sa courte durée, la performance au TM6 est potentiellement sujette à un « effet plafond » qui conduirait à sous-estimer la capacité de marche des patients présentant des limitations à la marche légères ou modérées ; le fait de ne pas tenir compte de la stratégie adoptée par le patient<sup>42</sup> (*i.e.*, la vitesse de marche et la durée de récupération prise suite à l'arrêt causé par le ressenti de douleurs le cas échéant), implique le risque de mal interpréter les réelles limitations fonctionnelles du patient si celles-ci sont jugées seulement à partir de la distance totale parcourue lors du test.

S'agissant des tests de marche en navette, le fait que l'intensité soit contrainte, avec des vitesses et, pour certains tests, des incréments de la vitesse qui sont différentes, renvoie à des limites similaires à celles évoquées précédemment pour les tests de marche sur tapis.

## 2.3. Bilan

Penser les intérêts et les limites associés aux différentes méthodes et tests d'évaluation de la capacité de marche implique en premier lieu de déterminer : i) le type de sollicitation

---

<sup>41</sup> Cette remarque formulée par les auteurs semble en contradiction avec la littérature (cf. paragraphe 2.2.1 de ce chapitre, p. 62).

<sup>42</sup> Ce qui est le cas dans la très grande majorité des études.

attendue (maximale vs. sous-maximale) ; et ii) si cela est souhaité, la possibilité de caractériser au mieux les limitations fonctionnelles éprouvées par les patients en condition de vie réelle. Les intérêts et limites des tests d'évaluation de la capacité de marche peuvent cependant être considérés au regard d'autres aspects. La controverse alimentée par Hiatt *et al.* (2014) et McDermott *et al.* (2014b), au sujet du meilleur test d'évaluation de la capacité de marche à utiliser dans les essais cliniques, a apporté certains éclairages sur la question des intérêts et limites des différents test d'évaluation fonctionnelle dans l'AOMI (Hiatt *et al.*, 2014; McDermott *et al.*, 2014b). Cette controverse a porté plus précisément sur la comparaison du test de marche à charge croissante sur tapis motorisé avec le TM6. Les points clés de cette controverse, formulés en faveur du test de marche sur tapis (Hiatt *et al.*, 2014) et du TM6 (McDermott *et al.*, 2014b), sont repris dans le Tableau 7 (p. 69).

Il existe un consensus sur l'idée que l'évaluation de la capacité de marche devrait refléter au mieux les limitations fonctionnelles réellement éprouvées par les patients en condition de vie réelle (Hiatt *et al.*, 2014; Le Faucheur *et al.*, 2015; McDermott *et al.*, 2014b). À cet égard, d'autres méthodes d'évaluation, qualifiables d'« ambulatoires », ont été développées et ont ouvert une autre voie possible pour caractériser les limitations fonctionnelles des patients avec AOMI.

☞ P5. Le Faucheur, A., de Müllenheim, P. Y., & Mahé, G. (2015). Letter by Le Faucheur et al regarding articles, "Six-minute walk is a better outcome measure than treadmill walking tests in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease" and "The treadmill is a better functional test than the 6-minute walk test in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease". *Circulation*, 131(15), e406.

**Tableau 7. Controverse sur la question du meilleur test d'évaluation fonctionnelle à utiliser dans les essais cliniques chez les patients avec AOMI**

<b>Hiatt et al. (2014)<sup>A</sup></b>			<b>Analyse personnelle<sup>B</sup></b>
<b>Caractéristiques d'un test optimal</b>	<b>Test de marche sur tapis à charge croissante</b>	<b>Test de marche de six minutes en couloir</b>	<b>Marche de 45 à 60 minutes en extérieur avec GPS</b>
<b>Caractérise les limitations fonctionnelles associées à la sévérité de la maladie</b>	Résultats informatifs sur la performance sous-maximale et maximale de marche	Caractérise l'endurance de marche sous-maximale	Évalue les limitations fonctionnelles au plus près de ce qu'elles sont en condition de vie réelle
<b>Possède un large spectre d'évaluation</b>	Évaluation efficace sur un large rang de limitations fonctionnelles	Moins bien étudié dans l'AOMI	Évaluation efficace sur un large rang de limitations fonctionnelles
<b>Établit clairement les limitations fonctionnelles au début d'une période de traitement</b>	La plus haute valeur d'une série de tests en début de programme facilite une meilleure estimation de l'effet du traitement	Non établi dans l'AOMI Dans les maladies pulmonaires, plus de 2 tests sont recommandés	Non établi dans l'AOMI
<b>Expérience</b>	Conduite de plusieurs études multicentriques	Conduite d'études monocentriques seulement	Conduite de plusieurs études monocentriques et de deux études multicentriques
<b>Reproductible</b>			
Réponse « placebo »	Est contrôlée avec une bonne conduite du test	Est contrôlée avec une bonne conduite du test	Non étudiée
Variabilité	CV de 12.6 %	CV de 10.4 %	CCI de 0.911
<b>Corrèle avec le statut fonctionnel et les limitations physiques rapportés par le patient</b>	Corrélations observées dans des études portant sur l'effet de médicaments, du réentraînement, et de la revascularisation	Corrélation non évaluée mais amélioration observée dans des études sur le réentraînement	Corrélation non évaluée mais amélioration observée dans une étude sur la revascularisation
<b>Sensible pour la détection des effets des traitements</b>			
Taille de l'effet, médicaments	0.11 – 0.32	Peu étudiée	Non étudiée
Taille de l'effet, réentraînement	0.87 – 1.01	0.70	Non étudiée
Taille de l'effet, revascularisation	0.47	Peu étudiée	Peu étudiée
<b>Différence minimale cliniquement importante établie<sup>C</sup></b>	Non établie dans l'AOMI	Non établie dans l'AOMI ; seuils suggérés dans les études sur les maladies chroniques pulmonaires et l'insuffisance cardiaque	Non établie dans l'AOMI
<b>Non dangereux et bien toléré</b>	Expérience importante sans sortie inacceptable du protocole pour cause d'événement néfaste Absence de dangers cardiaques bien établie dans l'AOMI	Peu d'études sur la question mais le test est moins sollicitant que le test sur tapis	Test d'une intensité habituelle pour le patient mais d'une durée qui est généralement perçue comme difficile
<b>Utilisé dans des essais multicentriques</b>	Grande expérience dans divers sites à travers le monde Les sites impliqués dans les études requièrent un entraînement à la conduite du test	La plupart de l'expérience est limitée à des études monocentriques Est susceptible d'être plus acceptable pour les sites que le test de marche sur tapis	Expérience limitée à deux pays et principalement à des études monocentriques
<b>Coût (équipement et personnel)</b>	Requiert un tapis programmable et un électrocardiogramme	Ne requiert pas d'équipement spécifique	Requiert seulement un récepteur GPS à bas coût <sup>E</sup>
<b>McDermott et al. (2014b)<sup>D</sup></b>			<b>Analyse personnelle</b>
<b>Caractéristiques</b>	<b>Test sur tapis à charge croissante</b>	<b>Test de marche de six minutes en couloir</b>	<b>Session de marche de 45 à 60 min en extérieur</b>
<b>Représente la vie quotidienne</b>	Non	Oui	Oui
<b>Phénomène d'apprentissage</b>	Oui	Non	Non
<b>Une différence cliniquement importante a été définie</b>	Non	Oui	Non
<b>L'évolution du paramètre mesuré prédit la mortalité et la perte de mobilité chez les patients avec AOMI</b>	Inconnu	Oui	Inconnu

CV = coefficient de variation ; CCI = coefficient de corrélation intra-classe ; GPS = géo-positionnement par satellites.

<sup>A</sup>Adapté de "The treadmill is a better functional test than the 6-minute walk test in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease" de W. R. Hiatt, R. K. Rogers, et E. P. Brass, 2014, *Circulation*, 130(1), p. 75. <sup>B</sup>Cette analyse repose sur les études qui ont évalué la distance maximale de marche en extérieur avec GPS (cf. p. 74). <sup>C</sup>Définit la quantité de changement en-dessous de laquelle le changement n'est pas cliniquement important ; est utilisé pour différencier une différence statistiquement significative d'une différence cliniquement significative. <sup>D</sup>Adapté de "Six-minute walk is a better outcome measure than treadmill walking tests in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease" de M. M. McDermott, M. M., J. M. Guralnik, M. H. Criqui, K. Liu, M. R. Kibbe, et L. Ferrucci, 2014, *Circulation*, 130(1), p. 62. <sup>E</sup>< 100 euros.

### 3. Méthodes d'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire

#### 3.1. Évaluation de la capacité de marche vs. évaluation de l'activité physique en ambulatoire : quelle différence ?

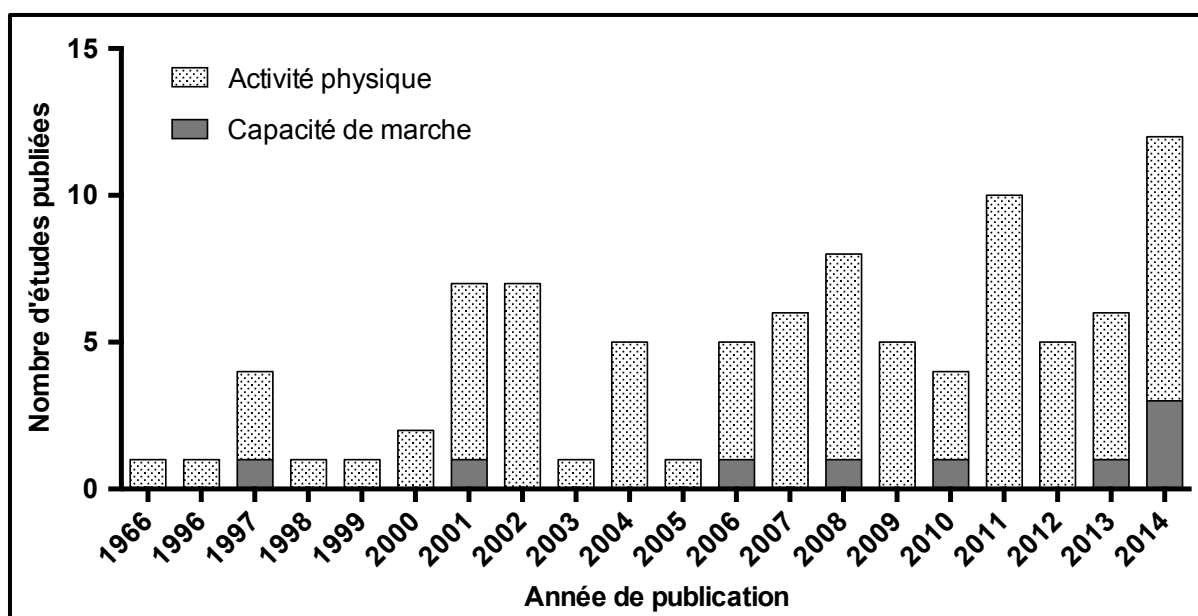
Nous avons réalisé une revue des études qui ont porté sur l'évaluation de la capacité de marche et de l'AP en ambulatoire chez les patients avec AOMI. Cette revue de littérature a été publiée et sa référence est indiquée ci-dessous. Au-delà de présenter les outils et méthodes d'évaluation qui ont été utilisés auprès des patients avec AOMI, cette revue de littérature avait pour objectif de mettre en évidence les intérêts cliniques de l'évaluation en ambulatoire.

📄 P4. de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Mahé, G., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2016). Clinical Interest of Ambulatory Assessment of Physical Activity and Walking Capacity in Peripheral Artery Disease. *Scand J Med Sci Sports*, 26(7), 716-730.

La première étude qui a effectué une évaluation objective de l'activité de marche en ambulatoire chez les patients avec AOMI a utilisé un podomètre pour quantifier la charge du réentraînement (Larsen & Lassen, 1966). Depuis, près d'une centaine d'études ont été conduites avec la mise en œuvre d'une évaluation de la capacité de marche ou de l'AP en ambulatoire chez les patients avec AOMI (de Müllenheim *et al.*, 2016). En mars 2015, date à laquelle la recherche des articles ayant servi à la réalisation de l'article de revue a été arrêtée, 96 études originales avaient été publiées, et 9 d'entre-elles seulement concernaient l'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire. La Figure 13 (p. 71) met en évidence la petite proportion d'études qui ont été publiées sur l'évaluation de la capacité de marche en comparaison avec les études ayant évalué l'AP en ambulatoire chez les patients avec AOMI. Près d'une quinzaine d'études ont été publiées depuis mars 2015 sur le thème de l'évaluation en ambulatoire chez les patients avec AOMI. Parmi ces nouvelles études, trois ont porté sur l'évaluation de la capacité de marche (Fokkenrood *et al.*, 2015; Gernigon *et al.*, 2015a; Gernigon *et al.*, 2015b).

La capacité de marche et l'AP évaluées en ambulatoire sont deux concepts différents. L'AP peut être définie comme l'ensemble des actions corporelles produites par la contraction musculaire squelettique et qui augmentent la DE de la personne au-dessus de son niveau de base (Butte *et al.*, 2012; Caspersen *et al.*, 1985). Cette définition constitue en réalité la toile de fond de ce qu'est l'AP en condition de vie réelle, à savoir un comportement

multidimensionnel complexe, caractérisable par des aspects quantitatifs (*i.e.*, son type, son intensité, sa durée, et sa fréquence), des aspects qualitatifs (*i.e.*, sa visée occupationnelle, domestique, utilitariste, ou de loisir), et des aspects contextuels (*i.e.*, le lieu et la nature de l'environnement<sup>43</sup> où l'activité se déroule, le caractère prévisionnel de l'activité<sup>44</sup>, et la présence d'autrui dans l'activité<sup>45</sup>) (D. R. Bassett *et al.*, 2015; Strath *et al.*, 2013). L'AP renvoie donc à ce que la personne *fait* au quotidien. Ceci est à mettre en opposition avec le concept de capacité de marche qui, comme expliqué précédemment, renvoie à ce que la personne est *capable de faire* (en matière d'activité de marche), au maximum de sa capacité, dans une situation où le contexte est contrôlé et lors de laquelle les sources d'influence du comportement ont été supprimées ou ont été rendues négligeables. En conséquence, évaluer la capacité de marche ne renvoie pas à évaluer un substitut de l'AP et *vice versa* (de Müllenheim *et al.*, 2016).



**Figure 13. Évolution du nombre d'études ayant effectué une mesure ambulatoire de l'activité physique ou de la capacité de marche chez les patients avec AOMI**

Jusqu'à présent, deux grandes formes d'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire ont été développées : la double épreuve de marche physiologique associée à l'utilisation d'un appareil appelé *PADHOC* (pour *Peripheral Arterial Disease Holter Control*) ; l'évaluation de la capacité de marche en extérieur à l'aide du GPS.

<sup>43</sup> Intérieur vs. extérieur.

<sup>44</sup> Programmé vs. accidentel.

<sup>45</sup> Seul vs. en groupe.



## 3.2. Évaluation de la capacité de marche à l'aide du système Peripheral Arterial Disease Holter Control (PADHOC)

### 3.2.1. Double épreuve de marche physiologique

La double épreuve de marche physiologique est un test qui a été développé et validé à la fin des années quatre-vingt-dix pour évaluer la capacité de marche des patients avec AOMI et claudication intermittente, en condition non motorisée, et à rythme libre. Ce test a été mis en œuvre pour répondre aux limites associées aux méthodes classiques d'évaluation de la capacité de marche, notamment l'évaluation sur tapis motorisé (Boissier *et al.*, 1997; Coughlin *et al.*, 2006; Coughlin *et al.*, 2001). La double épreuve de marche physiologique consiste pour le patient à réaliser deux marches consécutives séparées par une seule minute de récupération, chacune des deux marches prenant fin lorsque le patient s'arrête à cause de ses symptômes de douleur<sup>46</sup>. Les marches s'effectuent sur sol plat, et à l'abri du vent et de la pluie dans le cas où elles se déroulent en extérieur (Boissier *et al.*, 1997). Au cours de ce test, *ICD* et *ACD*, ainsi que la vitesse de marche, sont mesurées à l'aide du système *Peripheral Arterial Disease Holter Control (PADHOC)*, illustré Figure 14 (p. 73). Les rapports [*ICD*<sub>2</sub> / *ICD*<sub>1</sub>] et [*ACD*<sub>2</sub> / *ACD*<sub>1</sub>], ou encore le produit [vitesse × distance], peuvent être calculés pour rendre compte de la sévérité de l'atteinte fonctionnelle circulatoire. La logique qui a conduit à l'élaboration de la double épreuve de marche physiologique pour estimer l'atteinte fonctionnelle circulatoire est la suivante : i) la vitesse à laquelle la PAS à la cheville retrouve ses valeurs de repos, suite à sa chute lors de la première marche, dépend de la sévérité de l'atteinte circulatoire (plus la fonction circulatoire est endommagée à cause de la maladie, plus la PAS mettra du temps à retrouver les valeurs de repos) ; ii) il peut être considéré que plus la PAS mettra du temps à retrouver les valeurs de repos, plus elle risquera d'être faible à la fin de la période de récupération, et plus la capacité de marche risquera d'être limitée lors de la seconde marche (Boissier *et al.*, 1997; Coughlin *et al.*, 2001). Contrairement aux autres tests d'évaluation précédemment présentés, la reproductibilité des mesures effectuées lors de la double épreuve de marche physiologique avec le système *PADHOC* n'a pas été étudiée.

### 3.2.1. Intérêts et limites

#### 3.2.1.a. Intérêts

---

<sup>46</sup> Dans l'étude de Boissier *et al.* (1997), les vitesses moyennes de marche lors des deux tests de marche étaient particulièrement stables, bien qu'elles différaient entre les patients selon la sévérité de la maladie.

Bien que limités en nombre, les premiers résultats obtenus dans les études qui ont porté sur la double épreuve de marche physiologique associée à l'utilisation du *PADHOC* ont suscité un certain enthousiasme chez leurs auteurs : l'épreuve a été décrite comme reflétant de manière excellente l'atteinte fonctionnelle et le statut hémodynamique (Boissier *et al.*, 1997) ; elle a été considérée comme une alternative possible au test de marche sur tapis motorisé pour caractériser la sévérité de la maladie (Coughlin *et al.*, 2001) ; elle a été décrite comme permettant une évaluation des limitations fonctionnelles du patient telles qu'elles le sont en condition de vie réelle, et ce de manière plus représentative que ne le permet une évaluation sur tapis motorisé (Coughlin *et al.*, 2006) ; elle a été envisagée comme une méthode alternative au test de marche sur tapis motorisé pour évaluer la capacité de marche dans les essais cliniques (Coughlin *et al.*, 2006).



#### **Figure 14. Le système Peripheral Arterial Disease Holter Control (PADHOC)**

Le système *PADHOC* est constitué d'un émetteur et d'un récepteur d'ultrasons se plaçant respectivement sur les deux malléoles tibiales internes. L'émetteur et le récepteur sont connectés par des câbles à une unité centrale placée au niveau de la taille du patient. Un boîtier, tenu dans la main du patient, comportant trois boutons de couleurs différentes (vert, orange, rouge), et connecté lui-aussi à l'unité centrale par un câble, complète le dispositif. L'émetteur et le récepteur d'ultrasons permettent la mesure de la distance parcourue et de la vitesse de marche adoptée par le patient au cours du test. À partir de la vitesse et du temps de propagation des ultrasons de l'émetteur vers le récepteur, l'unité centrale peut en effet calculer la distance séparant l'émetteur du récepteur, c'est-à-dire la distance séparant les deux malléoles du patient. Cette distance évolue de manière cyclique au cours de la marche, et la plus grande distance mesurée au cours de chaque cycle est considérée comme la distance parcourue à chaque pas, c'est-à-dire lorsque les deux pieds sont au sol. Le système peut donc mesurer le nombre de pas effectués et leur longueur, et de là calculer la distance parcourue. Lors de chacune des deux marches, le patient appuie i) sur le bouton vert lorsqu'il débute la marche, ii) sur le bouton orange lorsque ses symptômes de douleur apparaissent, et iii) sur le bouton rouge lorsqu'il s'arrête à cause de ses symptômes de douleur. Les distances correspondant aux deux derniers appuis (*ICD* et *ACD*) sont mesurées et enregistrées par l'appareil. Adapté de "A new device for the measurement of disease severity in patients with intermittent claudication" de P. A. Coughlin, P. J. Kent, E. P. Turton, P. Byrne, D. C. Berridge, D. J. Scott, et R. C. Kester. 2001, *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 22(6), p. 518.

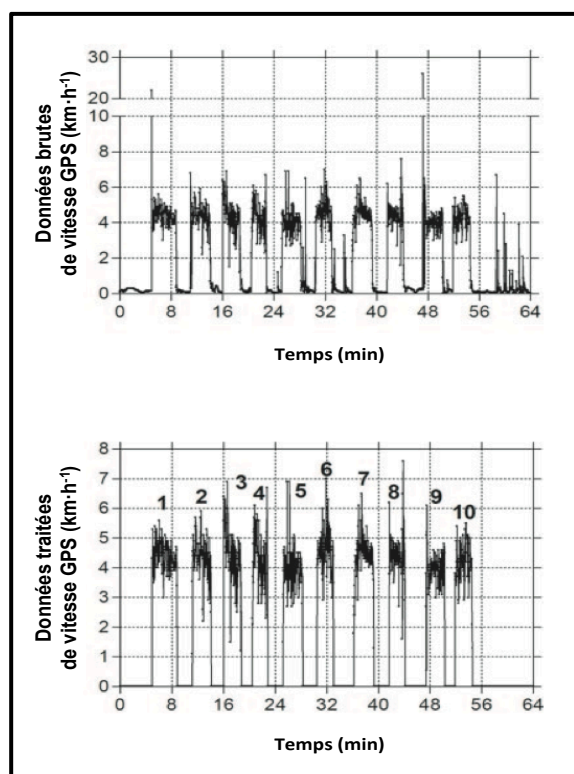
### 3.2.1.b. Limites

En dépit de premiers résultats prometteurs, aucune étude, depuis 2006, n'a mis en œuvre la double épreuve de marche physiologique en association avec les mesures permises par l'utilisation du système *PADHOC*. Par ailleurs, l'aspect relativement encombrant du système *PADHOC* constitue l'une des principales limites à son utilisation en condition de vie réelle.

## 3.3. Évaluation de la capacité de marche en extérieur à l'aide du géo-positionnement par satellites

### 3.3.1. Évaluation de la capacité de marche en tant que distance maximale de marche

La majorité des études qui ont évalué *ACD* en extérieur ont utilisé à la fois le GPS<sup>47</sup> et une méthodologie particulière de traitement des données de vitesse GPS (Gernigon *et al.*, 2015a; Gernigon *et al.*, 2015b; Gernigon *et al.*, 2014; Le Faucheur *et al.*, 2008; Le Faucheur *et al.*, 2010; Tew *et al.*, 2013). La méthodologie de traitement des données de vitesse GPS qui a été utilisée dans ces études est illustrée sur la Figure 15 (ci-dessous).



**Figure 15. Traitement des données de vitesse GPS pour la détection des périodes de marche et d'arrêt chez les patients avec AOMI**

Les deux panels ci-contre montrent les données de vitesse obtenues à l'aide d'un récepteur GPS chez un patient avec AOMI et claudication intermittente ayant effectué une période d'ambulation en extérieur et lors de laquelle il ne devait s'arrêter qu'à cause de ses symptômes de douleur aux membres inférieurs. Le panel supérieur montre les données brutes de vitesse fournies par le récepteur GPS. Le panel inférieur montre les données traitées de vitesse GPS suite à l'utilisation d'une méthodologie consistant en l'application d'un filtre passe-haut et d'un filtre passe-bas pour supprimer le bruit de mesure de l'appareil GPS à l'arrêt, et pour corriger les valeurs aberrantes mesurées lors de la marche, respectivement. Adapté de "Measurement of walking distance and speed in patients with peripheral arterial disease: a novel method using a global positioning system" de A. Le Faucheur, P. Abraham, V. Jaquinandi, P. Bouye, J. L. Saumet, et B. Noury-Desvaux, 2008, *Circulation*, 117(7), p. 901.

<sup>47</sup> Les patients évalués étaient équipés d'un récepteur GPS.

La méthodologie illustrée sur la Figure 15 (p. 74) a été montrée comme étant performante pour détecter les périodes de marche et d'arrêt, ainsi que pour estimer précisément la vitesse et la distance parcourue lors des périodes de marche détectées (Le Faucheur *et al.*, 2007; Noury-Desvaux *et al.*, 2011). L'approche qui a été développée pour évaluer la capacité de marche en extérieur à l'aide de cette méthodologie consiste pour le patient en la réalisation d'une période d'ambulation en extérieur d'une durée de 45 à 60 minutes en respectant les consignes suivantes : i) marcher dans un lieu où le terrain est plat et libre à la fois de la circulation de véhicules motorisés, de la présence d'immeubles, et de végétation dense ; ii) marcher à un rythme habituel, et ce jusqu'à ce que les symptômes de douleur survenant au niveau des membres inférieurs imposent l'arrêt de la marche ; iii) ne pas ralentir volontairement le rythme de marche en vue de faire disparaître les symptômes de douleur lorsque ceux-ci apparaissent ; iv) pas de consigne quant à la durée de récupération (Le Faucheur *et al.*, 2008). Le paramètre principalement mesuré par le biais de cette forme d'évaluation est la plus grande distance symptômes-limitée parcourue ( $ACD_{MAX}$ ) lors de la période d'ambulation (Gernigon *et al.*, 2015a; Gernigon *et al.*, 2015b; Gernigon *et al.*, 2014; Le Faucheur *et al.*, 2008; Le Faucheur *et al.*, 2010; Tew *et al.*, 2013). L'utilisation de ce paramètre est lié au fait que  $ACD$  est variable d'une période de marche à une autre lors d'une même période d'ambulation en extérieur de 45 à 60 minutes (Gernigon *et al.*, 2015a; Le Faucheur *et al.*, 2010).

La reproductibilité de la mesure de la capacité de marche ( $ACD_{MAX}$ ) à l'aide du GPS n'a été investiguée que dans une seule étude (Gernigon *et al.*, 2015a). Dans cette étude, 17 patients avec claudication intermittente ont complété deux périodes d'ambulation d'une durée de 45 à 60 minutes dans le même parc et dans une période d'un mois maximum (médiane de la durée inter-périodes : 2 semaines). Le CCI [IC 95 %] obtenu pour  $ACD_{MAX}$  était de 0.911 [0.776 ; 0.966] ( $p < 0.001$ ). Dans cette étude, la vitesse moyenne sur les différentes périodes de marche au cours de l'ambulation était aussi reproductible que  $ACD_{MAX}$ , avec un CCI [IC 95 %] de 0.905 [0.762 ; 0.964] ( $p < 0.001$ ). En revanche, la durée moyenne des arrêts, avec un CCI [IC 95 %] de 0.691 [0.308 ; 0.883] ( $p = 0.001$ ), n'était pas aussi reproductible que les mesures de  $ACD_{MAX}$  et de la vitesse moyenne de marche. La reproductibilité de la mesure de  $ACD_{MAX}$  dans cette étude tendait à être aussi bonne que celle de  $ACD$  lors d'un test de marche sur tapis à charge constante (3.2 km·h<sup>-1</sup> et 10 % de pente ; CCI [IC 95 %] = 0.992 [0.978 ; 0.997] ;  $p < 0.001$ ) (Gernigon *et al.*, 2015a).

Récemment, Fokkenrood *et al.* (2015) ont proposé une évaluation de  $ACD$  au cours d'une seule période de marche réalisée sur le parking d'un centre de réentraînement. Dans cette étude,  $ACD$  a été mesurée à la fois avec un odomètre et avec le récepteur GPS d'un iPhone. La méthodologie proposée par Fokkenrood *et al.* (2015) pose la question du nombre de périodes de marche que les patients seraient censés en réalité devoir effectuer avant d'atteindre leur valeur maximale de distance de marche au cours d'une période d'ambulation. Dans la plupart des études qui ont mis en œuvre une évaluation de la distance maximale de marche en extérieur avec GPS (Gernigon *et al.*, 2015a; Gernigon *et al.*, 2015b; Gernigon *et al.*, 2014; Le Faucheur *et al.*, 2008; Le Faucheur *et al.*, 2010; Tew *et al.*, 2013), la durée totale d'ambulation proposée était de 45 à 60 minutes pour s'assurer que la plupart des patients atteignent leur distance maximale de marche avant la fin de la période d'ambulation. Étant donné que le temps cumulé de marche au cours de l'ambulation peut avoir un effet négatif sur la capacité de marche (Le Faucheur *et al.*, 2010), il semble peu adapté d'imposer aux patients des durées totales d'ambulation plus importantes. Dans le cadre de nos travaux, nous avons observé chez quelques patients que  $ACD_{MAX}$  n'était pas systématiquement obtenue dès la première période de marche, mais au bout de plusieurs périodes de marche (données non publiées). Des données supplémentaires sont nécessaires pour déterminer de manière adéquate le temps total minimal d'ambulation requis pour évaluer  $ACD_{MAX}$ .

### 3.3.2. Évaluation de la capacité de marche en tant que distance totale de marche

Une seconde approche qui a été développée pour évaluer la capacité de marche en extérieur consiste en une forme d'évaluation relativement similaire à celle présentée précédemment, mais cette fois pour s'intéresser à la distance totale de marche parcourue lors de la période d'ambulation. La durée de la période d'ambulation dans les études ayant utilisé cette approche était fixée à 40 minutes (Nordanstig *et al.*, 2014a; Nordanstig *et al.*, 2014b). Dans ces études, la distance totale parcourue était mesurée à l'aide d'un iPhone 4 (Apple Corp, Cupertino, Calif) et de l'application Walkmeter (Abvio Inc, San Francisco, Calif). Il est à noter que les outils de mesure qui ont été utilisés dans ces études ne permettaient pas de distinguer les périodes de marche et d'arrêt liées à la claudication intermittente.

L'utilisation de la distance totale de marche mesurée au cours d'une période d'ambulation de 40 minutes peut poser question du point de vue de l'interprétation clinique. En effet, comme le montre le Tableau 8 (p. 77), deux patients qui auraient une distance totale

de marche similaire au terme d'une période d'ambulation de 40 minutes pourraient néanmoins présenter des profils de limitations fonctionnelles à la marche différents. En conséquence, l'interprétation clinique pourrait être inadéquate ou incomplète lorsque réalisée à partir de la seule distance totale de marche réalisée au cours de la période d'ambulation (de Müllenheim *et al.*, 2016).

**Tableau 8. Exemples de deux profils (théoriques) différents de limitations fonctionnelles à la marche présentés par deux patients avec AOMI**

PATIENT A				PATIENT B			
Période	Distance (m)	Vitesse (km·h <sup>-1</sup> )	Temps (min)	Période	Distance (m)	Vitesse (km·h <sup>-1</sup> )	Temps (min)
Marche	450	3.5	7.7	Marche	1000	2.5	24.0
Arrêt			4.0	Arrêt			2.9
Marche	350	3.7	5.7	Marche	600	2.7	13.3
Arrêt			6.0				
Marche	525	3.5	9.0				
Arrêt			3.1				
Marche	275	3.5	4.7				
<b>TOTAL</b>	<b>1600</b>		<b>40.2</b>		<b>1600</b>		<b>40.2</b>

*Note.* Adapté de "Clinical interest of ambulatory assessment of Physical activity and walking capacity in peripheral artery disease" de P. Y. de Müllenheim, S. Chaudru, G. Mahé, J. Prioux, et A. Le Faucheur, 2016, *Scand J Med Sci Sports*, 26(7), 716-730, Appendix 5 (Supporting Information Appendix S5).

### 3.3.3. Autres paramètres pour caractériser la capacité de marche en extérieur

La méthodologie présentée précédemment sur la Figure 15 (p. 74) a permis la mesure objective de paramètres fonctionnels autres que  $ACD_{MAX}$  et qui peuvent être potentiellement importants pour comprendre l'ampleur des limitations fonctionnelles à la marche chez les patients avec AOMI et claudication intermittente, à savoir : la vitesse de marche sur les périodes de marche détectées ; la durée des arrêts imposés par les symptômes de douleur ; le nombre total d'arrêts au cours de la période d'ambulation ; la durée totale de la période d'ambulation ; la distance totale parcourue lors la période d'ambulation ; le temps cumulé (périodes de marche et d'arrêt incluses) au cours de la période d'ambulation (Le Faucheur *et al.*, 2010). À ce sujet, Le Faucheur *et al.* (2010) ont montré que, parmi 36 patients, la transformée logarithmique de la durée de l'arrêt et le temps cumulé de la session de marche étaient des prédicteurs significatifs de  $ACD$  au cours de la période d'ambulation chez 16 patients et 5 patients, respectivement.

Grâce à cette méthodologie qui permet de s'intéresser à plusieurs périodes de marche, Le Faucheur *et al.* (2010) ont été les premiers à mettre en évidence la variabilité de *ACD* au cours d'une même période d'ambulation en extérieur. Dans leur étude, les 36 patients avec claudication intermittente qui avaient réalisé plus de cinq périodes de marche lors de leur période d'ambulation présentaient en moyenne un CV ( $\pm$  écart-type, [étendue]) de 43 % ( $\pm$  28 %, [10 % ; 123 %]) pour *ACD* obtenue lors des différentes périodes de marche réalisées. En revanche, la vitesse de marche au cours des différentes périodes de marche réalisées, chez un même patient, était relativement stable dans cette étude, avec un CV individuel moyen [étendue] de 7 % [1 % ; 17 %] (Le Faucheur *et al.*, 2010).

### 3.3.4. Intérêts et limites

#### 3.3.4.a. Intérêts

L'évaluation de la capacité de marche en extérieur à l'aide du GPS est une méthode relativement récente dans l'histoire de l'évaluation fonctionnelle des patients avec AOMI. De fait, comme le montre le Tableau 7 (p. 69), de nombreuses questions restent sans réponse quant aux intérêts et aux limites que peut présenter une telle forme d'évaluation, particulièrement au regard des caractéristiques à considérer pour l'évaluation fonctionnelle dans le cadre des essais cliniques. L'un des intérêts principaux liés à l'évaluation de la capacité de marche en extérieur telle que proposée initialement par Le Faucheur *et al.* (2008) est qu'elle permet d'appréhender les limitations fonctionnelles à la marche des patients au plus près de ce qu'elles sont en condition de vie réelle (Gernigon *et al.*, 2015a; Le Faucheur *et al.*, 2008). En ce sens, Tew *et al.* (2013) ont montré que la distance maximale de marche mesurée en extérieur avec GPS semblait légèrement mieux corrélée avec différents scores d'évaluation subjective des limitations fonctionnelles (obtenus par questionnaires) que ne l'étaient la distance réalisée lors d'un test de marche sur tapis à charge croissante, et la distance totale parcourue au TM6. En outre, l'évaluation de la capacité de marche en extérieur avec GPS s'avère être relativement simple à mettre en œuvre, à bas coût, accessible, et par conséquent pourrait servir d'alternative au test de marche sur tapis motorisé dans le cas où celui-ci ne serait pas disponible (Le Faucheur *et al.*, 2008). Cette idée est supportée par l'étude multicentrique de Gernigon *et al.* (2014) qui a montré que l'évaluation en extérieur avec GPS était tout à fait faisable chez un grand nombre de patients ( $n = 218$ ) avec AOMI présentant une claudication intermittente. Dans cette dernière étude, il a été possible d'obtenir 85 % puis 93 % d'enregistrements techniquement valides, respectivement après une seule puis deux tentatives de mesure, chez les patients qui avaient complété l'évaluation en totale

autonomie. De plus, dans cette même étude, plus de 80 % des patients avaient estimé qu'il était « plutôt facile » voire « très facile » de s'organiser pour réaliser l'évaluation, pour trouver un terrain plat approprié, et pour démarrer le récepteur GPS. Enfin, près de 70 % des patients avaient trouvé « facile » à « plutôt difficile » le fait de devoir essayer de marcher au moins 60 minutes, alors que 30 % des patients avaient perçu cela comme « très difficile » (Gernigon *et al.*, 2014). Enfin, l'évaluation de la capacité de marche avec GPS permet d'accéder à de nouveaux paramètres, autres que  $ACD_{MAX}$ , pour caractériser l'ambulation et les limitations fonctionnelles des patients (Le Faucheur *et al.*, 2010).

### 3.3.4.b. Limites

Selon McDermott *et al.* (2015), la diffusion de la méthode d'évaluation proposée par Le Faucheur *et al.* (2008) est, particulièrement dans le cadre d'essais cliniques, susceptible de rencontrer plusieurs obstacles, dont les suivants : i) la réalisation de cette évaluation pourrait demeurer infaisable pendant plusieurs mois dans certains endroits du monde, compte tenu des conditions climatiques extrêmes qui s'y trouvent ; ii) mesurer les effets d'interventions thérapeutiques implique la mise en place de conditions d'évaluation identiques en pré- et post-traitement, ce qui pourrait s'avérer particulièrement difficile à obtenir pour des évaluations en extérieur ; iii) plusieurs patients pourraient rencontrer des difficultés si ce n'est présenter des réticences à compléter l'ensemble de la session d'évaluation (45 à 60 minutes) en sachant que certains patients refusent de réaliser ne serait-ce qu'un TM6 de peur de ressentir des symptômes de douleur ; iv) certains centres de recherche pourraient ne pas avoir accès à un parc public plat pour réaliser la session de marche ; v) la question de la sécurité des patients avec AOMI qui sont âgés et fragiles pourrait être problématique dans le cadre d'une marche de 45 à 60 minutes seul dans un parc.

Si ces limites doivent être évoquées, elles demeurent néanmoins d'une importance relative compte tenu du fait que : i) l'évaluation de la capacité de marche en extérieur peut être planifiée librement par les patients lors des mois de l'année où les conditions climatiques seraient les plus clémentes ; ii) l'avantage de l'évaluation en ambulatoire est que le patient est libre de choisir le moment où il peut aller marcher, il peut en ce sens décaler le jour où il avait prévu de réaliser la période d'ambulation avec le récepteur GPS si le temps ne s'avère pas clément, ceci lui laissant alors la possibilité de marcher dans des conditions relativement similaires à celles rencontrées lors de la première évaluation (s'il s'agit d'une évaluation en post-traitement) ; iii) il n'est pas certain que les patients refusent davantage de marcher pendant 45 à 60 minutes à un rythme préférentiel près de leur domicile que de faire une



marche de six minutes éloignée de chez eux avec comme objectif de parcourir la plus grande distance possible dans le temps imparti ; iv) l'un des avantages de l'évaluation en ambulatoire est justement le fait qu'elle rend possible l'évaluation à distance d'un centre de recherche particulier, et s'il existe un besoin de proximité, une simple piste d'athlétisme peut tout à fait convenir ; v) les patients âgés sont susceptibles d'être accompagnés lors de leurs sorties du domicile et on peut raisonnablement penser que de nombreuses villes disposent toutes dans leur centre ou dans leur périphérie d'endroits où la marche peut être réalisée en toute sécurité. Par ailleurs, il peut être rappelé que la reproductibilité de la mesure de  $ACD_{MAX}$  est peu connue, avec une seule étude qui s'est intéressée à la question (Gernigon *et al.*, 2015a).

En plus des limites évoquées par McDermott *et al.* (2015), il est important d'évoquer le problème qui peut se poser pour interpréter les mesures de capacité de marche obtenues en ambulatoire. Il peut être en effet difficile de comparer plusieurs résultats de capacité de marche qui auraient été obtenus chez des patients différents, ou qui auraient été obtenus chez un même patient à la suite de plusieurs évaluations. Cette difficulté est liée au fait que l'intensité de la marche lors de l'évaluation en ambulatoire n'est, par définition, pas imposée au patient, alors même que l'intensité a une influence majeure sur la capacité de marche : plus l'intensité de la marche sera élevée, plus courte sera la distance parcourue (Degischer *et al.*, 2002). Compte tenu du fait que les patients choisissent de manière spontanée leur rythme de marche<sup>48</sup>, et qu'ils sont amenés à choisir en autonomie un endroit pour réaliser l'évaluation de leur capacité de marche, endroit qui, en dépit des consignes initiales<sup>49</sup>, peut présenter des variations de pente même légères, il y a en définitive très peu de chances pour que plusieurs patients marchent exactement à la même intensité lors d'une évaluation en ambulatoire. De plus, il est possible pour un même patient que son rythme préférentiel de marche varie au cours du temps, tel que c'est le cas pour certains patients après une intervention chirurgicale visant à revasculariser les membres inférieurs (Gernigon *et al.*, 2015b). En outre, pour la réalisation d'une seconde évaluation, un même patient pourrait avoir envie de marcher dans un endroit différent de celui où s'est déroulée la première évaluation. La seconde évaluation serait alors susceptible d'être réalisée en présence de variations de pente différentes, s'il y en a, par rapport à la première évaluation. Ceci dépendrait toutefois du type de lieu où les patients auraient marcher lors des évaluations<sup>50</sup>. Lorsque seule la vitesse varie entre deux périodes d'évaluation (pour deux patients différents ou pour un même patient), il reste

---

<sup>48</sup> Ce qui est l'un des intérêts de la forme d'évaluation en question.

<sup>49</sup> Pour rappel, les consignes données au patient incluent notamment le fait que le terrain choisi pour la marche doit être plat.

<sup>50</sup> S'il s'agit à chaque fois d'une piste d'athlétisme, le problème est évidemment écarté.

possible d'interpréter les distances maximales de marche obtenues au regard de la vitesse adoptée lors des périodes de marche. Toutefois, lorsque les variations de pente sont elles aussi différentes lors des évaluations, l'interprétation clinique des distances maximales de marche devient beaucoup plus complexe, car elle doit se faire au regard de l'effet de l'intensité globale de la marche, c'est-à-dire, dans le cas présent, au regard de l'effet couplé de la vitesse et de la pente.

Enfin, le caractère particulièrement variable de la capacité de marche mesurée au cours de la réalisation de plusieurs périodes de marche questionne l'atteinte effective de la « vraie » capacité de marche des patients en extérieur. Il est probable que cette variabilité soit influencée par la durée de récupération qui est prise par les patients à la suite d'une marche symptôme-limitée avant de reprendre à nouveau la marche. En effet, une relation logarithmique entre la capacité de marche et la durée de récupération précédant la marche a été observée chez quelques patients dans l'étude de Le Faucheur *et al.* (2010). Toutefois, la réelle influence de la durée de récupération sur la capacité de marche reste à évaluer de manière prospective et en conditions standardisées.

### 3.4. De l'intérêt de pouvoir estimer la dépense énergétique des patients avec AOMI lors de la marche en extérieur

L'évaluation de la capacité de marche en extérieur avec GPS a un réel intérêt clinique (de Müllenheim *et al.*, 2016). Toutefois, comme nous venons de le voir, l'une des principales limites associées à cette forme d'évaluation peut être la difficulté à interpréter des résultats de capacité de marche qui auraient été obtenus en conditions variées de vitesse et de pente. La solution à ce problème pourrait être d'interpréter ces résultats au regard de la DE associée à la marche, car celle-ci est directement liée à la fois à la vitesse et à la pente lors de la marche (McDonald, 1961; Schutz & Chambaz, 1997; Schutz & Herren, 2000; Terrier *et al.*, 2001). Au-delà de l'enjeu de mieux interpréter les résultats de capacité de marche obtenus lors d'une évaluation en ambulatoire, estimer la DE lors de la marche chez les patients avec AOMI pourrait être d'un grand intérêt pour caractériser leurs limitations fonctionnelles dans des environnements autres que ceux traditionnellement proposés (*i.e.*, autres que des parcs publics ne présentant pas de pente).

Répondre aux enjeux qui viennent d'être évoqués impliquerait de développer une méthode permettant de faire des estimations précises de la DE lors de la marche en conditions variées de vitesse et de pente. Malheureusement, très peu d'outils ont été validés pour estimer

la DE chez les patients avec AOMI en ambulatoire, et aucun d'entre eux n'a été validé pour effectuer le type d'estimation dont il est question (de Müllenheim *et al.*, 2016). De nombreuses études ont toutefois été conduites dans la population générale pour développer et étudier la validité d'outils et de méthodes d'évaluation de l'AP et de la DE associée en ambulatoire. La section suivante s'intéresse à présenter la précision de ces outils et de ces méthodes pour estimer la DE en ambulatoire ainsi que leurs intérêts et leurs limites en vue d'une utilisation chez les patients avec AOMI.

## **4. Outils et méthodes classiquement utilisés pour estimer la dépense énergétique en ambulatoire**

### 4.1. Préambule

Cette section propose une présentation technique des outils et méthodes classiquement utilisés dans la population générale pour quantifier l'AP et la DE. Pour chaque outil et méthode, il est systématiquement proposé : i) une présentation générale de l'outil et de la méthode associée ; ii) une présentation des paramètres mesurés (car l'estimation de la DE s'effectue toujours à partir des paramètres « bruts » initialement mesurés ou de paramètres dérivés de ces mesures) ; iii) une revue de la validité et de la reproductibilité de l'outil et de la méthode associée pour l'estimation de la DE ; et iv) une synthèse des intérêts et limites généraux associés à l'utilisation de l'outil et de la méthode. À travers cette présentation, l'objectif est de pouvoir statuer sur l'existence ou non d'un outil et d'une méthode valides, ou à défaut de pouvoir faire ressortir l'outil et la méthode qui présentent le plus grand intérêt, pour estimer la DE chez les patients avec AOMI, et plus particulièrement lors de la marche. Quelques concepts ayant trait à l'évaluation de l'AP et de la DE sont présentés ci-après pour une meilleure compréhension de la présentation technique proposée dans cette section.

### 4.2. Notions de base

#### 4.2.1. Intensité d'activité physique, niveau de dépense énergétique, et débit de consommation de dioxygène

Au cours des sections précédentes, il a été fait plusieurs fois mention de « l'intensité » de la marche pour faire référence au stress physiologique imposé par un test de marche.

**Tableau 9. Classification de l'intensité de l'activité physique**

Intensité	Intensité relative			Intensité absolue	
	$\dot{V}O_{2max}$ (%) Fréquence cardiaque de réserve, %*	Fréquence cardiaque maximale, %	RPE	Intensité	METs
Très légère	< 25	< 30	< 9	Sédentaire	1 – 1.5
Légère	25 – 44	30 – 49	9 – 10	Légère	1.6 – 2.9
Modérée	45 – 59	50 – 69	11 – 12	Modérée	3.0 – 5.9
Difficile	60 – 84	70 – 89	13 – 16	Vigoureuse	$\geq 6.0$
Très difficile	$\geq 85$	$\geq 90$	>16		
Maximale	100	100	20		

*Note.* Les METs indiquent les équivalents métaboliques, c'est-à-dire les multiples du débit de consommation de dioxygène au repos dont la valeur standard est de  $3.5 \text{ mL}O_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ .  $\dot{V}O_{2max}$  = débit maximal de consommation de dioxygène ; RPE = *rating of perceived exertion*, pour « échelle de perception de l'effort ». Adapté de "Guide to the assessment of physical activity: Clinical and research applications: a scientific statement from the American Heart Association" de S. J. Strath, L. A. Kaminsky, B. E. Ainsworth, U. Ekelund, P. S. Freedson, R. A. Gary, C. R. Richardson, D. T. Smith, A. M. Swartz et American Heart Association Physical Activity Committee of the Council on Lifestyle and Cardiometabolic Health and Cardiovascular, Exercise, Cardiac Rehabilitation and Prevention Committee of the Council on Clinical Cardiology, and Council, 2013, *Circulation*, 128(20), p. 2262.

\*Formule de la fréquence cardiaque de réserve (FCR) :  $FCR = \text{Fréquence cardiaque maximale} - \text{Fréquence cardiaque de repos}$  ; fréquence cardiaque à cibler ( $FC_{cible}$ ) pour réaliser un exercice à un pourcentage (%)  $n$  de sa FCR :  $FC_{cible} = FCR \times n \% + \text{Fréquence cardiaque de repos}$ .

Dans la littérature, l'intensité est régulièrement caractérisée par le niveau de DE (en  $\text{kcal} \cdot \text{min}^{-1}$ ) ou encore par le  $\dot{V}O_2$  (en  $\text{LO}_2 \cdot \text{min}^{-1}$  ou en  $\text{mLO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$  lors de la normalisation par rapport à la masse) associé à une AP, telle que la marche (cf. Annexe 3 à Annexe 8, pp. VI-XIV). Strath *et al.* (2013) ont proposé de quantifier l'intensité de manière absolue en METs, c'est-à-dire en multiples de la valeur standard du  $\dot{V}O_2$  de repos (soit  $3.5 \text{ mL}O_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ )<sup>51</sup>. Les auteurs ont également proposé d'exprimer l'intensité d'une AP de manière relative, c'est-à-dire en pourcentage du  $\dot{V}O_{2max}$ , ou encore en pourcentage de la fréquence cardiaque (FC) maximale et de réserve<sup>52</sup> (cf. Tableau 9, ci-dessus). Bien qu'elle soit fonctionnelle, la caractérisation de l'intensité de l'AP proposée par Strath *et al.* (2013) mérite d'être discutée.

En principe, l'intensité de l'AP renvoie à la demande métabolique associée à une activité, c'est-à-dire au niveau de dégradation des composés métaboliques (*i.e.*, d'ATP<sup>53</sup>) qui doit se dérouler dans le muscle pour qu'il puisse se contracter lors de la réalisation d'une activité donnée, ce niveau augmentant à mesure que la quantité de mouvement (par unité de temps) requise pour la réalisation de l'activité s'élève (Poortmans & Boisseau, 2009). Si les

<sup>51</sup> Cette valeur surestime en réalité la consommation réelle de dioxygène au repos à l'échelle d'une population (N. M. Byrne *et al.*, 2005).

<sup>52</sup> Fréquence cardiaque de réserve (FCR) = Fréquence cardiaque maximale – Fréquence cardiaque de repos.

<sup>53</sup> Pour « adénosine triphosphate ».

notions de demande métabolique, de niveau de DE, et de  $\dot{V}O_2$  sont liées, elles représentent toutefois trois aspects distincts de la bioénergétique musculaire. En effet, alors que la demande métabolique désigne le besoin musculaire en ATP à dégrader pour que le muscle se contracte lors d'une activité donnée, le niveau de DE désigne la quantité (par unité de temps) de substrats énergétiques (ATP,  $PCr^{54}$ , glucides, lipides, protéines) qui sont effectivement dégradés et transformés (en majeure partie sous forme de chaleur) pour créer l'énergie nécessaire (*i.e.*, l'ATP) à la réalisation de la contraction musculaire. Le  $\dot{V}O_2$  désigne alors le débit selon lequel les muscles utilisent le dioxygène qui leur parvient pour que ce dernier contribue, majoritairement ou non, à la production d'ATP. Cette contribution s'effectue par le biais de la voie oxydative et de la dégradation de substrats énergétiques, en l'occurrence des glucides, des lipides, et éventuellement des protéines (Poortmans & Boisseau, 2009). En ce sens, le  $\dot{V}O_2$  participe de la DE. Sur la base de ces explications, il apparaît que le niveau de DE et le  $\dot{V}O_2$  sont sur le plan bioénergétique des variables différentes (bien que liées), et que le niveau de DE reflète théoriquement beaucoup plus directement la demande métabolique (et donc l'intensité de l'AP) que ne peut le faire le  $\dot{V}O_2$  seul. Toutefois, l'amalgame entre le niveau de DE et le  $\dot{V}O_2$  n'a pas réellement de conséquences pour caractériser l'intensité de l'AP lorsque celle-ci est sous-maximale et que le  $\dot{V}O_2$ , ainsi que la concentration sanguine en lactate, sont stables. En effet, dans ces conditions, la quasi-totalité de la production de l'ATP peut être assurée par le biais de la consommation du dioxygène au niveau tissulaire. Le  $\dot{V}O_2$  reflète alors, dans ce cas, directement la DE, la demande métabolique, et finalement l'intensité de l'AP (G. A. Brooks *et al.*, 2005b). Le seuil d'intensité d'AP jusqu'au niveau duquel ces conditions peuvent être respectées est susceptible de varier selon les personnes, mais il peut être approximativement situé aux environs de 70 % du  $\dot{V}O_{2max}$  chez des personnes sédentaires (Costill & Wilmore, 2006).

Si l'intensité de l'AP peut être caractérisée aussi bien par le niveau de DE que par le  $\dot{V}O_2$  en condition d'exercice sous-maximal, il convient de remarquer qu'il n'est pas possible d'estimer parfaitement le niveau de DE à partir du  $\dot{V}O_2$  seul et *vice versa*. D'après les études de calorimétrie (Elia & Livesey, 1992), on sait qu'il existe effectivement une relation linéaire entre le volume de dioxygène qui est consommé et la quantité de chaleur qui est produite lors de l'oxydation d'un type de substrat énergétique donné. Ainsi, dans le cadre de l'oxydation d'un seul type de substrat énergétique, il est possible de déterminer la quantité de chaleur qui est produite à partir du volume de dioxygène qui est utilisé. Toutefois, on sait aussi que la relation entre la quantité de dioxygène utilisé pour dégrader un type de substrat énergétique d'une part, et la quantité de chaleur produite lors de la dégradation de ce substrat d'autre part,

---

<sup>54</sup> Pour « phosphocréatine ».

dépend du type de substrat énergétique qui est dégradé (glucide, lipide, protéine). Chez l'Homme, le muscle utilise et dégrade en général plusieurs types de substrats en même temps pour produire de l'ATP (selon un mélange supposé, en général, être composé seulement de lipides et de glucides lorsque le quotient respiratoire (QR)<sup>55</sup> est  $< 1.00$ , ou seulement de glucides lorsque le QR est  $\geq 1.00$ ). Dans ce cas, la relation entre la production de chaleur par unité de temps (niveau de DE), et le  $\dot{V}O_2$ , devient très complexe à déterminer. Toutefois, la connaissance à la fois du  $\dot{V}O_2$  et du débit de production de dioxyde de carbone ( $\dot{V}CO_2$ ) permet, *via* le calcul du QR, de déterminer le mélange des substrats qui sont effectivement en train d'être oxydés à un moment  $t$ . Ceci permet alors de déterminer l'équivalent calorique de la consommation du dioxygène à un moment  $t$ , information en principe requise pour estimer précisément le niveau de DE à partir du  $\dot{V}O_2$ . Caractériser le niveau de DE à partir du  $\dot{V}O_2$  ou à l'aide des METs comme le proposent Strath *et al.* (2013) ne doit donc pas laisser penser qu'il existe une relation exclusive entre ces deux variables, cette relation incluant, comme nous venons de le voir, le  $\dot{V}CO_2$ . Néanmoins, lorsque le QR est  $< 1.00$ , le  $\dot{V}O_2$  reste le facteur majeur à considérer pour estimer le niveau de DE en comparaison avec le  $\dot{V}CO_2$  (Elia & Livesey, 1992). Ceci peut expliquer pourquoi il est souvent fait une conversion du  $\dot{V}O_2$  en niveau de DE sur la base d'un QR moyen qui n'est au final que théorique (Minetti *et al.*, 2002; Weyand *et al.*, 2010).

Sur la base de cette discussion, on précise pour la suite que l'expression « DE » sera employée pour traiter de manière générale des aspects métaboliques associés à l'AP, qu'il s'agisse du niveau de DE, du  $\dot{V}O_2$ , ou encore de la quantité totale d'énergie dépensée sur une période de temps donnée. Lorsqu'il s'agira de traiter plus spécifiquement de l'intensité de l'AP, les expressions de « niveau de DE » et de «  $\dot{V}O_2$  » seront employées en fonction des unités de mesure qui étaient utilisées dans les études. Enfin, lorsqu'il s'agira de traiter de la quantité d'énergie dépensée sur une période de temps relativement prolongée (de plusieurs minutes à plusieurs heures), l'expression « DE totale » sera employée.

---

<sup>55</sup> QR désigne le rapport entre la production de dioxyde de carbone et la consommation de dioxygène associées à la dégradation d'un ou plusieurs substrats énergétiques. La condition définie ici est le QR non protéique. Utiliser le QR non protéique renvoie à estimer la quantité de chaleur produite à partir du volume de dioxygène consommé et du QR en faisant abstraction de la possibilité que le mélange des substrats énergétiques qui sont dégradés puisse contenir des protéines. Cela rend le calcul plus simple, et cela introduit finalement une erreur relativement faible dans l'estimation de la quantité de chaleur produite (Elia & Livesey, 1992).

#### 4.2.2. Outils et méthodes

Il est possible de faire une distinction entre les *outils* et les *méthodes* de quantification de l'AP et de la DE. Alors que les méthodes pourraient désigner ici les paramètres d'intérêts utilisés pour l'évaluation par exemple de l'intensité, du volume, ou encore du contexte de l'AP (e.g., FC, accélération, nombre de pas, vitesse, position), les outils pourraient désigner les appareils disponibles pour réaliser la mesure de ces paramètres (e.g., moniteurs de FC, accéléromètres, podomètres, récepteurs GPS). On se rend compte ici que le lien entre la méthode et l'outil est particulièrement étroit et pourrait paraître évident en posant que : les moniteurs de FC sont utilisés pour la mesure de la FC, les accéléromètres pour la mesure de l'accélération, les podomètres pour la mesure du nombre de pas, et les récepteurs GPS pour le calcul de la position et de la vitesse. Toutefois, le fait est que : les accéléromètres ont déjà été utilisés par le passé pour estimer la vitesse de déplacement à partir du signal d'accélération (Aminian *et al.*, 1995) ; certains podomètres utilisent en réalité un capteur identique à celui des accéléromètres (et donc mesurent l'accélération) pour détecter des pas (Coleman *et al.*, 1999) ; et certains récepteurs GPS permettent aujourd'hui d'enregistrer la vitesse selon une fréquence d'échantillonnage suffisamment élevée pour caractériser l'accélération associée au déplacement lors de la course (Coutts *et al.*, 2015). Le paysage des moniteurs d'AP est donc plus complexe qu'il n'y paraît. Toutefois, pour des raisons de clarté, nous considérerons pour la suite que : i) les accéléromètres désignent les appareils permettant de quantifier et d'exprimer l'AP au moyen de paramètres relatifs à l'accélération ; et ii) les podomètres désignent les appareils initialement conçus pour quantifier et exprimer l'AP au moyen du nombre de pas réalisés.

Certaines méthodes de quantification de l'AP et de la DE consistent en l'utilisation de plusieurs paramètres de nature différente (e.g., FC et accélération) et/ou l'utilisation de paramètres de même nature mais mesurés à différents endroits du corps (e.g., mesure de l'accélération aux membres inférieurs et supérieurs). Dans la littérature, la mise en œuvre de ces méthodes a consisté en l'utilisation de plusieurs appareils pour obtenir différents paramètres d'intérêts (e.g., un moniteur de FC et un accéléromètre), ou en l'utilisation d'un seul appareil pouvant mesurer et calculer plusieurs paramètres d'intérêts grâce aux différents types de capteurs qu'il intègre. Ce dernier type d'appareil sera désigné par la suite « appareil multi-capteurs » et exclut de fait les outils rattachés au terme « accéléromètres » (*i.e.*, les appareils qui ne peuvent mesurer que l'accélération).

### 4.3. Moniteurs de fréquence cardiaque

#### 4.3.1. Présentation générale

La mesure de la FC en ambulatoire à l'aide d'un moniteur sans fil est possible depuis les années quatre-vingt. Ce moniteur utilise un transmetteur (*i.e.*, des électrodes individuelles disposées sur la peau ou une ceinture élastique qui intègre les électrodes) qui peut être fixé au niveau de la poitrine, et un récepteur (en général une montre) qui peut être porté au niveau du poignet (Achten & Jeukendrup, 2003). Aujourd'hui, les moniteurs de FC sont les appareils de mesure de signaux physiologiques les plus communément utilisés pour évaluer l'AP et la DE associée (K. Y. Chen *et al.*, 2012), probablement en raison de leur faible coût et de leur facilité d'utilisation (Achten & Jeukendrup, 2003).

#### 4.3.2. Variables mesurées, variables calculées, et précision associée

##### 4.3.2.a. Fréquence cardiaque

Le signal de l'activité électrique du cœur (l'ECG), qui permet au muscle du cœur (le myocarde) de se contracter, est composée de trois portions : une onde P, une onde QRS, et une onde T. Ces ondes représentent respectivement la dépolarisation des oreillettes cardiaques, la dépolarisation des ventricules cardiaques, et la repolarisation des ventricules cardiaques (Achten & Jeukendrup, 2003). La contraction du myocarde résulte donc d'une activité électrique particulière, et c'est cette activité que mesurent les moniteurs de FC pour déterminer la fréquence à laquelle le myocarde se contracte. En général, cette mesure est effectuée par le transmetteur qui envoie ensuite les données vers le récepteur pour que ce dernier les stocke. Toutefois, certains appareils permettent aujourd'hui d'effectuer à la fois la mesure et le stockage des données à un même endroit du corps (*e.g.*, la poitrine pour l'Actiheart<sup>56</sup>, qui est en réalité un appareil multi-capteurs ; ou encore le poignet pour le Polar® A 360). Certains capteurs peuvent aussi mesurer l'intervalle R–R, c'est à dire l'intervalle de temps qui s'écoule entre deux cycles cardiaques, pour ensuite recalculer la FC. C'est par exemple le cas du capteur de FC intégré à l'Actiheart (Brage *et al.*, 2005). En général, les moniteurs de FC permettent l'enregistrement de la FC selon plusieurs modalités : soit battement par battement, soit en moyennant la FC mesurée sur un intervalle de temps donné (*e.g.*, toutes les secondes, toutes les 5 secondes, toutes les minutes, voire toutes les 24 heures).

---

<sup>56</sup> Actheart (Cambridge Neurotechnology Ltd, Papworth, UK).



Selon Strath *et al.* (2000) et Achten et Jeukendrup (2003), la littérature a montré que les moniteurs de FC incluant un port d'électrodes à la poitrine sont valides pour mesurer la FC. Par exemple, Seaward *et al.* (1990) n'ont pas trouvé de différence significative entre les valeurs de FC mesurées par le moniteur utilisé d'une part, et par ECG d'autre part, lors de la réalisation d'un panel d'activités qui incluait une phase de repos, et des AP d'une intensité qui allait de « légère » (dont la marche) à « maximale ». La corrélation entre les mesures effectuées par les deux systèmes était située entre 0.998 et 0.999 (Seaward *et al.*, 1990). Dans une autre étude, Brage *et al.* (2005) ont testé la précision du capteur de FC de l'Actiheart. L'appareil ne captait pas de signal à une FC simulée artificiellement de 25 bpm, mais il mesurait à 1 battement près la FC sur une gamme de valeurs de FC générées artificiellement qui allaient de 30 à 250 bpm. La reproductibilité (évaluée en tant que coefficient de variation, CV) intra-unité ( $CV_{\text{INTRA}}$ ) et inter-unités ( $CV_{\text{INTER}}$ ) de l'appareil était excellente ( $CV_{\text{INTRA}}$  médian [étendue] = 0.0 % [0.0 % ; 3.3 %] ;  $CV_{\text{INTER}}$  médian [étendue] = 0.03 % [0.0 % ; 0.9 %]). Lors de mesures chez l'Homme, les mêmes auteurs ont montré de faibles différences entre la mesure effectuée par l'Actiheart et un Polar S 610 d'une part, et l'ECG d'autre part, lors de la marche et de la course entre 3 et 12 km·h<sup>-1</sup> (biais [95 % LoA]<sup>57</sup> Actiheart = 0.1 [-4.2 ; 4.3] bpm ; biais [95 % LoA]<sub>Polar</sub> = 0.4 [-3.4 ; 4.3] bpm (Brage *et al.*, 2005).

#### 4.3.2.b. Dépense énergétique

Initialement, l'idée d'utiliser la FC pour estimer la DE repose sur le fait que, au-delà d'une intensité équivalant à 50 % du  $\dot{V}O_{2\text{max}}$ , la FC augmente de manière relativement linéaire avec l'augmentation du  $\dot{V}O_2$ , et ce jusqu'à l'approche de la capacité maximale d'exercice. Ceci reflète le fait que le volume d'éjection systolique est supposé rester relativement fixe à partir de 50 % du  $\dot{V}O_{2\text{max}}$  malgré l'augmentation de l'intensité de l'exercice (Shephard & Aoyagi, 2012). Cette association entre la FC et le  $\dot{V}O_2$  serait donc particulièrement forte à des intensités modérées d'AP (Strath *et al.*, 2000). Toutefois, la relation entre la FC et le  $\dot{V}O_2$  n'est plus linéaire à de faibles intensités d'AP ni à des intensités élevées d'AP (Ainslie *et al.*, 2003; Meijer *et al.*, 1989; Moon & Butte, 1996).

Plusieurs modèles mathématiques ont été développés par le passé pour tenter de décrire au mieux la relation entre la FC et le  $\dot{V}O_2$  sur la plus grande gamme d'intensités d'AP possible ; et plusieurs paramètres ont également été utilisés pour caractériser cette relation, tels que la FC moyenne, et la FC nette<sup>58</sup> (Strath *et al.*, 2000). Toutefois, ceci a impliqué en

<sup>57</sup> Le biais désigne l'erreur moyenne, et l'intervalle [95 % LoA] désigne les limites d'agrément, les deux ayant été calculés selon la méthode de Bland et Altman (1986).

<sup>58</sup> FC nette = FC d'exercice – FC de repos.

général d'utiliser des relations [FC vs.  $\dot{V}O_2$ ] spécifiques aux personnes à évaluer en raison de la grande variabilité de cette relation selon la condition physique et le patrimoine génétique (Leonard, 2003), ainsi que l'âge (Strath *et al.*, 2000). Actuellement, il semble que ce soit la méthode FC-FLEX qui permette le mieux d'estimer le  $\dot{V}O_2$  à partir de la FC dans une gamme importante d'activités physiques et sédentaires (Strath *et al.*, 2000). Cette méthode consiste dans un premier temps à mesurer la FC et le  $\dot{V}O_2$  lors d'activités de repos et lors d'exercices de marche sur tapis motorisé. Dans un second temps, une valeur seuil de FC en-dessous de laquelle la personne est considérée comme au repos, et au-dessus de laquelle la personne est considérée comme en train de réaliser une AP, est déterminée. Cette valeur se nomme la « FC-FLEX » (Leonard, 2003). La FC-FLEX est calculée en faisant la moyenne entre la FC la plus élevée obtenue lors des activités de repos et la valeur de FC la plus basse obtenue lors des activités de marche. L'estimation de la DE à partir de la FC-FLEX est réalisée de la manière suivante : lorsque la FC mesurée est  $<$  FC-FLEX, une valeur moyenne du  $\dot{V}O_2$  mesuré lors des activités de repos qui ont servi à déterminer la FC-FLEX est utilisée ; lorsque la FC est  $\geq$  FC-FLEX, la relation [FC vs.  $\dot{V}O_2$ ] qui a été précédemment définie lors des tests de marche est utilisée. Une corrélation élevée a été trouvée entre la DE totale journalière estimée avec la méthode FC-FLEX et la DE totale journalière estimée avec calorimétrie indirecte ( $r = 0.88$  ;  $p < 0.001$ ) (Leonard, 2003). Toutefois, la méthode FC-FLEX présente des limites telles que le traitement laborieux des données que cela implique (Butte *et al.*, 2012), l'impossibilité d'utiliser cette procédure pour tous les participants dans le cadre d'études se déroulant à grande échelle, la possibilité que la relation individuelle calibrée en laboratoire soit différente de celle observée en condition de vie réelle (Ainslie *et al.*, 2003; P. S. Freedson & Miller, 2000), et le fait que la précision de l'estimation de la DE puisse être compromise chez les personnes passant la majeure partie de leur temps à proximité de leur FC-FLEX (en lien avec la variabilité journalière de la FC) (P. S. Freedson & Miller, 2000).

Pour palier le problème de faisabilité associé à la méthode FC-FLEX, Strath *et al.* (2000) ont proposé une autre méthode, laquelle consiste à estimer le  $\dot{V}O_2$  en utilisant un algorithme qui met en jeu : une estimation de la  $FC_{max}$ , une estimation indirecte du  $\dot{V}O_{2max}$ , et la relation linéaire qui existe entre la FC de réserve et le  $\dot{V}O_2$  de réserve (Swain & Leutholtz, 1997). Cette méthode permet de prendre en compte l'influence de la condition physique et de l'âge sur la relation [FC vs.  $\dot{V}O_2$ ]. Suite à la réalisation de plusieurs AP de la vie quotidienne, les auteurs ont trouvé chez les sujets testés une corrélation de 0.87 entre les METs estimés avec leur méthode, et ceux mesurés avec un système portable d'échanges gazeux, les METs estimés expliquant 78 % de la variance des METs mesurés (erreur typique de l'estimation =

0.76 METs). Aussi, l'erreur moyenne [IC 95 %] obtenue pour une large gamme d'intensités d'AP était faible : 0.04 [-1.48 ; 1.56] METs.

**Tableau 10. Études ayant évalué la relation entre la fréquence cardiaque et la dépense énergétique au cours de la marche**

Auteurs	N (H/F)	Protocole	R <sup>2</sup>	SEE
B. W. Fudge <i>et al.</i> (2007) <sup>a</sup>	16/0 23 ± 3 ans	Test incrémenté de marche sur tapis motorisé : 3 min à 3 km·h <sup>-1</sup> et 0 % de pente ; 3 min à 5 km·h <sup>-1</sup> et 0 % de pente ; 3 min à 7 km·h <sup>-1</sup> et 0 % de pente (fin du test).	0.42	4.02 <sup>b</sup>
Corder <i>et al.</i> (2005)	39 (23/16) 13 ± 0 ans	Test incrémenté de marche et de course sur tapis motorisé : <i>Marche</i> : 3 min à 3.2 km·h <sup>-1</sup> et 0 % de pente ; puis +0.33 km·h <sup>-1</sup> toutes les 3 min pendant 6 min jusqu'à atteindre 5.2 km·h <sup>-1</sup> ; puis +2 % par min pendant 3 min jusqu'à atteindre 6 % de pente ; puis augmentation progressive de la vitesse et de la pente pour atteindre 5.8 km·h <sup>-1</sup> et 12 % de pente à 15 min ; <i>Course</i> : début à 9 km·h <sup>-1</sup> et 0 % de pente, puis augmentation de la vitesse de 0.8 km·h <sup>-1</sup> par min sur les 4 prochaines min pour atteindre 12.2 km·h <sup>-1</sup> à 20.5 min (fin du test).	0.82 <sup>c</sup>	76 <sup>d</sup>
Luke <i>et al.</i> (1997)	10 (2/8) 29 ± 5 ans	Test incrémenté de marche sur tapis motorisé : 3 min à 3.9 km·h <sup>-1</sup> et 3 % de pente ; puis +0.6 km·h <sup>-1</sup> toutes les 3 min pour atteindre 5.8 km·h <sup>-1</sup> à maintenir pendant 3 min ; puis 3 min à 6 % de pente ; puis 3 min à 9 % de pente ; et encore 3 min à 12 % de pente (fin du test).	0.90 <sup>e</sup>	
Brage <i>et al.</i> (2007)	51 (25/26) 35 ± 9 ans	Test incrémenté de marche sur tapis motorisé : <i>Phase 1</i> : marche à 0 % et 3.2 km·h <sup>-1</sup> avec augmentation de la vitesse de 0.33 km·h <sup>-1</sup> par min pendant 6 min ; <i>Phase 2</i> : poursuite de la marche avec augmentation de la pente de 1.7 % par min pendant 6 min ; <i>Phase 3</i> : course à 9.0 km·h <sup>-1</sup> et 0 % de pente, puis +0.78 km·h <sup>-1</sup> par min pendant 4.5 min (fin du test).	0.81– 0.98 <sup>f</sup>	26–85 <sup>d</sup>

*Note.* La liste des études présentées ici ne se veut pas exhaustive. Dans ces études, les tests se terminaient de manière prématurée lors de l'atteinte de 80–90 % (selon les études) de la FC maximale théorique. N = nombre de sujets ; H = homme ; F = femme ; R<sup>2</sup> = coefficient de détermination ; SEE = erreur standard d'estimation.

<sup>a</sup>Les sujets étaient des athlètes entraînés en endurance. <sup>b</sup>En mlO<sub>2</sub>·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>. <sup>c</sup>Pour la relation avec la FC nette.

<sup>d</sup>En J·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>. <sup>e</sup>Moyenne des coefficients individuels ; la déviation standard du R<sup>2</sup> était de ± 0.05. <sup>f</sup>Dans cette étude, les coefficients R<sup>2</sup> étaient particulièrement bons car les modèles de régression comprenaient des covariables telles que l'âge, le sexe, et parfois même des valeurs de FC individuelle obtenues lors de tests préliminaires. Le paramètre de FC utilisé dans cette étude le nombre de battements cardiaques par minute mesurés au-dessus de la FC de sommeil.

S'agissant plus spécifiquement de la précision associée à l'utilisation de la FC pour estimer la DE à la marche, la littérature montre des résultats parfois divergents. Spierer *et al.* (2011) ont estimé le niveau de DE (en kJ·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>) à la marche sur tapis motorisé chez 30 adultes (26 ± 7 ans) à partir de la FC mesurée par l'Actiheart et d'une équation initialement développée par Brage *et al.* (2007). L'estimation réalisée dans cette étude était significativement plus faible ( $p < 0.00156$ ) que l'estimation de référence (calorimétrie indirecte) à la marche à 4.0 km·h<sup>-1</sup> et sans pente (0.15 ± 0.08 vs. 0.20 ± 0.03 kJ·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>, respectivement) et à la marche à 4.0 km·h<sup>-1</sup> avec 5° d'inclinaison (0.23 ± 0.09 vs. 0.30 ± 0.04

$\text{kJ}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ , respectivement). Toutefois, dans une autre étude menée auprès de 48 adultes ( $35 \pm 11$  ans), Crouter *et al.* (2008) n'ont pas trouvé de différence entre l'estimation du niveau de DE réalisée à partir de la FC et l'algorithme de l'Actiheart d'une part, et celle réalisée avec calorimétrie indirecte d'autre part, et ce à la marche lente sur sol plat ( $4.9 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  en moyenne :  $0.16 \pm 0.06$  vs.  $0.17 \pm 0.07 \text{ kJ}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ , respectivement) et à la marche rapide sur sol plat ( $6.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  en moyenne :  $0.24 \pm 0.08$  vs.  $0.24 \pm 0.07 \text{ kJ}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ , respectivement). Par ailleurs, les études qui ont évalué la variance partagée entre la DE et la FC à la marche (cf. Tableau 10, p. 90) ont trouvé des résultats parfois différents, avec un coefficient  $R^2$  allant de 0.42 à 0.98 selon les études. Le coefficient  $R^2$  différait aussi selon le paramètre de FC utilisé, et les covariables utilisées pour réaliser l'estimation. Il est à noter que ces coefficients  $R^2$  ont été obtenus sur des gammes d'intensité d'exercice relativement grandes. Compte tenu de la perte de linéarité entre la FC et le  $\dot{V}\text{O}_2$  à de faibles intensités d'AP (Ainslie *et al.*, 2003; Meijer *et al.*, 1989), probablement que les valeurs de ces coefficients auraient été nettement moins élevées lors d'évaluations proposant une gamme d'intensités d'AP plus resserrées autour d'intensités couramment rencontrées dans la vie quotidienne, c'est-à-dire des intensités « légères » et « modérées ».

### 4.3.3. Intérêts et limites

#### 4.3.3.a. Intérêts

Les moniteurs de FC comportent de nos jours plusieurs intérêts pour l'évaluation de l'AP. Un premier intérêt est la grande faisabilité associée à leur utilisation : leur mesure est non « invasive » (le capteur est invisible lorsqu'il est porté)<sup>59</sup>, et ils coûtent relativement peu chers (~100 euros pour les modèles classiques de chez Polar®) en comparaison à d'autres capteurs tels que les accéléromètres. De plus, les moniteurs de FC permettent de caractériser le comportement de la personne en matière d'AP (*i.e.* l'intensité, la fréquence et la durée de l'AP), avec des mesures qui peuvent s'étendre sur plusieurs jours voire sur plusieurs semaines. Les moniteurs de FC permettent d'estimer l'intensité de manière absolue (*e.g.*, en kilocalories par minute ou en METs) et de manière relative (*e.g.*, en pourcentage de la FC de réserve) (Strath *et al.*, 2013; Strath *et al.*, 2000). Un autre intérêt lié à l'utilisation des moniteurs de FC est le sens que peuvent comporter, pour l'utilisateur, les paramètres utilisés lors de la mesure : la FC est en effet un phénomène bien compris. Enfin, contrairement aux

---

<sup>59</sup> À noter tout de même que le fait de porter un capteur proche de la poitrine sur plusieurs jours peut être inconfortable et que le contact cutané peut entraîner des allergies et/ou des irritations (K. Y. Chen *et al.*, 2012).

accéléromètres par exemple<sup>60</sup>, les moniteurs de FC échappent au manque d'homogénéité qui peut exister entre des appareils de marques différentes pour la manière de mesurer, de filtrer, et de stocker les données (K. Y. Chen *et al.*, 2012).

#### 4.3.3.b. Limites

En dépit du fait que les moniteurs de FC sont couramment utilisés pour estimer la DE et pour caractériser le comportement des personnes en matière d'AP, l'utilisation de ces appareils présente de nombreuses limites. Nous l'avons vu, la relation [FC vs.  $\dot{V}O_2$ ] dépend notamment de la condition physique et de l'âge, ce qui peut toutefois être pris en compte par le biais d'un algorithme incluant ces paramètres (Strath *et al.*, 2000). Mais cette relation est aussi affectée par le pourcentage de masse musculaire utilisé lors de l'AP, ainsi que par le type de contraction qui est réalisée lors de l'AP (Reiser & Schlenk, 2009; Strath *et al.*, 2000). Certains auteurs ont suggéré que l'estimation de la DE ne peut être précise qu'à l'échelle d'un groupe (Achten & Jeukendrup, 2003).

Une seconde limite relève de la cinétique de la FC au début et à la fin de l'exercice : en début d'exercice, la FC augmente progressivement et ne peut pas traduire la DE réelle associée à l'exercice à cet instant ; en fin d'exercice, la FC ne retourne pas immédiatement à des valeurs de repos, mais décroît progressivement en restant parfois longtemps au-dessus des valeurs de repos, la rendant à nouveau peu pertinente pour estimer la DE à cet instant. Cette limite pourrait être problématique dans le cadre de l'estimation de la DE totale à partir de la FC lors d'une AP qui serait caractérisée par une alternance fréquente de périodes d'exercice et de récupération (Strath *et al.*, 2013).

D'autres limites liées à l'utilisation de la FC pour estimer la DE et évaluer l'AP renvoient au fait que la FC est influencée par des facteurs autres que la demande métabolique dans certaines conditions, ces facteurs pouvant être de nature psychologique (la FC augmente avec la survenue d'émotions), alimentaire (la FC augmente avec la consommation de caféine notamment, ainsi qu'avec l'état de déshydratation), technologique (introduction possible de bruit dans le signal de FC en présence d'ondes électromagnétiques), technique (bruit de mesure ou perte de signal lors de certains mouvements et/ou lorsque le contact entre l'électrode et la peau est perdu).

Une dernière limite, et elle est notable dans le cadre de l'étude de la locomotion chez des patients souffrant d'une maladie cardiovasculaire, est le fait que les variations de la FC

---

<sup>60</sup> Cf. sous-partie « 4.4 Accéléromètres » (p. 92).

peuvent être affectées par la prise médicamenteuse et la présence de pathologies (Reiser & Schlenk, 2009).

## 4.4. Accéléromètres

### 4.4.1. Présentation générale

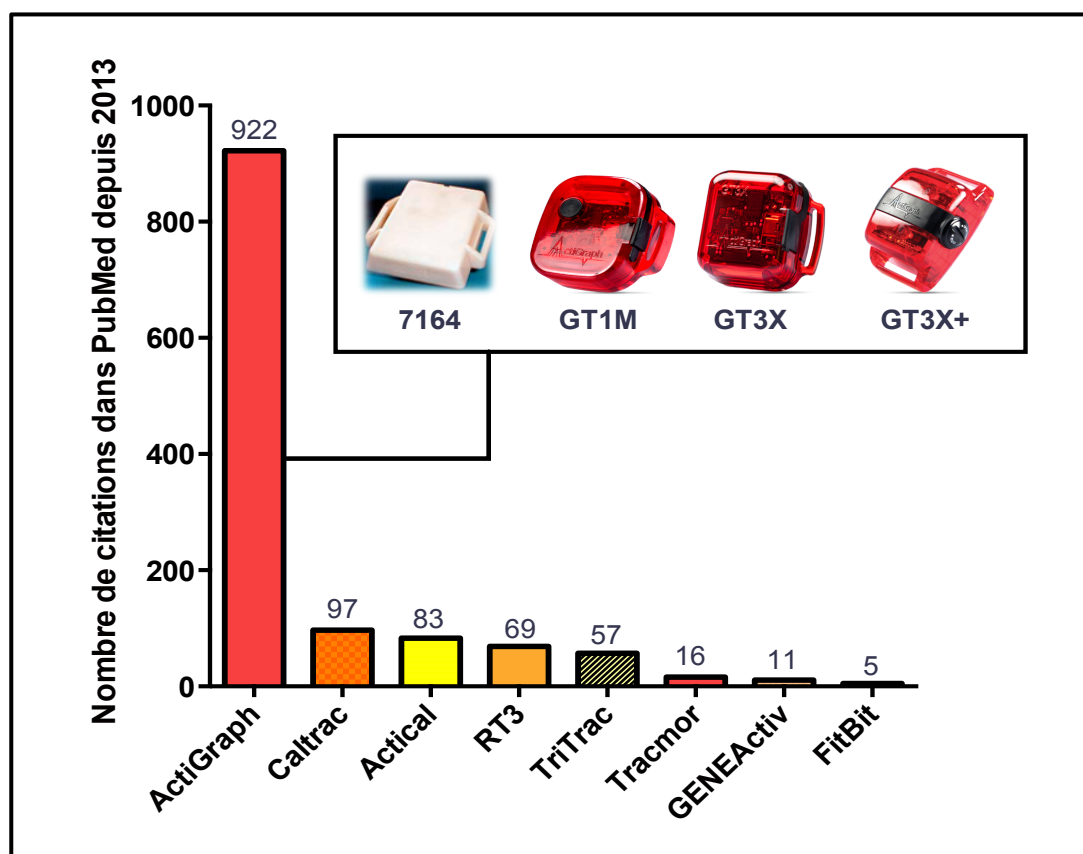
L'utilisation des accéléromètres dans le cadre de la recherche sur l'AP et l'exercice a été exponentielle depuis la fin des années quatre-vingt (D. R. Bassett *et al.*, 2015; Bonomi, 2013). Aujourd'hui, les accéléromètres sont les capteurs de mouvement les plus utilisés pour l'évaluation de l'AP en ambulatoire, que ce soit en milieu clinique ou en condition de vie réelle (K. Y. Chen *et al.*, 2012). Plusieurs compagnies ont développé et commercialisé différents modèles d'accéléromètres pour l'évaluation de l'AP et l'estimation de la DE. Parmi ces modèles, ceux développés par la compagnie ActiGraph™ (cf. Figure 16, p. 94) ont été les plus utilisés jusqu'à aujourd'hui (D. R. Bassett *et al.*, 2015; Plasqui *et al.*, 2013). Les données d'accélération mesurées et enregistrées par les accéléromètres peuvent être utilisées pour servir trois objectifs : i) la quantification de l'AP et de la DE associée ; ii) la classification des mouvements et des postures ; et iii) la détection des chutes et l'évaluation de la qualité d'équilibration des personnes (Yang & Hsu, 2010). Seules les procédures classiques de mesure et de calcul qui ont été développées pour la quantification de l'AP et de la DE sont présentées ici. Étant donné que les accéléromètres développés par ActiGraph™ sont parmi les plus utilisés actuellement dans le cadre de la recherche, et que nous avons utilisé un de leur modèle dans le cadre du présent travail de thèse, la présentation se focalise essentiellement sur les accéléromètres commercialisés par cette compagnie.

### 4.4.1. Variables mesurées, variables calculées, et précision associée

#### 4.4.1.a. Accélération et counts d'activité physique

Les accéléromètres mesurent les accélérations des segments du corps sur lesquels ils sont positionnés. Ces mesures peuvent être effectuées le long d'un seul axe (vertical) avec un accéléromètre uniaxial, le long de deux axes (vertical et antéro-postérieur, ou vertical et médio-latéral) avec un appareil bi-axial, et le long de trois axes (vertical, antéro-postérieur, et médio-latéral) avec un accéléromètre triaxial. Aujourd'hui, les accéléromètres peuvent mesurer et enregistrer l'accélération selon une haute fréquence d'échantillonnage pendant plusieurs heures, voire plusieurs jours ou plusieurs semaines selon la fréquence d'échantillonnage configurée (*e.g.*, 30–100 Hz) et la capacité de mémoire de l'appareil

(Plasqui *et al.*, 2013; Strath *et al.*, 2013; Trost & O'Neil, 2014). Le meilleur placement de l'appareil, en vue d'évaluer l'AP, est théoriquement celui situé au plus près du centre de masse<sup>61</sup>, c'est-à-dire à la hanche ou dans le bas du dos (Plasqui *et al.*, 2013). Pour cette raison, ces deux positions ont été couramment utilisées dans la littérature (Yang & Hsu, 2010).

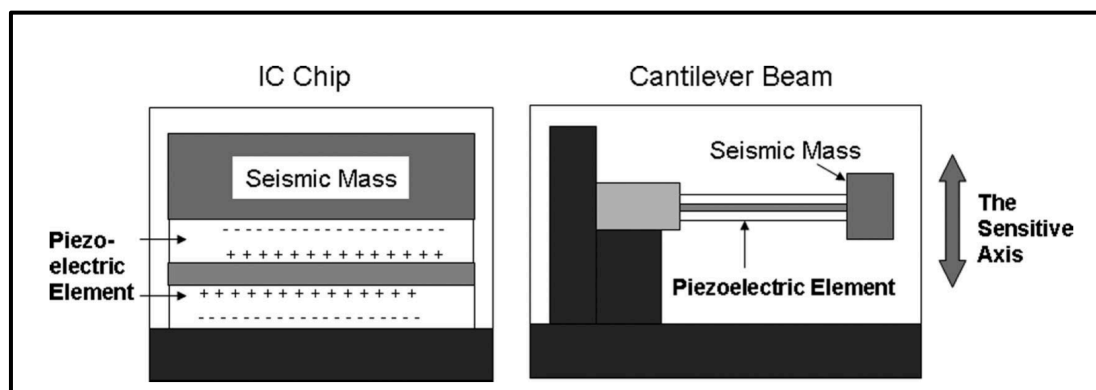


**Figure 16. Citations référencées dans PubMed et associées à différentes marques d'accéléromètres**

La figure montre le nombre de citations (publications) référencées dans la base de données américaine PubMed pour des accéléromètres qui ont été développés par différentes compagnies pour la mesure de l'AP et l'estimation de la DE associée. Une barre et l'intitulé associé peut représenter soit l'ensemble des appareils qui ont été successivement produits par une même compagnie (*e.g.*, ActiGraph<sup>TM</sup>), soit juste un seul appareil sans qu'il y soit fait référence à la compagnie qui l'a produit (*e.g.*, RT3). Certains de ces appareils ne sont actuellement plus commercialisés (*e.g.*, Caltrac). Les données utilisées pour la réalisation de cette figure proviennent de l'article "Accelerometer-based physical activity: total volume per day and standardized measures" de D. R. Bassett, R. P. Troiano, J. J. McClain, et D. L. Wolff, 2015, *Med Sci Sports Exerc*, 47(4), p. 835, Figure 3. Comme le montre la figure, les modèles développés par la compagnie ActiGraph<sup>TM</sup> sont ceux qui ont été les plus utilisés dans le cadre de la recherche. Le modèle 7164 est le premier à avoir été commercialisé par cette compagnie. Les modèles GT1M, GT3X, et GT3X+ ont été commercialisés au cours des années 2000, 2009, et 2010, respectivement. Les caractéristiques techniques des modèles produits par ActiGraph<sup>TM</sup> (type de capteur, conversion A/D, sensibilité, fréquence d'échantillonnage, paramètres calculables) sont différentes. Le modèle GT3X+ a par la suite été doté d'une fonction *wireless* pour le transfert des données sur ordinateur (modèle wGT3X+). Pour des détails sur les caractéristiques techniques des accéléromètres développés par ActiGraph<sup>TM</sup>, consulter l'article "ActiGraph and Actical physical activity monitors: a peek under the hood" de F. John, D et P. Freedson, 2012, *Med Sci Sports Exerc*, 44(1 Suppl 1), S86-89.

<sup>61</sup> C'est une mesure à cet endroit qui est censée fournir la meilleure représentation globale du mouvement humain. D'ailleurs, un certain nombre d'activités quotidiennes (incluant la marche), de postures, et d'activités de transition, peuvent être classées à partir des accélérations mesurées à la taille (Yang & Hsu, 2010).

Les accéléromètres sont constitués d'un capteur comprenant une masse dite « sismique » qui bouge lors du mouvement. Ce capteur est calibré de telle sorte que l'amplitude du signal électrique lors du mouvement, généré suite à la perturbation de l'état électrique de référence du capteur, soit associée à une valeur d'accélération bien définie. Trois types de capteurs ont été utilisés jusqu'à présent dans les accéléromètres : les capteurs piézoélectriques, les capteurs piézorésistifs, et les capteurs capacitifs (K. Y. Chen & Bassett, 2005; K. Y. Chen *et al.*, 2012; Yang & Hsu, 2010). Les capteurs piézoélectriques, illustrés Figure 17 (ci-dessous), ont été les premiers à être utilisés dans la conception des accéléromètres. Avec cette technologie, pour avoir une mesure de l'accélération dans trois axes, il fallait que l'accéléromètre comporte trois de ces capteurs disposés de manière orthogonale. Dans les années récentes, les accéléromètres utilisant un capteur capacitif (cf. Figure 18, p. 96) sont devenus le type d'accéléromètres le plus utilisé<sup>62</sup> en raison de leur facilité d'utilisation, de leur fiabilité, et du fait qu'il ne soit pas nécessaire de calibrer le capteur en fonction de différentes conditions de température (Lowe & O'laighin, 2014).

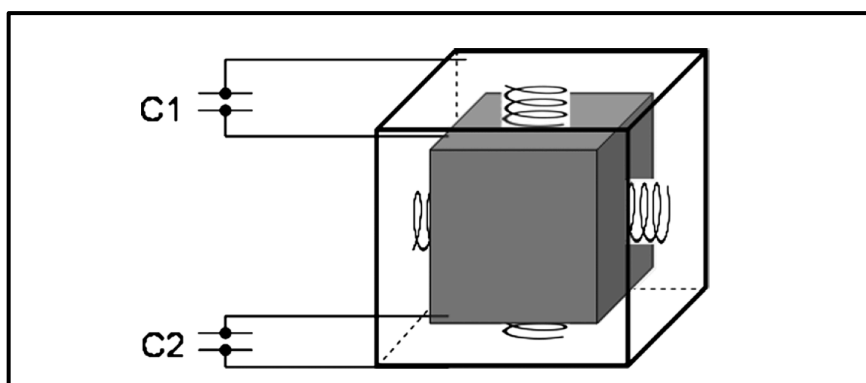


**Figure 17. Schéma illustrant les types de capteurs piézoélectriques utilisés par les accéléromètres**

Les capteurs piézoélectriques se composent d'une masse sismique en contact avec un élément piézoélectrique. Lorsque le capteur subit des accélérations, le déplacement de la masse sismique entraîne une déformation de l'élément piézoélectrique qui génère alors un signal électrique. Il est possible de distinguer deux configurations de capteurs piézoélectriques : en forme de circuit intégré (*à gauche de la figure*), ou en forme de poutre positionnée en porte-à-faux (*à droite de la figure*). Dans la première configuration (*à gauche de la figure*), le mouvement entraîne la compression de l'élément piézoélectrique. Dans la seconde configuration (*à droite de la figure*), le mouvement entraîne sa courbure. Lorsque des accélérations se produisent, le changement de conformation de l'élément piézoélectrique génère un mouvement de charges électriques qui s'accumulent sur un côté du capteur. L'accélération mesurée est proportionnelle à la tension du signal électrique ainsi produit. Adapté de "The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future" de K. Y. Chen, et D. R. Bassett, D. R., Jr., 2005, *Med Sci Sports Exerc*, 37(11 Suppl), p. S491.

<sup>62</sup> Le modèle 7164 produit par la compagnie ActiGraph<sup>TM</sup> était muni d'un capteur piézoélectrique, mais les générations suivantes (cf. Figure 16, p. 94) ont été munies d'un capteur capacitif (cf. le schéma de ce type de capteurs sur la Figure 18, p. 96).





**Figure 18. Schéma d'un type de capteur capacitif utilisé par les accéléromètres**

La masse sismique du capteur est représentée par le cube de couleur grise au centre de la figure. La masse sismique est reliée à une armature (qui l'entoure) par le biais de structures (en forme de ressort sur la figure) dans lesquelles circule un courant électrique. C1 et C2 représentent les capacités électriques à deux endroits du capteur, entre la masse sismique et l'armature (la capacité électrique désigne le rapport entre la quantité d'électricité circulant entre deux bornes rapportée à la tension électrique qui existe entre ces deux bornes). Lors du mouvement, la masse bouge à l'intérieur de l'armature (qui elle est fixe), et les distances entre la masse sismique et les parois de l'armature changent, modifiant alors les capacités électriques C1 et C2. Les accélérations mesurées lors du mouvement sont alors associées à l'amplitude des changements de capacité électrique mesurés par le capteur. Adapté de "Redefining the roles of sensors in objective physical activity monitoring" de K. Y. Chen, K. F. Janz, W. Zhu, et R. J. Brychta, 2012, *Med Sci Sports Exerc*, 44(1 Suppl 1), S14.

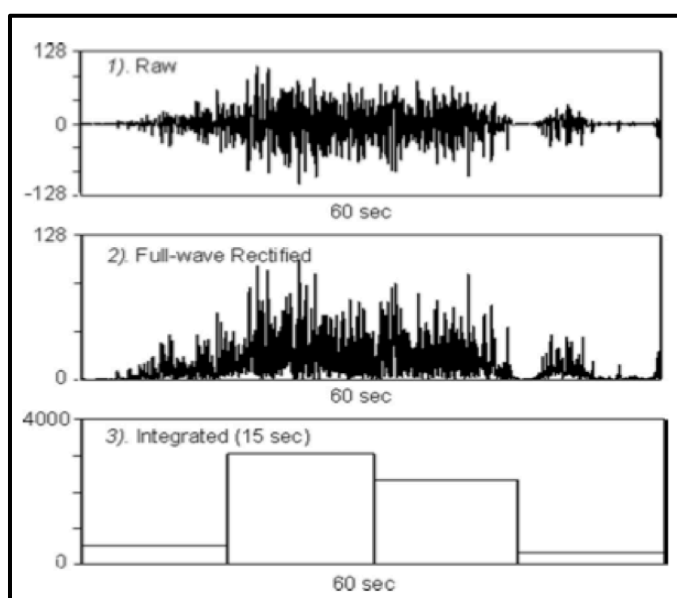
Les capteurs capacitifs offrent également la possibilité de mesurer l'inclinaison des segments corporels grâce à leur sensibilité à l'accélération gravitationnelle<sup>63</sup>, ce que ne permettent pas les capteurs piézoélectriques. Enfin, les accéléromètres dotés d'un capteur piézorésistif ou capacitif permettent une analyse beaucoup plus fine de l'AP réalisée au cours de la vie quotidienne grâce à une fréquence d'enregistrement qui est beaucoup plus élevée (de l'ordre de la fraction de seconde) que celle qu'il est possible de configurer avec des accéléromètres dotés d'un capteur piézoélectrique (fréquence de l'ordre de la minute) (Bonomi & Westerterp, 2012).

Jusqu'à présent, la variable qui a été principalement mesurée et utilisée pour estimer la DE avec des accéléromètres est la quantité d'accélération produite sur une période de temps donnée et exprimée en *counts* d'AP (*physical activity counts*). Le *count* d'AP est une unité arbitraire d'AP. Dans la plupart des cas, les *counts* d'AP sont obtenus selon la procédure illustrée sur la Figure 19 (p. 97). Cette figure illustre le fait que lors du mouvement, le signal électrique (analogique) généré, qui est de nature bidirectionnelle (c'est-à-dire qu'il oscille entre des valeurs de voltage qui sont positives et négatives), est filtré, amplifié, puis échantillonné selon une fréquence préconfigurée dans l'appareil, pour être ensuite converti en signal digital, c'est-à-dire en une série de nombres<sup>64</sup>, appelés *raw counts*. Les valeurs du

<sup>63</sup> C'est aussi le cas des capteurs piézorésistifs (K. Y. Chen *et al.*, 2012).

<sup>64</sup> C'est ce qu'on appelle la conversion A/D, pour « Analogique » vers « Digital ».

signal digital attribuées à chaque donnée du signal analogique dépendent de la calibration d'origine du capteur. Les objectifs de cette calibration sont i) de définir le niveau de voltage qui sera généré par le capteur lors de la détection d'une accélération donnée, et ii) de définir une valeur à attribuer pour chaque niveau de voltage qui pourra être mesuré<sup>65</sup>. Une fois que le signal digital a été généré, celui-ci est traité de telle sorte que toutes ses valeurs négatives soient converties en valeurs positives (*full-wave rectification*). Enfin, un algorithme de calcul de l'aire sous la courbe est utilisé afin de sommer à intervalles de temps réguliers les *raw counts* obtenus. La valeur de la somme de *raw counts* obtenue sur un intervalle de temps donné correspond au nombre de *counts* d'AP obtenus pour cet intervalle de temps (K. Y. Chen & Bassett, 2005). La durée de l'intervalle de temps qui est classiquement utilisée pour sommer les *raw counts* est d'une minute<sup>66</sup>.



**Figure 19. Procédure de traitement du signal d'accélération mise en œuvre par un accéléromètre pour obtenir des *counts* d'activité physique**

1. *Raw* : représentation d'un signal digital enregistré à 32 Hz sur une période de 60 s et ayant subi une conversion A/D en 8 bits. 2. *Full-wave Rectified* : toutes les valeurs négatives de (1) ont été converties en valeurs positives. 3. *Integrated* : *counts* d'AP obtenus sur des intervalles de temps de 15 s. Adapté de "The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future" de K. Y. Chen, et D. R. Bassett, D. R., Jr., 2005, *Med Sci Sports Exerc*, 37(11 Suppl), p. S491.

Selon les caractéristiques techniques de l'accéléromètre utilisé, les *counts* d'AP peuvent être calculés pour un, deux, ou trois axes. Dans le cas de l'utilisation d'accéléromètres triaxiaux, il est aussi possible de calculer une variable qui correspond aux *counts* d'AP obtenus dans les trois axes au cours d'un intervalle de temps donné. Cette variable est le vecteur magnitude (VM). Pour chaque intervalle de temps de l'enregistrement, le VM peut

<sup>65</sup> Plus de détails sont fournis à ce sujet pour les accéléromètres d'ActiGraph<sup>TM</sup> dans l'article "ActiGraph and Actical physical activity monitors: a peek under the hood" de F. John, D et P. Freedson, 2012, *Med Sci Sports Exerc*, 44(1 Suppl 1), S86-89.

<sup>66</sup> Avec certains appareils, la durée de l'intervalle de temps utilisé pour effectuer la somme des *raw counts* doit être définie avant de débiter la mesure (c'est par exemple le cas avec le 7164 d'ActiGraph<sup>TM</sup> qui a été surtout conçu pour mesurer directement, pendant la période d'enregistrement, les *counts* d'AP). Dans d'autres cas, il est possible de télécharger les données de *raw counts* vers un ordinateur *via* une interface adaptée (e.g., *via* le logiciel Actilife commercialisé par ActiGraph<sup>TM</sup> dans le cadre de l'utilisation de ses produits), pour ensuite procéder à la génération des *counts* d'AP sur ordinateur (cette procédure est par exemple possible avec le GT3X+ d'ActiGraph<sup>TM</sup>).

être calculé à partir des *counts* d'AP obtenus dans l'axe vertical (AV), l'axe antéro-postérieur (APA), et l'axe médio-latéral (AML)<sup>67</sup>, à partir de l'équation suivante :

$$VM = \sqrt{AV^2 + APA^2 + AML^2}$$

Équation 4

La validité des accéléromètres pour la mesure de l'accélération a été étudiée notamment grâce à des systèmes mécaniques (Brage *et al.*, 2003a; Brond & Arvidsson, 2016; Esliger & Tremblay, 2006; Ried-Larsen *et al.*, 2012). Le principe de ces études est d'imposer aux accéléromètres différents niveaux d'accélération connus en faisant varier l'amplitude du mouvement imposé à l'appareil (en m), ou en faisant varier la fréquence du mouvement (en Hz), ou en faisant varier ces deux paramètres à la fois. L'objectif de cette procédure est d'observer l'influence que la variation de ces paramètres peut avoir sur la mesure réalisée par les accéléromètres. Sur cette question, il a été montré, dans une étude de Esliger et Tremblay (2006), que pour une fréquence fixe, les accéléromètres (l'Actical, le 7164, et le RT3 dans l'étude) sont effectivement sensibles à l'accélération : dans cette étude, le nombre de *counts* d'AP mesurés par les appareils testés augmentait progressivement avec l'accélération imposée (fréquence de mouvement fixe), et ce sur une gamme d'accélération qui correspondaient à celles habituellement générées à la hanche lors de la marche et la course d'intensité modérée (*i.e.*, correspondant à une allure située entre 4.0 et 10.9 km·h<sup>-1</sup> si l'on se référait aux *counts* d'AP mesurés par le 7164) (Esliger & Tremblay, 2006). Si l'amplitude du mouvement ne semble pas altérer la mesure des *counts* d'AP, la fréquence du mouvement peut en revanche avoir une influence importante et différente selon les appareils utilisés. Dans l'étude de Esliger et Tremblay (2006), pour une valeur d'accélération fixe, les *counts* d'AP mesurés par les accéléromètres testés n'évoluaient pas de la même manière en fonction de l'augmentation de la fréquence du mouvement, et ce sur une gamme de fréquences qui allaient de 1.5 à 2.5 Hz. En effet, le nombre de *counts* d'AP augmentait pour l'Actical, diminuait pour le 7164, et suivait une courbe en U pour le RT3 (Esliger & Tremblay, 2006).

Chez l'Homme, la littérature montre qu'à la marche et à la course < 10 km·h<sup>-1</sup>, le nombre de *counts* d'AP mesurés à la hanche peut bien refléter les variations de quantité de mouvement. Par exemple, dans le cadre d'exercices de marche et de course à 3, 6, et 9 km·h<sup>-1</sup>, Nichols *et al.* (2000) ont trouvé avec le 7164 d'ActiGraph<sup>TM</sup> un coefficient  $R^2$  de 0.89 pour la

---

<sup>67</sup> Le vecteur magnitude a déjà été calculé à partir des *counts* d'AP obtenus dans deux axes : V et AP (Sasaki *et al.*, 2011). Toutefois, cette procédure semble avoir été très peu utilisée dans la littérature.

relation entre la vitesse de marche/course et le nombre de *counts* d'AP mesurés par unité de temps. En utilisant des exercices de marche à trois vitesses différentes (3, 5, et 7 km·h<sup>-1</sup> à 0 % de pente), B. W. Fudge *et al.* (2007) ont observé pour le même type de relation un  $R^2 > 0.95$  avec trois accéléromètres différents (7164, GT1M, 3dNX, et le capteur d'accélération de l'Actiheart). La bonne sensibilité des accéléromètres au mouvement lors de la marche et la course lente peut être mise en lien avec le fait que les caractéristiques du signal d'accélération (amplitude et fréquence) associé à la marche et à la course lente (< 10 km·h<sup>-1</sup>) correspondent bien aux possibilités techniques des accéléromètres. En effet, d'une part les accéléromètres peuvent en général mesurer des accélérations  $\geq 2 g$  et des mouvements de fréquences situées entre 0.2 à 10.0 Hz selon les appareils (jusqu'à 2.5 Hz seulement pour un appareil d'ActiGraph<sup>TM</sup>) (Plasqui *et al.*, 2013) ; et d'autre part, l'accélération verticale à la hanche lors de la marche et la course < 10 km·h<sup>-1</sup> est < 2 g et la fréquence de mouvement est située entre 1.5 et 3.0 Hz selon la vitesse de déplacement (John *et al.*, 2012).

S'ils s'avèrent sensibles aux variations de vitesse à la marche et à la course lente, les accéléromètres ne sont en revanche pas capables de détecter les variations de pente (Melanson & Freedson, 1995; Terrier *et al.*, 2001). Dans l'étude de Melanson et Freedson (1995), le nombre de *counts* d'AP mesurés avec le 7164 n'augmentait pratiquement pas avec le niveau de pente lors de la marche et la course sur tapis motorisé (marche à 4.8 km·h<sup>-1</sup> et 6.4 km·h<sup>-1</sup> ; course à 8.1 km·h<sup>-1</sup>). En effet, aucune différence significative n'avait été trouvée entre les *counts* d'AP mesurés lors des marches à 0, 3, et 6 % de pente (excepté une différence détectée entre 0 % *versus* les autres niveaux de pente pour la vitesse de 4.8 km·h<sup>-1</sup>). Dans une autre étude également menée sur tapis motorisé, il a été observé que le nombre de *counts* d'AP mesurés diminuait de manière importante à mesure que le niveau de pente diminuait de -15 % à -5 %, et que le nombre de *counts* d'AP mesurés augmentait très peu lors de l'augmentation du niveau pente de 5 % à 15 % (Terrier *et al.*, 2001). Par ailleurs, à la course, plusieurs études ont montré que le nombre de *counts* d'AP mesurés par certains accéléromètres tels que ceux d'ActiGraph<sup>TM</sup> « plafonnait » voire chutait à mesure que la vitesse augmentait au-delà de 10 km·h<sup>-1</sup> environ (Brage *et al.*, 2003b; B. W. Fudge *et al.*, 2007; John *et al.*, 2012; Sasaki *et al.*, 2011).

Le plafonnement des *counts* d'AP mesurés par les appareils d'ActiGraph<sup>TM</sup> à de hautes fréquences de mouvement, ainsi que la mise à 0 des *counts* d'AP en cas de très faibles fréquences de mouvement (Ried-Larsen *et al.*, 2012), est lié au fonctionnement de l'algorithme qui permet la conversion des *raw counts* en *counts* d'AP (cf. Figure 19, p. 97). En effet, cet algorithme modifie la relation entre i) la quantité de mouvement réellement produite et ii) le nombre de *counts* d'AP mesurés par l'appareil, et ce en fonction de la

fréquence du mouvement mesuré. Ainsi, pour deux signaux d'accélération qui ont la même amplitude ( $m.s^{-2}$ ), l'algorithme calculera un nombre de *counts* d'AP différent si ces deux signaux présentent une fréquence différente. Ceci s'explique par le fait que l'algorithme des accéléromètres d'ActiGraph™ utilise un filtre passe-bandes dont la fonction est de pondérer l'amplitude du signal d'accélération mesuré (*raw counts*) en fonction de la fréquence de ce signal. L'action de ce filtre est telle qu'avec un appareil d'ActiGraph™, il faut théoriquement que la fréquence du mouvement étudié soit située entre 0.25 et 2.5 Hz pour qu'un *count* d'AP soit mesuré. De plus, avec un appareil d'ActiGraph™, l'algorithme de filtrage du signal d'accélération donne un poids complet (1.0) à la valeur d'accélération initialement mesurée (*raw count*) lorsque celle-ci est associée à une fréquence de 0.75 Hz. Tous les signaux d'accélération mesurés qui auront une fréquence inférieure ou supérieure à 0.75 Hz seront « atténués » par l'algorithme (Brond & Arvidsson, 2016). Ceci signifie que pour une même quantité de mouvements réalisés avec une amplitude fixe, tous les mouvements effectués à une fréquence supérieure ou inférieure à 0.75 Hz génèreront moins de *counts* d'AP que les mouvements réalisés à une fréquence de 0.75 Hz.

La reproductibilité des accéléromètres est sujette à des sources d'erreurs aléatoires d'origine technique (*e.g.*, inconsistance dans la mesure du signal d'accélération et dans le traitement des données) et d'origine humaine (*e.g.*, modification accidentelle de la position de l'appareil) (Pedisic & Bauman, 2015). La reproductibilité intra-unité des accéléromètres est relativement élevée, avec un CV de la mesure qui approche environ les 3 % sur système mécanique (Ward *et al.*, 2005). La reproductibilité inter-unités obtenue sur système mécanique est moins bonne que celle intra-unité (Brage *et al.*, 2003a; Esliger & Tremblay, 2006; Pedisic & Bauman, 2015), mais le CV traduisant la différence de mesures entre plusieurs unités demeure relativement faible, avec des valeurs situées entre 5 et 10 % (Esliger & Tremblay, 2006; Pedisic & Bauman, 2015). Pour certains accéléromètres tels que le 7164 (ancien modèle développé par ActiGraph™), la reproductibilité inter-unités se détériore à des fréquences de mouvement très faibles et très élevées (Brage *et al.*, 2003a; Trost *et al.*, 2005).

La reproductibilité inter-unités des accéléromètres a aussi été étudiée lors d'AP structurées (*i.e.*, en conditions standardisées). La plupart des études ont rapporté un CCI situé entre 0.60 et 0.90 (Pedisic & Bauman, 2015). En utilisant un GT3X+, Ozemek *et al.* (2014) ont confirmé que la hanche était la position offrant la meilleure reproductibilité inter-unités en comparaison avec le poignet et la cheville, et ce dans 20 activités de la vie quotidienne différentes, dont des activités de locomotion. De plus, la reproductibilité de la mesure le long de l'axe vertical était la meilleure en comparaison à celle effectuée le long des autres axes

(APA, AML, VM). La reproductibilité inter-unités en condition de vie réelle varie selon les appareils et les études (Pedisic & Bauman, 2015). Selon Pedisic et Bauman (2015), elle s'est par exemple avérée être relativement faible pour le RT3 (CV entre 9.8 et 39.8 %), et relativement élevée pour le 7164 et le GT1M (CV entre 0.9 et 15.5 %).

#### 4.4.1.b. Dépense énergétique

L'idée d'utiliser l'accélération pour quantifier l'AP et la DE associée repose sur la seconde loi de Newton. Selon cette loi, il existe une relation linéaire entre l'accélération d'un corps et l'ensemble des forces qui s'exercent sur lui (K. Y. Chen & Bassett, 2005). Or, le produit de ces forces par la distance sur laquelle ces forces s'exercent correspond au travail, qui s'exprime en Joules, et qui est identique à l'énergie sur le plan dimensionnel<sup>68</sup>. Il existe donc théoriquement une relation très étroite entre l'accélération et l'énergie, et c'est cette relation qui est en partie à l'origine de l'engouement pour l'utilisation des accéléromètres afin de quantifier l'AP et la DE associée (K. Y. Chen & Bassett, 2005).

La validité des accéléromètres pour estimer la DE a notamment été étudiée par le biais d'études de calibration. Le principe de ces études est de proposer à des participants, munis d'un accéléromètre, de réaliser en conditions standardisées des activités de locomotion (*e.g.*, marche, éventuellement course, à différentes vitesses), ou des activités de type domestique ou de loisirs ayant trait à la vie quotidienne (*e.g.*, jardiner, lire, faire le ménage, *etc.*), ou ces deux types d'activités à la fois. Dans le même temps, les participants sont équipés d'un système de mesure des échanges gazeux (ou placés dans une chambre respiratoire) pour quantifier la DE associée aux activités proposées (Matthews, 2005). Dans ce cadre, la validité des accéléromètres a été principalement évaluée au regard de la corrélation observée entre les *counts* d'AP mesurés par unité de temps avec l'accéléromètre d'une part, et la DE estimée avec une méthode de référence d'autre part. De nombreuses équations de régression (notamment de type linéaire) ont aussi été développées pour déterminer dans quelle mesure les *counts* d'AP mesurés avec un accéléromètre expliquent les variations de DE lors de différentes AP (cf. : Annexe 3, p. VI ; Annexe 4, p. IX). À l'aide de ces équations de régression, les chercheurs ont pu déterminer plusieurs valeurs seuils de *counts* d'AP mesurés par unité de temps pour délimiter différentes catégories d'intensité d'AP (Matthews, 2005).

Les corrélations observées entre les *counts* d'AP mesurés avec un accéléromètre et la DE de référence sont meilleures lorsqu'elles sont obtenues dans le cadre d'activités de marche

---

<sup>68</sup> La dimension de l'énergie [E], au sens physique du terme, est telle que :  $[E] = M \cdot L^2 \cdot T^{-2}$ , avec M représentant la dimension de la masse, L la dimension de la longueur, et T la dimension du temps.

plutôt que dans le cadre d'AP de type domestique ou de loisirs n'incluant pas la marche ou la course (Van Remoortel *et al.*, 2012). Une récente méta-analyse des études de validation qui ont été publiées entre le 1<sup>er</sup> janvier 2000 et le 1<sup>er</sup> mars 2012 (Van Remoortel *et al.*, 2012) a rapporté les corrélations [IC 95 %] suivantes pour la relation entre la DE de référence et les *counts* d'AP ou la DE calculés à l'aide d'un accéléromètre lors de la marche sur tapis motorisé :  $r = 0.80$  [0.75 ; 0.84] pour les appareils uniaxiaux ;  $r = 0.73$  [0.33 ; 0.91] pour les appareils bi-axiaux ; et  $r = 0.84$  [0.78 ; 0.89] pour les appareils triaxiaux. Dans le cadre de cette méta-analyse, il a été observé que la DE était sous-estimée par les accéléromètres i) lors de la marche lente ( $< 3.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) dans 69 % des études, ii) lors de la marche à vitesse intermédiaire ( $3.2\text{--}6.4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) dans 37 % des études, et iii) lors de la marche rapide ( $6.5\text{--}8.05 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) dans 30 % des études. La précision de l'estimation variait selon l'appareil utilisé et le paramètre de l'accéléromètre utilisé (*e.g.*, selon que l'axe vertical ou le VM était utilisé). Très peu d'études (16/134, soit 12 %) avaient été conduites chez des patients avec maladie chronique jusqu'alors (Van Remoortel *et al.*, 2012). Il a aussi été montré par ailleurs que les accéléromètres uniaxiaux ou triaxiaux sous-estiment la DE lors de la marche avec dénivelé positif, et la surestiment lors de la marche avec dénivelé négatif (Crouter *et al.*, 2006a; C. A. Howe *et al.*, 2009; Melanson & Freedson, 1995; Terrier *et al.*, 2001). Plus particulièrement, Terrier *et al.* (2001) ont observé que lors de la marche sur tapis motorisé, l'estimation du  $\dot{V}O_2$  à partir des *counts* d'AP mesurés par un accéléromètre triaxial (utilisant le VM), et à partir d'une équation développée lors de la marche sans pente, conduisait à une erreur relative qui atteignait -53 % (sous-estimation) en pente positive et 56 % (surestimation) en pente négative. Dans cette étude, l'erreur avait tendance à être d'autant plus importante que la pente était forte (Terrier *et al.*, 2001).

Des études de calibration pour l'estimation de la DE totale journalière liée à l'AP ont aussi été menées en mettant en lien le nombre total de *counts* d'AP journaliers mesurés par un accéléromètre avec la DE liée à l'AP au cours de la journée et estimée à l'aide de la technique de l'eau doublement marquée<sup>69</sup> (Plasqui *et al.*, 2013). Suite à une recherche systématique des études de validation publiées entre 2007 et 2013, il a été rapporté que les corrélations obtenues dans ce cadre allaient de 0.06 à 0.68 lorsque la DE n'était pas rapportée à la masse corporelle. Lorsque la DE était normalisée par rapport à la masse corporelle, les corrélations

---

<sup>69</sup> La technique de l'eau doublement marquée constitue la technique de référence pour estimer la DE totale journalière en conditions de vie réelle (Ainslie *et al.*, 2003). Pour déterminer la part de la DE journalière associée à l'AP, il est nécessaire d'évaluer également le métabolisme de repos, c'est-à-dire la quantité totale d'énergie que le corps dépenserait toute la journée s'il était théoriquement tout le temps au repos. Il est possible de d'estimer le métabolisme de repos avec un système portable de mesure des échanges gazeux lors d'une mesure d'une trentaine de minutes à jeun et au calme (Compher *et al.*, 2006). La DE journalière qui est liée à l'AP correspond alors à la différence entre la DE totale journalière et celle correspondant au métabolisme de repos.

allaient de 0.37 à 0.85 (Plasqui *et al.*, 2013). La méta-analyse de Van Remoortel *et al.* (2012) a également bien documenté la validité des accéléromètres pour quantifier la DE totale journalière ou la DE liée à l'AP au cours de la journée (cf. Tableau 11, ci-dessous). Comme le montre le Tableau 11, les corrélations calculées dans le cadre de cette méta-analyse allaient de 0.39 à 0.61 selon le paramètre de DE à estimer et le type d'accéléromètre utilisé, avec une sous-estimation systématique des valeurs de DE de référence allant de -6.85 % à -24.22 % selon le paramètre estimé et le type d'accéléromètre utilisé. De ces dernières données, il ressortait le fait que les accéléromètres uniaxiaux ont tendance à être moins performants que les accéléromètres triaxiaux et les appareils multi-capteurs pour estimer la DE journalière.

La sous-estimation de la DE journalière associée à l'AP est à mettre en lien avec notamment le placement de l'accéléromètre à la hanche (K. Y. Chen & Bassett, 2005). Alors que la hanche est *a priori* le meilleur placement pour refléter le mouvement global du corps, beaucoup de mouvements de la vie quotidienne impliquent également l'utilisation des bras, des mouvements qui sont donc associés à une DE qui ne peut pas être détectée par un appareil placé à la hanche. À cela s'ajoute les difficultés des accéléromètres à estimer la DE associée à la position debout, à l'exercice vertical (marche en escalier et en pente), à l'exercice de poussée et de traction des objets, au port de charges, à la réalisation d'activités non portées (*e.g.*, du vélo), ou encore à la nage (K. Y. Chen & Bassett, 2005).

**Tableau 11. Validité des accéléromètres pour estimer la dépense énergétique totale et liée à l'activité physique au cours de la journée**

Paramètre étudié	Types d'accéléromètres	Coefficient <i>r</i> [IC 95 %]	Biais (estimé-mesuré) (%) [IC 95 %]
DE totale journalière	Accéléromètres uniaxiaux	0.52 [0.29 ; 0.70] <sup>***</sup>	-12.07 [-18.28 ; -5.85] <sup>*</sup>
	Accéléromètres triaxiaux	0.61 [0.45 ; 0.73]	-6.85 [-18.20 ; 4.49]
	Appareils multi-capteurs	0.84 [0.78 ; 0.88]	-3.64 [-8.97 ; 1.70]
DE journalière liée à l'AP	Accéléromètres uniaxiaux	0.39 [0.16 ; 0.58]	-24.22 [-62.05 ; -13.61]
	Accéléromètres triaxiaux	0.59 [0.45 ; 0.70]	-21.01 [-41.92 ; -0.11]
	Appareils multi-capteurs	0.54 [0.39 ; 0.65]	-24.35 [-45.28 ; -3.42]

*Note.* Les données représentent les résultats d'une méta-analyse conduite à partir des études publiées entre le 1<sup>er</sup> janvier 2000 et le 1<sup>er</sup> mars 2012. Ces données sont issues de l'article "Validity of activity monitors in health and chronic disease: a systematic review" de H. Remoortel, S. Giavedoni, Y. Raste, C. Burtin, Z. Louvaris, E. Gimeno-Santos, D. Langer, A. Glendenning, N. S. Hopkinson, I. Vogiatzis, B. T. Peterson, F. Wilson, B. Mann, R. Rabinovich, M. A. Puhon, et T. Troosters, on behalf of PROactive consortium, 2012, *Int J Behav Nutr Phys Act*, 9, 84. Les appareils multi-capteurs ont également été inclus dans le tableau pour la comparaison. DE = dépense énergétique ; AP = activité physique ; *r* = coefficient de corrélation ; IC 95 % = intervalle de confiance à 95 %. Les appareils uni-axiaux tendaient (*p* = 0.39) à sous-estimer davantage la DE totale journalière que ne le faisaient les appareils triaxiaux. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les différents types d'appareils pour leur capacité à estimer la DE journalière liée à l'AP.

<sup>\*</sup> *p* < 0.05 ; <sup>\*\*\*</sup> *p* < 0.001 (appareils uniaxiaux *versus* appareils multi-capteurs).



## 4.4.2. Intérêts et limites

### 4.4.2.a. Intérêts

Un premier intérêt associé aux accéléromètres est que leur utilisation est relativement peu contraignante : de petite taille, sans fil, non invasifs, ils sont *a priori* peu susceptibles de perturber la réalisation des mouvements en condition de vie réelle (K. Y. Chen & Bassett, 2005). En ce sens, les accéléromètres constituent une moindre contrainte que les moniteurs de FC (Trost & O'Neil, 2014). Ceci étant dit, il arrive que les personnes évaluées puissent rapporter occasionnellement des soucis d'esthétique, d'inconfort physique, ou de gêne dans les AP du fait de la présence de l'appareil (Pedisic & Bauman, 2015).

Un second intérêt associé aux accéléromètres réside dans leurs caractéristiques techniques : la qualité de mesure du signal est stable au cours du temps ; l'interface de l'appareil pour l'utilisateur est minimale, ce qui ne lui laisse que peu de possibilités d'interaction avec l'appareil ; la sensibilité au mouvement est bonne ; et il est possible d'effectuer des mesures sur de longues périodes de temps (K. Y. Chen *et al.*, 2012). De plus, les accéléromètres peuvent rendre compte de l'intensité, de la durée, et de la fréquence de l'AP (Strath *et al.*, 2013), avec la capacité de détecter les mouvements intermittents qui caractérisent par exemple l'activité des enfants, ce que peuvent faire plus difficilement les moniteurs de FC (Trost & O'Neil, 2014). Comparativement aux podomètres, les accéléromètres triaxiaux permettent une quantification de la DE plus précise dans le cadre d'activités complexes (*i.e.*, autres que la locomotion), ils permettent de mieux rendre compte de l'intensité du mouvement, et ils sont plus sensibles aux activités d'intensité légère comme la marche lente (Reiser & Schlenk, 2009). Bien que l'erreur d'estimation de la DE associée aux accéléromètres peut poser question quant à leur intérêt pour évaluer le niveau d'AP à l'échelle individuelle, les accéléromètres constituent une méthode robuste pour décrire des différences entre des groupes (Welk, 2005; Welk *et al.*, 2012) ; et notamment des différences majeures en matière d'inactivité physique et de temps passé dans des AP « dynamiques » telles que la marche et la course (Matthews, 2005).

### 4.4.2.b. Limites

La plupart des accéléromètres ne sont pas encore suffisamment sensibles au mouvement et à la posture adoptée pour distinguer les activités sédentaires ou physiques de faible intensité entre elles, telles qu'être assis, être debout, et marcher lentement, probablement en raison de la technologie que certains appareils utilisent encore (*e.g.*, un capteur piézoélectrique), du port à la hanche, ou encore en raison du filtrage « agressif » du signal

associé à certains appareils (K. Y. Chen *et al.*, 2012). Notons toutefois que certains accéléromètres, à l'image de l'activPAL<sup>TM</sup> (PAL Technologies, Ltd., Glasgow, Écosse), permettent aujourd'hui une détection valide et reproductible des activités sédentaires (*i.e.*, être allongé, être assis, être debout) et des changements de posture (allongé/assis ; assis/debout) chez les personnes saines, ainsi que chez les personnes âgées et limitées sur le plan fonctionnel (Grant *et al.*, 2006; Taraldsen *et al.*, 2011). L'activPAL<sup>TM</sup> permet également une estimation relativement précise de la DE lors d'activités sédentaires et d'intensité légère, et il semble être actuellement l'un des appareils les plus précis, parmi ceux habituellement utilisés dans le cadre de la recherche, pour réaliser ce type d'estimations (Kim & Welk, 2015). À l'inverse des accéléromètres manquant de sensibilité au mouvement de faible intensité, certains accéléromètres peuvent être trop sensibles (à cause d'un filtrage du signal qui n'est pas assez contraignant) et ainsi assimiler les vibrations rencontrées au cours de la vie quotidienne à de l'AP (Reiser & Schlenk, 2009). Compte tenu de leur manque de précision générale, il a été rapporté que les accéléromètres ne sont pas suffisamment précis pour fournir des indices d'AP et de DE à l'échelle individuelle (Welk, 2005).

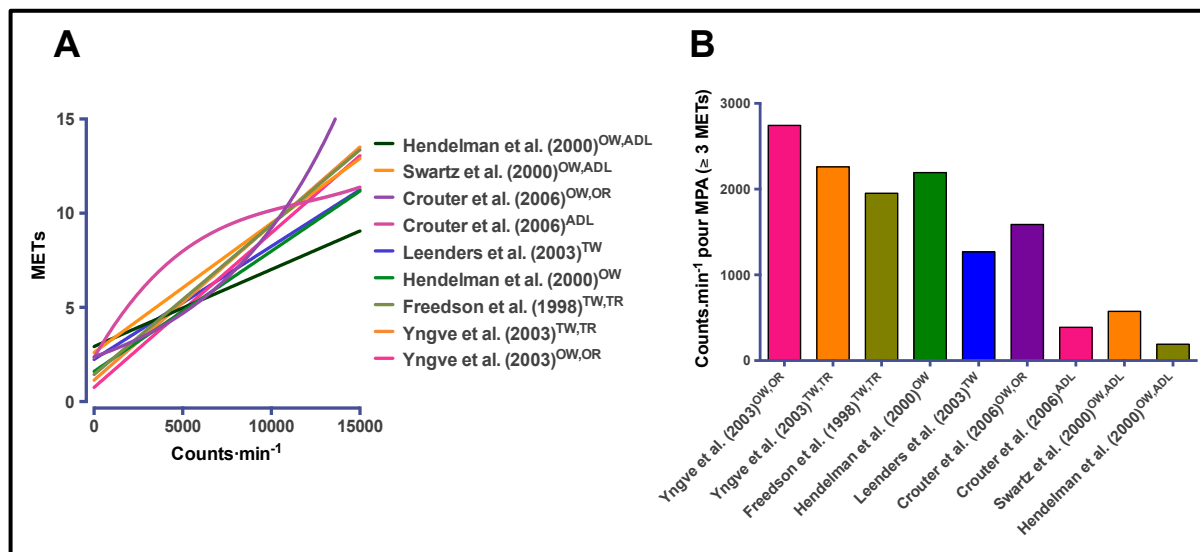
Au-delà de leur problème de précision à l'échelle individuelle, c'est la méthodologie même que les accéléromètres utilisent pour estimer la DE qui pose problème en vue d'obtenir des estimations précises de DE au cours de différentes AP de la vie quotidienne. Aujourd'hui encore, l'estimation de la DE avec un accéléromètre repose principalement sur l'utilisation d'une équation qui, pour un nombre donné de *counts* d'AP mesurés par unité de temps, associe une valeur DE (en METs très généralement). Le problème est que la relation entre le nombre de *counts* d'AP mesurés par unité de temps et la DE réelle associée à l'AP n'est pas la même pour l'ensemble des AP (Welk, 2005). Par exemple, bien qu'une partie de tennis et la réalisation d'un exercice de marche rapide sur tapis motorisé sont des AP toutes les deux associées à une intensité de ~8 METs, le nombre de *counts* d'AP mesurés par minute avec un accéléromètre GT1M d'ActiGraph<sup>TM</sup> est inférieur à 4 000 au tennis contre 7 000 à la marche rapide. La relation entre les *counts* d'AP mesurés et la DE est donc loin d'être homogène parmi l'ensemble des AP (Staudenmayer *et al.*, 2012). Une conséquence de ceci est que les équations développées à l'aide d'activités de locomotion (*i.e.*, marche, course) tendront à sous-estimer la DE lors d'AP quotidiennes de type domestique et de loisir, alors que les équations développées à l'aide d'AP de la vie quotidienne tendront à surestimer la DE lors d'activités de locomotion (Welk, 2005). Afin de palier ce problème, Crouter *et al.* (2006b) ont développé un algorithme utilisant deux équations de prédiction de la DE (une équation pour la marche et la course, et une équation pour les AP de la vie quotidienne, le choix de l'équation se faisant selon la variabilité des *counts* d'AP observée à chaque minute). Dans leur étude,

Crouter *et al.* (2006b) avaient montré que ce nouvel algorithme permettait d'estimer la DE de manière plus précise en comparaison avec l'utilisation d'une seule équation de prédiction de la DE. Cet algorithme a par la suite été amélioré avec, pour le choix de l'équation à utiliser à chaque période  $t$  de 10 secondes, la prise en compte de la série de six périodes de temps consécutives (incluant la période  $t$ ) associée à la plus faible variabilité des *counts* d'AP (Crouter *et al.*, 2010). Toutefois, deux études récentes viennent nuancer la réelle plus-value qu'il est possible de conférer à cette méthode algorithmique (Crouter *et al.*, 2013a; Crouter *et al.*, 2013b). L'une des ces études n'a pas réussi à montrer la supériorité de l'utilisation de cet algorithme en comparaison avec l'utilisation d'une seule équation pour évaluer le temps passé à différentes intensités d'AP en condition de vie réelle chez des adultes (Crouter *et al.*, 2013a). La seconde étude a montré chez des enfants, et en condition de vie réelle, que le nouvel algorithme était plus précis que l'utilisation des équations précédentes pour estimer la DE et le temps passé à différentes intensités d'AP, mais les estimations effectuées ne s'affranchissaient pas d'un manque de précision important de la DE à l'échelle individuelle (Crouter *et al.*, 2013b). Une autre voie qui a été utilisée pour tenter de mieux évaluer la DE associée à différentes AP a consisté en l'utilisation de « machines apprenantes » (Bonomi & Westerterp, 2012; P. Freedson *et al.*, 2012; Troiano *et al.*, 2014). Une machine apprenante est en quelque sorte un programme informatique capable d'« apprendre » une relation entre i) une séquence donnée de valeurs d'un paramètre que l'on mesure, et ii) les valeurs d'une autre variable que l'on cherche à estimer, et ce en développant des algorithmes de manière autonome. Dans le domaine de l'AP, les machines apprenantes ont classiquement été utilisées pour la classification des AP à partir des caractéristiques du signal d'accélération. La procédure consiste à « faire apprendre » à la machine apprenante des relations entre les caractéristiques du signal d'accélération (*e.g.*, la fréquence à laquelle revient le plus souvent une valeur donnée d'accélération) et différents types d'AP (*e.g.*, la marche, et la course). L'apprentissage se fait en fournissant un jeu de données d'accélération à la machine apprenante tout en lui indiquant à quoi correspond ce jeu de données (*e.g.*, des données de marche). Lorsque la machine apprenante a terminé son apprentissage, il est possible de l'utiliser pour estimer la DE correspondant aux activités détectées en utilisant le compendium d'AP<sup>70</sup> par exemple (Bonomi & Westerterp, 2012; P. Freedson *et al.*, 2012; Troiano *et al.*, 2014). Cette méthode a permis d'obtenir de meilleures estimations de la DE totale journalière évaluée à l'aide de l'eau doublement marquée (augmentation du  $R^2$  de 9 % et diminution de

---

<sup>70</sup> Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Whitt, M. C., Irwin, M. L., Swartz, A. M., Strath, S. J., O'Brien, W. L., Bassett, D. R., Jr., Schmitz, K. H., Emplaincourt, P. O., Jacobs, D. R., Jr., & Leon, A. S. (2000). Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9 Suppl), S498-504.

l'erreur typique de 0.10 MJ/jour) en comparaison avec la prédiction de la DE telle qu'elle est traditionnellement réalisée à partir des *counts* d'AP (Bonomi *et al.*, 2009).



**Figure 20. Équations visant à estimer la dépense énergétique avec l'accéléromètre 7164 d'ActiGraph™**

La figure montre les équations qui ont été développées dans le cadre de l'utilisation de l'accéléromètre 7164 d'ActiGraph™ (*panel A*) et qui ont permis la définition de valeurs seuils (*panel B*) de *counts* d'AP mesurés par minute pour identifier les AP d'intensité modérée ou plus intense (MPA, *i.e.*,  $\geq 3$  METs). Sur le *panel A*, les références des études sont rangées de haut en bas selon la grandeur de la valeur de l'ordonnée à l'origine de l'équation correspondante (*e.g.*, Hendelman et al. (2000)<sup>OW,ADL</sup> ont proposé l'équation qui a ici l'ordonnée à l'origine la plus élevée [cf. courbe verte foncée]). À noter qu'il existe une variabilité importante dans les ordonnées à l'origine et les coefficients de pente des courbes associées aux équations de prédiction des METs selon les études. Ceci se traduit par des valeurs de *counts* d'AP tout à fait différentes pour caractériser une AP comme étant d'une intensité supérieure ou égale à « modérée » (cf. *panel B*). Les équations correspondant aux courbes qui sont montrées sur cette figure sont disponibles, parmi d'autres équations, dans la partie « Annexes », p. IX. METs = équivalent métabolique ; MPA = intensité d'AP modérée. Les abréviations en exposant désignent les types d'activités qui ont été utilisés pour développer l'équation : OW = marche au sol ; OR = course au sol ; TW = marche sur tapis motorisé ; TR = course sur tapis motorisé ; ADL = activités de la vie quotidienne. À noter également que les équations (cf. courbes, *panel A*) développées avec des ADL (*e.g.*, Hendelman et al. (2000)<sup>OW,ADL</sup>) ont une valeur d'ordonnée à l'origine qui a tendance à être plus élevée que celles obtenues avec des activités de locomotion. Ces équations ont aussi tendance à avoir un coefficient de pente plus petit (pente de la courbe plus faible). Les courbes exponentielle (violette) et cubique (rose) relatives aux équations de Crouter et al. (2006) ont été développées pour être utilisées en même temps. Le choix parmi ces deux équations se fait selon que l'activité reconnue à partir de la variabilité du nombre de *counts* d'AP mesurés toutes les 10 s est une activité de locomotion (marche, course) ou une ADL.

L'un des problèmes majeurs qui se posent également aujourd'hui avec la quantification de la DE *via* des accéléromètres (telle que décrit précédemment) est la prolifération des algorithmes (*i.e.*, des équations) disponibles pour estimer la DE à partir des *counts* d'AP (D. R. Bassett, Jr. *et al.*, 2012). Ce problème est illustré sur la Figure 20 (ci-dessus), qui représente la plupart des équations qui ont été développées pour estimer la DE d'une personne (en METs) en situation de vie quotidienne, et ce avec l'utilisation d'un seul et même appareil, le 7164 commercialisé par ActiGraph™. Comme le suggère la figure, le choix d'une équation plutôt qu'une autre pourrait amener à formuler des conclusions différentes quant au niveau

d'AP d'une personne (Yngve *et al.*, 2003). Cela pose le problème de la comparabilité des études qui n'auraient pas utilisé la même équation pour estimer par exemple le niveau d'AP moyen d'une population (D. R. Bassett, Jr. *et al.*, 2012) ; problème qui se pose notamment car il n'existe pas de recommandation sur le choix de l'équation à utiliser (Strath *et al.*, 2012). À noter que la prolifération d'algorithmes visant à estimer la DE a aussi concerné des accéléromètres autres que ceux commercialisés par ActiGraph<sup>TM</sup>, tels que l'Actical (Philips Respironics, Murrysville, PA) et le BioTrainer (IM Systems, Baltimore, MD) (D. R. Bassett, 2012).

En outre, les mesures effectuées avec différents accéléromètres ne sont généralement pas comparables. Deux d'accéléromètres de marques différentes subissant la même accélération mesureront en général des nombres de *counts* d'AP différents. De telles différences sont notamment liées aux caractéristiques des filtres passe-bandes dont sont dotés les accéléromètres (Welk *et al.*, 2012). Ces différences ont aussi été observées entre différents modèles commercialisés par une même compagnie (Ried-Larsen *et al.*, 2012). De fait, l'utilisation des accéléromètres peut poser un problème pour la comparaison de résultats qui proviendraient d'études n'ayant pas utilisé le même appareil. Ce problème pourrait être palier dans l'avenir en effectuant des prédictions de la DE directement à partir des *raw counts* mesurés par l'accéléromètre *via* un algorithme déterminé au préalable (D. R. Bassett *et al.*, 2015). En effet, il a été montré que deux accéléromètres de marque différente mesuraient des nombres de *raw counts* relativement similaires dans différentes activités ainsi que lorsqu'ils étaient portés à différents endroits du corps chez les adultes (Hildebrand *et al.*, 2014).

Les autres limites qui peuvent être associées aux accéléromètres incluent le fait que ce sont des appareils qui coûtent relativement chers, avec un coût d'environ \$200 (~180 euros) par unité pour un accéléromètre standard (Pedisic & Bauman, 2015) ; le logiciel de traitement des données coûtant parfois bien plus cher (*e.g.*, ~1500 euros pour le logiciel Actilife 6 commercialisé par ActiGraph<sup>TM</sup>). De plus, l'analyse des données peut être très chronophage et technique, et les accéléromètres ne fournissent aucune information sur le contexte de l'AP (Matthews *et al.*, 2012).

## 4.5. Podomètres

### 4.5.1. Présentation générale

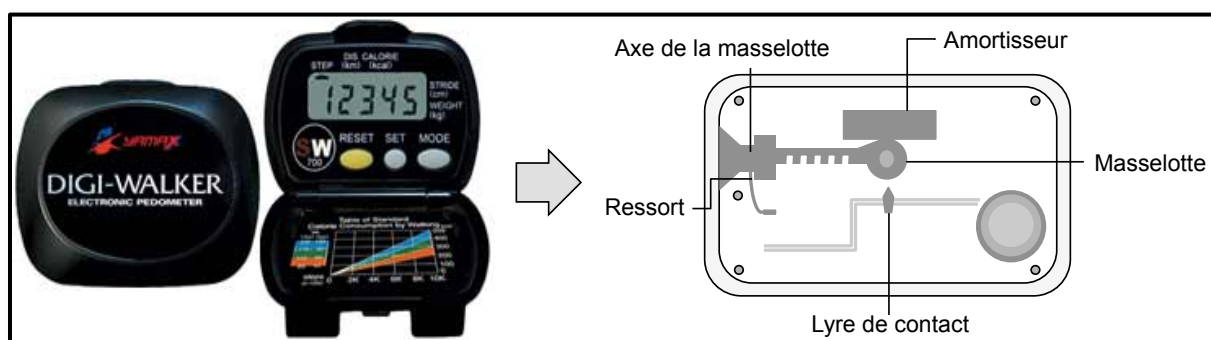
Les podomètres ont été conçus pour étudier l'activité ambulatoire. Il s'agit d'une technologie facile d'utilisation et qui permet de mesurer des paramètres d'AP facilement compréhensibles par l'utilisateur (Tudor-Locke & Lutes, 2009).

## 4.5.2. Variables mesurées, variables calculées, et précision associée

### 4.5.2.a. Nombre de pas

Le rôle principal des podomètres est de mesurer et d'enregistrer les pas qui sont effectués lors de la marche. Selon le podomètre utilisé, la technologie mise en jeu pour détecter les pas effectués peut être : i) un système électromécanique ; ii) un système mécano-magnétique ; ou iii) un système piézoélectrique (Schneider *et al.*, 2004).

Les podomètres électromécaniques sont des podomètres dits « classiques » et se portent à la hanche. La Figure 21 (ci-dessous) illustre le mécanisme utilisé par ces podomètres. Ce mécanisme, décrit entre autres par Tudor-Locke et Lutes (2009), comprend un bras de levier horizontal au bout duquel se trouve une masselotte qui effectue des mouvements de montée et de descente sous l'influence des accélérations verticales produites à la hanche lors de la marche. Suite à sa descente sous l'effet de l'accélération produite à la hanche, la masselotte remonte à l'aide d'un ressort rattaché au bras de levier. Un pas est enregistré lorsque la masselotte descend suffisamment bas lors de la réalisation d'un pas pour fermer le circuit électrique de l'appareil en touchant une lyre située au centre de celui-ci (cf. centre de la Figure 21, ci-dessous). Pour que la masselotte descende suffisamment bas et puisse fermer le circuit électrique au cours d'un pas, il faut que l'amplitude de l'accélération produite à la hanche dépasse une valeur seuil qui est prédéfinie pour chaque podomètre (*e.g.*, 0.35 g pour un podomètre Yamax<sup>®</sup>). Ces valeurs seuils d'accélération peuvent varier de manière importante selon les appareils utilisés (Schneider *et al.*, 2003), mais elles sont susceptibles d'être les mêmes pour les différents modèles commercialisés par le même constructeur (Tudor-Locke & Lutes, 2009).



**Figure 21. Illustration d'un podomètre électromécanique (classique) et du mécanisme qui permet de détecter et de compter les pas lors de la marche**

La figure (à gauche) montre un des podomètres commercialisés par la compagnie Yamax, ces podomètres comptant parmi ceux qui ont été les plus utilisés dans le cadre de la recherche. Les podomètres commercialisés par Yamax se déclinent toutefois selon plusieurs séries de modèles (CW, DW, SW), lesquels peuvent avoir des caractéristiques techniques légèrement différentes. La figure (à droite) montre également un schéma (production personnelle) illustrant le système électromécanique dont les appareils vendus par la compagnie Yamax peuvent être constitués. Source de la photo : <http://www.yamaxx.com>.

Le système mécano-magnétique utilisé dans certains podomètres est relativement similaire à celui des podomètres électromécaniques (cf. Figure 21, p. 109). Cependant, avec ce mécanisme, c'est un aimant situé à l'extrémité du bras de levier qui, lors de la réalisation d'un pas, descend sous l'effet de l'accélération, vient mettre en contact (de par son action magnétique) deux pièces métalliques disposées l'une au-dessus de l'autre dans un cylindre en verre à proximité, générer un signal électrique, et finalement conduire à la mesure d'un pas (Schneider *et al.*, 2004).

Certains podomètres utilisent un capteur piézoélectrique (similaire à celui utilisé par certains accéléromètres (cf. Figure 17, p. 95, partie droite de la figure), et donc le signal d'accélération, pour détecter les pas réalisés lors de la marche. Ces appareils peuvent se porter à la hanche, mais aussi dans la poche, dans la chaussure, ou encore autour du cou (Tudor-Locke *et al.*, 2011). Pour détecter les pas réalisés, l'appareil mesure les cycles sinusoïdaux du signal d'accélération verticale qui est produit lors de la marche. Ces cycles sinusoïdaux peuvent être caractérisés par des « vagues » observables dans la courbe représentative du signal d'accélération en fonction du temps. Schématiquement, un pas est mesuré à chaque fois que cette courbe représentative coupe l'axe des abscisses, l'axe des abscisses coupant l'axe des ordonnées au niveau de 0 (Schneider *et al.*, 2004).

Il existe une série d'études classiquement évoquées pour rendre compte de la validité et de la reproductibilité des podomètres pour quantifier l'AP (Crouter *et al.*, 2003; Schneider *et al.*, 2004; Schneider *et al.*, 2003). Dans une première étude menée chez 10 adultes en bonne santé (Crouter *et al.*, 2003), 10 podomètres ont été testés<sup>71</sup> pour la mesure du nombre de pas réalisés, et ce à des vitesses qui allaient de 3.3 km·h<sup>-1</sup> à 6.4 km·h<sup>-1</sup>. La plupart des podomètres utilisés dans cette étude sous-estimaient le nombre de pas à 3.3 km·h<sup>-1</sup>, et l'efficacité de la mesure augmentait avec la vitesse de marche. À 4.8 km·h<sup>-1</sup>, 6 des 10 podomètres testés présentaient une erreur de  $\pm 1$  % par rapport au nombre de pas réellement effectués. Seulement un appareil (le DigiWalker SW-701) a été en mesure dans cette étude de fournir, pour l'ensemble des vitesses de marche testées, des valeurs de nombre de pas qui ne différaient pas significativement du nombre de pas réellement réalisés. Dans une seconde étude (Schneider *et al.*, 2003), 10 podomètres ont également été testés pour la mesure du nombre de pas (5 de type électromécanique, 3 de type mécano-magnétique, et 2 de type piézoélectrique), cette fois lors de la marche à rythme libre sur une piste de 400 m (1 tour), chez 20 adultes âgés de 22 à 69 ans. Les trois podomètres les plus précis étaient les deux

---

<sup>71</sup> Les trois types de technologies utilisées par les podomètres pour détecter les pas, c'est-à-dire les capteurs électromécaniques, mécano-magnétiques, et piézoélectriques, étaient représentés dans cet échantillon de podomètres.

appareils piézoélectriques et un podomètre électromécanique, le DigiWalker SW-701, avec une erreur de mesure inférieure ou égale à  $\pm 3 \%$ . Cinq autres appareils étaient associés à une marge d'erreur de  $\pm 20 \%$  et deux autres à une marge d'erreur de  $\pm 37 \%$ . De ces études, il ressort que les podomètres piézoélectriques sont en général plus précis que les podomètres classiques pour mesurer le nombre de pas. Cependant, il arrive que ce soit un podomètre classique qui, en raison de sa bonne précision générale, serve de méthode de référence pour déterminer la validité d'autres podomètres pour mesurer l'AP en condition de vie réelle (Schneider *et al.*, 2004). Toutefois, même les podomètres classiques les plus précis sont susceptibles de ne pas bien mesurer les pas chez les personnes avec un tour de taille relativement important (*i.e.*, les personnes en surpoids et obèses). Ceci est dû à l'inclinaison de l'appareil imposée par le tour de taille, laquelle perturbe le fonctionnement du mécanisme électromécanique du podomètre : dans cette situation, le bras de levier du mécanisme (cf. Figure 21, p. 109) devient moins sensible à l'accélération verticale. Un tel phénomène ne se produit pas avec les podomètres piézoélectriques, bien que ceux-ci continuent de sous-estimer le nombre de pas à vitesse faible chez ce type de population (sous-estimation de 7 % à la marche à  $4.8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  sur tapis motorisé ;  $p < 0.05$ ) (Crouter *et al.*, 2005).

Le manque de précision généralement associé aux podomètres classiques pour mesurer le nombre de pas à vitesse lente peut s'expliquer dans ce cas par la faiblesse de l'accélération produite à la hanche à chaque pas : le seuil d'accélération associé au déclenchement du mécanisme pour compter les pas n'est pas dépassé (Crouter *et al.*, 2003). Ceci étant dit, la méta-analyse de la littérature proposée par Van Remoortel *et al.* (2012) suggère que beaucoup de podomètres piézoélectriques souffrent également d'un problème de précision à vitesse lente. En effet, Van Remoortel *et al.* (2012) ont observé que tous les accéléromètres qui avaient été testés pour la mesure du nombre de pas entre 2000 et 2012 sous-estimaient le nombre de pas durant la marche lente sur tapis motorisé, la sous-estimation allant de 0.94 à 60 %. Dans l'ensemble, il s'avère que la précision de la mesure du nombre de pas avec un podomètre varie considérablement selon le modèle utilisé (Schneider *et al.*, 2003). À noter toutefois que certains podomètres piézoélectriques portés à la cheville, tels que le StepWatch3<sup>TM</sup>, ont fait la preuve d'une efficacité de mesure remarquable dans des contextes de mesure et avec des populations variés (saines et cliniques), avec une erreur moyenne  $< 5 \%$  voire seulement de 0.1 % selon les études et les vitesses de marche testées (Bjornson *et al.*, 2012; Feito *et al.*, 2012; Karabulut *et al.*, 2005).

En dépit des problèmes de validité qu'ils présentent, certains podomètres s'avèrent être des appareils fiables sur le plan de la reproductibilité inter-unités (*i.e.*, lors d'une mesure faite



avec deux podomètres de même modèle, et donc de même marque, en même temps, mais avec un port respectif sur les hanches droite et gauche). Crouter *et al.* (2003) ont rapporté un coefficient de corrélation intra-classe supérieur à 0.80 pour la presque totalité des modèles testés lors de la marche sur tapis, et Schneider *et al.* (2003) ont rapporté une absence de différence significative entre les différentes unités des modèles testés lors de la marche sur terrain plat en extérieur.

#### 4.5.2.b. Dépense énergétique

Certains podomètres peuvent fournir des estimations de la DE à la marche sur la base du nombre de pas réalisés et de la masse de l'utilisateur (Tudor-Locke *et al.*, 2011). Il est difficile de statuer exactement sur la précision des podomètres pour estimer la DE dans la mesure où il n'est pas toujours possible de savoir s'ils rapportent la DE nette (*i.e.*, celle qui est dépensée au-dessus du niveau de repos) ou de la DE brute (*i.e.*, totale) (Crouter *et al.*, 2003). Néanmoins, il semble en général admis que les podomètres ne permettent pas une bonne estimation de la DE liée à l'AP (Bonomi & Westerterp, 2012; Trost & O'Neil, 2014). Dans l'étude conduite par Crouter *et al.* (2003), les podomètres surestimaient la DE à chaque vitesse de marche testée si l'on considère qu'ils estimaient la DE nette. Si l'on considère que les podomètres estimaient la DE brute, 7 appareils sur les 8 testés estimaient la DE selon une erreur < 30 % sur l'ensemble des vitesses testées (un seul podomètre sous-estimait la DE aux différentes vitesses de marche testées) (Crouter *et al.*, 2003).

Plusieurs raisons peuvent expliquer le manque de validité des podomètres pour estimer la DE, notamment à la marche : les podomètres classiques fonctionnent selon un mode binaire (détection d'un pas / absence de pas) et ne prennent donc pas en compte l'intensité du mouvement. De fait, il est impossible pour un podomètre classique de distinguer l'intensité de la marche de celle de la course ou des sauts. En outre, à l'instar des accéléromètres, les podomètres ne sont pas capables de détecter l'augmentation de la DE liée au déplacement en pente positive. Enfin, compte tenu de leur placement au niveau de la hanche, ils ne peuvent pas prendre en compte l'énergie dépensée lors de certaines AP telles que faire de la bicyclette, de la natation, ou encore le soulevé et le port de charges (Trost & O'Neil, 2014).

### 4.5.3. Intérêts et limites

#### 4.5.3.a. Intérêts

Le manque de sensibilité aux activités non locomotrices et aux activités mobilisant les membres supérieurs, ainsi que le manque de sensibilité à la marche à des vitesses très faibles et très élevées, ne confèrent finalement aux podomètres classiques que peu d'intérêt pour quantifier l'AP. En général, l'intérêt qui leur est associé est qu'ils donnent la possibilité de prendre rapidement conscience de son niveau d'AP (en matière de nombre de pas réalisés) et qu'ils incitent à l'augmentation de son niveau d'AP (Bravata *et al.*, 2007; Reiser & Schlenk, 2009). Ceci implique toutefois que le podomètre puisse afficher sur un écran digital le nombre de pas qu'il mesure, ce qui est le cas avec la grande majorité de ces podomètres. Certains podomètres piézoélectriques peuvent fournir davantage d'informations que ne le font les podomètres classiques et peuvent rendre compte de l'intensité de la marche en mesurant l'amplitude du signal d'accélération obtenu lors du mouvement (Tudor-Locke *et al.*, 2011). La validité de l'estimation de la DE qui est ainsi faite, comme précisé plus haut, reste toutefois questionnable. Une autre caractéristique des podomètres piézoélectriques que n'ont pas les podomètres classiques est de pouvoir retrouver le nombre de pas qui a été réalisé plusieurs jours auparavant (Tudor-Locke & Lutes, 2009). Les podomètres classiques ne font en effet qu'accumuler le nombre de pas au cours du temps sans labelliser les jours de mesure lors desquels les pas ont été mesurés. Enfin, contrairement aux podomètres classiques, les podomètres piézoélectriques permettent, comme les accéléromètres, le téléchargement de données vers un ordinateur pour conduire une étude relativement fine du profil d'AP, bien que la validité des estimations qui sont réalisées avec ce type d'appareils puisse, encore une fois, être questionnée.

#### 4.5.3.b. Limites

D'une manière générale, les podomètres ne sont pas très précis pour estimer le nombre de pas réalisés, et ils le sont encore moins pour estimer la distance parcourue et la DE (Crouter *et al.*, 2003). En outre, quand un appareil s'avère être finalement d'une très bonne précision pour mesurer le nombre de pas, c'est cette fois son coût qui peut être prohibitif. Par exemple, le coût d'une unité du StepWatch3<sup>TM</sup> et du logiciel de traitement de données associé est d'environ 1500 euros.

## 4.6. Géopositionnement par satellites

### 4.6.1. Présentation générale

#### 4.6.1.a. Principe du géopositionnement par satellites

Le GPS consiste à mesurer la position  $(X, Y, Z)^{72}$  et les déplacements sur la surface du globe terrestre en s'appuyant sur des informations envoyées par une constellation de satellites situés en orbite autour de la Terre. Un système assurant un service sécurisé de navigation par satellites à l'échelle mondiale est qualifié de système global de navigation par satellites, ou *Global Navigation Satellite System (GNSS)*. Grâce aux *GNSS*, les informations essentielles à la navigation que sont l'heure, la position, et la vitesse de déplacement, peuvent être accessibles à n'importe quel moment et à n'importe quel endroit sur la Terre, moyennant toutefois l'usage d'un récepteur capable d'utiliser les signaux envoyés par les satellites en vue (Duquenne, 2005).

Actuellement, les *GNSS* opérationnels sont le système américain *Global Positioning System (GPS)*<sup>73</sup> et le système russe *GLONASS*. D'autres systèmes de positionnement et de navigation par satellites sont en cours de déploiement : le système européen *Galileo*, qui n'est pas encore opérationnel ; et le système chinois *BeiDou (COMPASS)*, qui est opérationnel, mais qui n'assure pour le moment que la couverture de la Chine et des pays alentours (la fin de son déploiement, qui permettra d'assurer une couverture mondiale, devrait être atteinte en 2020). D'autres systèmes de navigation par satellites, assurant une couverture régionale, ont également été déployés ou sont en cours de déploiement : le système indien *Indian Regional Navigational Satellite System (IRNSS)*, qui couvre l'Inde et sa périphérie ; et le système japonais *Quasi-Zenith Satellite System (QZSS)*, qui est utilisé en complément du système GPS, et qui permet d'améliorer les services de navigation au niveau du Japon.

#### 4.6.1.b. Description du système GPS

Le système GPS désigne initialement le système américain *NAVSTAR (NAVigation System by Timing And Ranging)*. Il a été développé et est maintenu en service par le ministère de la défense des États-Unis d'Amérique. Le lancement du premier satellite du système GPS a eu lieu en 1978, et le système fut déclaré pleinement opérationnel en 1995 par le ministère de la défense des États-Unis. Le système GPS était à l'origine réservé à une utilisation militaire.

---

<sup>72</sup>  $X$  = latitude ;  $Y$  = longitude ;  $Z$  = altitude.

<sup>73</sup> En principe, l'acronyme « *GPS* » renvoie directement au nom du système de satellites américain. Toutefois, par souci de lisibilité, et parce que le système américain demeure encore aujourd'hui le principal *GNSS* utilisé, l'acronyme « *GPS* » sera employé par la suite à la fois pour désigner le système de satellites américain et la technique de géopositionnement par satellites en tant que telle.

Il est aujourd'hui également disponible pour une utilisation civile (Duquenne, 2005). Comme tout *GNSS*, le système GPS est composé de trois secteurs : le secteur spatial, le secteur de contrôle, et le secteur utilisateur (Duquenne *et al.*, 2005; El-Rabbany, 2002; National Coordination Office for Space-Based Positioning, 2016; Rainham *et al.*, 2008).

#### 4.6.1.b.1. Le secteur spatial

Le secteur spatial désigne l'ensemble des satellites qui sont en orbite autour de la Terre. Ces satellites sont organisés de telle sorte qu'au moins quatre satellites du système puissent toujours être visibles en tout point sur la surface du globe terrestre avec une élévation d'au moins 15°. Les satellites du système GPS sont répartis sur six plans orbitaux qui ont une inclinaison d'environ 55° par rapport au plan de l'équateur. L'orbite empruntée par les satellites est presque circulaire, avec une altitude d'environ 20 000 km et une période d'environ 12 heures (Duquenne, 2005). Depuis juin 2011, le fonctionnement du système GPS repose sur une constellation de 27<sup>74</sup> satellites opérationnels, en sachant que le nombre total de satellites présents dans le secteur spatial est généralement plus élevé pour maintenir un nombre suffisant de satellites opérationnels en cas de panne. Ainsi, au 9 mars 2016, le secteur spatial du système GPS comprenait 31 satellites (National Coordination Office for Space-Based Positioning, 2016).

Les informations reçues et envoyées par les satellites sont transportées grâce à des ondes électromagnétiques. La structure du signal émis par les satellites peut être comprise comme la combinaison d'un message satellite, de plusieurs codes pseudo-aléatoires, et d'ondes porteuses de fréquences différentes. En effet, les informations envoyées par les satellites sont d'abord codées pour ensuite moduler une ou plusieurs des ondes porteuses qui sont émises par les satellites. Les codes et les ondes porteuses utilisés dans la structure du signal GPS varient selon le type du satellite émetteur (Duquenne, 2005). Les satellites présents dans la constellation du système GPS émettent tous, exclusivement ou pour partie, un signal dont la structure est expliquée sur la Figure 22 (p. 116).

Le messages satellite contient plusieurs types d'informations : i) les éphémérides du satellite (*i.e.*, les éléments képlériens de l'orbite et leurs dérivées premières par rapport au temps) ; ii) des coefficients de modèles caractérisant l'état de la ionosphère ; iii) l'état de

---

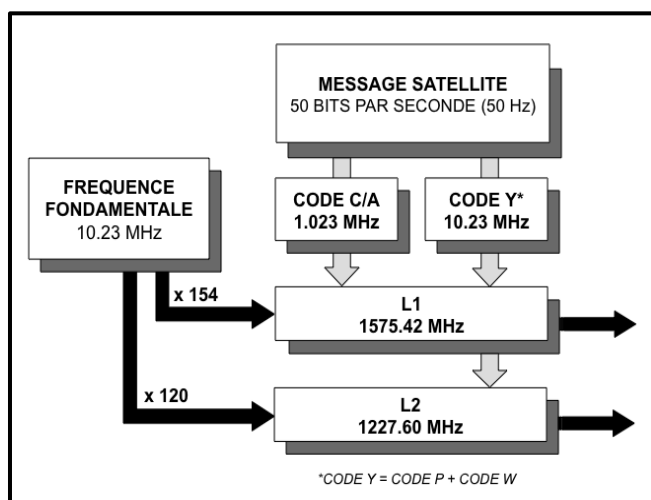
<sup>74</sup> Initialement, la constellation comportait 24 satellites opérationnels. Toutefois, depuis juin 2011, l'*Air Force* a réussi à faire en sorte que cette constellation comporte 27 satellites opérationnels, améliorant la couverture du système GPS dans la plupart des régions du monde. Pour plus d'informations à ce sujet, consulter le site <http://www.gps.gov/systems/gps/space>.

santé du satellite ; iv) un modèle polynomial caractérisant la dérive des horloges du satellite ; v) l'écart entre le temps GPS et le temps UTC (pour *Universal Coordinated Time*, le temps universel coordonné de l'*US Naval Observatory*) ; vi) les codes pseudo-aléatoires (Duquenne, 2005). Le signal satellite contient également un almanach décrivant les positions des autres satellites de la constellation au cours de la journée (Rainham *et al.*, 2008).

Avant le 2 mai 2000, le système GPS utilisait deux procédures pour limiter son utilisation dans le domaine civil et pour protéger son utilisation dans le domaine militaire. Cet accès sélectif, ou *Selective Availability (SA)*, se traduisait par au moins deux types de dégradation volontaire du système : i) une dégradation de la fréquence de l'horloge des satellites ; ii) une dégradation du message radiodiffusé (modification des éphémérides et des paramètres d'horloge satellite) (Duquenne, 2005).

### Figure 22. Structure du signal GPS

À partir d'une onde de fréquence fondamentale fixée à 10.23 MHz, l'émetteur des satellites génère deux ondes : L1 (fréquence : 1575.42 MHz) et L2 (fréquence : 1227.60 MHz). En parallèle, le message d'information à envoyer est codé de manière pseudo-aléatoire<sup>75</sup>. Le codage du message d'information consiste à attribuer une séquence de plusieurs milliers de bits pour chaque bit d'information à envoyer. Deux types de codes sont utilisés pour cette étape : le code C/A (*Coarse/Acquisition code*), utilisable dans le domaine civil ; et le code Y<sup>76</sup>, utilisable exclusivement dans le domaine militaire. Pour chaque bit d'information à envoyer, le code Y attribue 10 fois plus de bits que le code C/A. Pour chacun des deux codes, le résultat du codage du message satellite est une séquence de bits qui vient ensuite moduler par la phase<sup>77</sup> les ondes porteuses L1 et L2. L'information codée avec le code C/A module l'onde L1, et la même information, cette fois codée avec le code Y, module à la fois les ondes L1 et L2. Adapté de "Le système GPS : notions fondamentales" de F. Duquenne, 2005, In F. Duquenne (Ed.), *GPS : localisation par satellites* (pp. 17-120). Paris, France: Lavoisier, p. 20.



<sup>75</sup> Le terme « pseudo-aléatoire » est employé ici pour désigner l'apparence désordonnée de la séquence de nombres qui permet de coder les informations satellites, bien que cette séquence soit en réalité déterminée.

<sup>76</sup> Le code Y est en réalité la combinaison du code P (*Precision code*) et du code W. À l'origine, seul le code P existait. Le rôle du code P est d'éviter le brouillage volontaire du système GPS par un utilisateur qui générerait des signaux proches de ceux envoyés par le système GPS, provoquant ainsi des erreurs de positionnement pour les autres utilisateurs. Le code W est une protection militaire active depuis le 1<sup>er</sup> février 1994. De par cette protection, le code Y est utilisable exclusivement par l'armée des États-Unis d'Amérique, et est de fait non utilisable pour des mesures dans le domaine civil (Duquenne, 2005).

<sup>77</sup> Dans ce cas là, moduler une onde par la phase consiste à augmenter de 180° la phase de l'onde lorsque le message codé change de parité (0, 1). Cela revient à changer le signe du signal de l'onde porteuse (Duquenne, 2005).

#### *4.6.1.b.2. Le secteur de contrôle*

Le secteur de contrôle consiste en un réseau d'équipements au sol dont les rôles sont de suivre les trajectoires des satellites présents dans le secteur spatial, de contrôler les transmissions des satellites, de surveiller l'état de santé des satellites et l'exactitude des informations qu'ils émettent, et d'envoyer des commandes et des données aux satellites présents dans le secteur spatial (National Coordination Office for Space-Based Positioning, 2016).

#### *4.6.1.b.3. Le secteur utilisateur*

Le secteur utilisateur désigne l'ensemble des personnes civiles et militaires qui utilisent le système de navigation par satellites (Duquenne, 2005). Si le GPS consiste avant tout en une mesure du temps, l'une de ses utilisations principales est la détermination de la position sur la Terre. Le système GPS permet également de déterminer d'autres paramètres intéressants pour la navigation, comme la vitesse de déplacement. Différentes méthodes de géo-positionnement et de calcul de la vitesse peuvent être utilisées selon le type de récepteurs GPS utilisé.

### 4.6.2. Variables mesurées

#### *4.6.2.a. Code et phase des signaux GPS*

Quel que soit le type de récepteurs GPS et les méthodes de géo-positionnement utilisés, le GPS implique la détermination de distances entre un récepteur et les satellites qu'il a en vue.

Une première méthode possible pour déterminer la distance récepteur-satellite repose sur la mesure du temps de propagation du signal satellite, depuis son émission par le satellite jusqu'à sa réception par le récepteur GPS sur la Terre. Pour comprendre comment le récepteur GPS détermine le temps de propagation d'un signal satellite qui lui parvient, il faut d'abord poser que le récepteur génère en continu les mêmes codes pseudo-aléatoires (C/A et/ou Y, selon les possibilités techniques du récepteur) que le satellite qu'il a en vue. De là, le récepteur GPS peut effectuer une comparaison entre la séquence de code qu'il a généré à un moment  $t$  et les séquences de code contenues dans le signal satellite qu'il reçoit et décrypte au cours du temps. Le décalage de temps entre le moment où le récepteur GPS génère une séquence de code donnée (correspondant au moment de l'envoi d'un message satellite donné) et le moment où le récepteur lit cette même séquence de code dans le signal qui est reçu du satellite, correspond au temps de propagation du signal satellite. La multiplication du temps

de propagation du signal satellite par sa vitesse (qui est celle de la lumière, soit  $\sim 300\,000\,000\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) permet d'obtenir la distance qui sépare le récepteur GPS du satellite considéré au moment de l'émission du signal. La synchronisation des horloges des satellites avec celle du récepteur GPS n'étant pas parfaite à cause de différentes sources d'erreurs, on parle dans le cas présent de « pseudo-distance », plutôt que de distance, pour définir la distance séparant un récepteur GPS d'un satellite donné (Duquenne, 2005; El-Rabbany, 2002). Ce type de mesure peut être utilisé dans les cadres du géo-positionnement absolu et du géo-positionnement différentiel (cf. p. XV).

Une seconde méthode possible pour déterminer la distance récepteur-satellite consiste à mesurer la différence de phase d'une onde ou des ondes porteuse(s) du signal satellite entre le moment où le signal satellite a été envoyé, et le moment où le signal satellite a été reçu par le récepteur GPS. La phase d'une onde satellite désigne l'endroit de sa courbe représentative (qui est une sinusoïde) où l'on se trouve lorsqu'on la regarde à un moment  $t$ . Pour comprendre comment est déterminée la différence de phase d'une onde satellite entre son émission et sa réception, il faut d'abord poser que le récepteur GPS génère au cours du temps des répliques des ondes émises par le satellite qu'il observe. La mesure de la différence de phase consiste alors à effectuer une comparaison entre i) la phase de l'onde satellite au moment de sa réception au niveau du récepteur GPS, et ii) la phase de l'onde satellite au moment de son envoi par le satellite, chose connue par le récepteur GPS car il produit une réplique de cette onde en continu. Ainsi, mesurer la différence de phase traduit le fait de mesurer le nombre de cycles sinusoïdaux d'une onde donnée qui se sont déroulés lorsque le signal satellite se propageait entre le satellite et le récepteur. Ce nombre de cycles sinusoïdaux comprend un nombre entier de cycles, ainsi que la partie fractionnaire restante du cycle sinusoïdal au moment de la réception du signal. La distance récepteur-satellite peut alors être obtenue en multipliant la différence totale de phase (*i.e.*, le nombre total de cycle sinusoïdaux effectués), mesurée sur une onde donnée, par la valeur de la longueur d'onde ( $\lambda$ )<sup>78</sup> de cette onde. À noter que lorsqu'un récepteur qui utilise cette méthode vient juste d'être allumé, il n'a pas les moyens de déterminer le nombre de cycle sinusoïdaux entiers qui se sont déroulés depuis l'émission du signal jusqu'à sa réception. Cette incertitude est appelée « ambiguïté entière », ou *cycle ambiguity* (Duquenne, 2005; El-Rabbany, 2002). L'ambiguïté entière peut être résolue en appliquant des techniques particulières (non présentées ici), qui peuvent impliquer la mesure du code pseudo-aléatoire (Terrier & Schutz, 2005) ; d'où l'utilisation combinée de la mesure du code et de la mesure de phase pour le géo-positionnement différentiel par

---

<sup>78</sup> La longueur d'onde désigne la distance parcourue par une onde entre les deux maxima consécutifs de son amplitude.

mesure de phase présentée sur la Figure 23 (p. 120). Bien qu'elle puisse théoriquement être utilisée dans le cadre du géo-positionnement absolu, en pratique, la mesure de la phase est surtout utilisée dans le cadre du géo-positionnement différentiel (Duquenne, 2005; El-Rabbany, 2002).

#### 4.6.2.b. *Changement Doppler*

En plus de mesurer le code et la phase des ondes envoyées par les satellites, un récepteur GPS peut aussi mesurer le changement Doppler. Le changement Doppler, également appelé « fréquence Doppler », désigne ici la variation de fréquence ( $\Delta f$ ) entre la fréquence du signal émis par un satellite ( $f_T$ ) et la fréquence du signal reçu par le récepteur GPS ( $f_R$ ). Ce changement est tel que :  $\Delta f = f_R - f_T$ . Lorsque le mouvement relatif entre le satellite et le récepteur est un mouvement d'éloignement,  $f_R$  diminue et entraîne une diminution de  $\Delta f$ . À l'inverse, lorsque le mouvement relatif entre le satellite et le récepteur est un mouvement de rapprochement,  $f_R$  augmente et entraîne une augmentation de  $\Delta f$ . Les récepteurs GPS sont capables d'estimer  $\Delta f$  en mesurant  $f_R$  en sachant que  $f_T$  est connue ( $f_T$  est toutefois corrigée à partir des informations contenues dans le message satellite et qui renseignent sur les erreurs d'horloge des satellites). La mesure de  $f_R$  est effectuée en traitant la phase d'une onde porteuse du signal satellite. Comme nous le verrons plus tard, la mesure du changement Doppler permet au récepteur GPS de calculer la vitesse de déplacement (Kaplan & Hegarty, 2006).

#### 4.6.3. Variables calculées

Le GPS peut être utilisé pour calculer la position, la vitesse de déplacement, la distance parcourue, et la pente. La vitesse peut être calculée de deux manières : soit en divisant la distance parcourue entre deux positions par le temps mis pour parcourir cette distance ; soit en utilisant la mesure du changement Doppler, ce qui concerne la majorité des récepteurs GPS aujourd'hui<sup>79</sup>. La distance peut également être calculée de deux manières : soit en effectuant une différence de positions ; soit en multipliant la vitesse (Doppler) par la durée du déplacement. Quant à la pente, elle peut être obtenue en divisant la distance parcourue par la variation d'altitude correspondante. On remarque ainsi que la position et la vitesse (Doppler) sont les deux paramètres principaux que le GPS permet de calculer initialement.

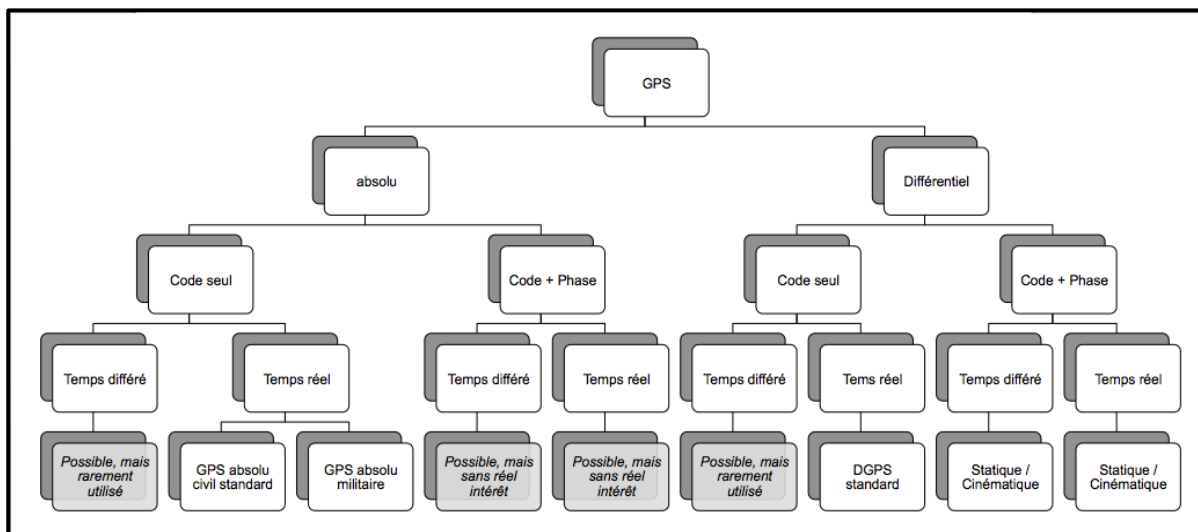
---

<sup>79</sup> Le calcul de la vitesse à partir du changement Doppler est expliqué plus loin dans le document (p. 124).



### 4.6.3.a. Position

Il existe des nombreuses méthodes de géo-positionnement par satellite (Figure 23, ci-dessous). À un premier niveau, on peut distinguer les méthodes qui consistent en un géo-positionnement absolu, et celles qui consistent en un géo-positionnement différentiel. À un second niveau, on peut distinguer les méthodes qui utilisent le code pseudo-aléatoire du signal satellite, et celles qui utilisent la phase des ondes porteuses du signal satellite. Enfin, à un troisième niveau, on peut distinguer ces méthodes selon le moment lors duquel le traitement des données est effectué, c'est-à-dire soit en temps différé (*a posteriori* de la mesure), soit en temps réel (Peyret & Bétaille, 2005). Cette sous-section présente la méthode selon laquelle fonctionnait le récepteur GPS qui a été utilisé dans le cadre des travaux associés à cette thèse, à savoir le géo-positionnement absolu avec la possibilité d'appliquer une correction différentielle en provenance d'un système d'augmentation satellitaire. Les autres méthodes sont présentés dans l'Annexe 9 (p. XV).



**Figure 23. Vue d'ensemble des méthodes de géo-positionnement par satellites**

Les méthodes de géo-positionnement par satellites peuvent être distinguées selon trois niveaux : i) géo-positionnement absolu vs. géo-positionnement différentiel ; ii) utilisation du code pseudo-aléatoire du signal satellite vs. utilisation de la phase du signal satellite combinée à l'utilisation du code (l'utilisation du code lissé par la phase n'est pas montrée ici pour des raisons de simplification et de clarté de présentation) ; iii) traitement des données en temps différé vs. traitement des données en temps réel. Les cases grises indiquent que la méthode considérée, bien que techniquement possible, est rarement utilisée ou ne présente pas de réel intérêt. Le géo-positionnement absolu civil utilise le code C/A. Le géo-positionnement militaire utilise le code Y. Le géo-positionnement cinématique désigne le fait que le géo-positionnement s'effectue de manière dynamique. Le géo-positionnement cinématique peut être aussi désigné selon l'appellation anglophone *RTK*, pour *Real Time Kinematics*. GPS = géo-positionnement par satellites ; DGPS = GPS différentiel par mesure de code (ou *Differential Global Positioning System*). Adapté de "Le positionnement dynamique" de F. Peyret & D. Bétaille, 2005, In F. Duquenne (Ed.), *GPS : localisation par satellites* (pp. 161-252). Paris, France: Lavoisier, p. 169, Tableau 3.1.

Le géo-positionnement absolu d'un utilisateur (*i.e.*, d'un récepteur GPS) est une méthode généralement mise en œuvre en temps réel en utilisant la mesure du code des

signaux GPS. Cette méthode consiste à déterminer la position  $(X, Y, Z)$  d'un récepteur GPS sur la Terre en utilisant directement les pseudo-distances qui le séparent de plusieurs satellites. Sur le plan mathématique, en admettant que les horloges du récepteur et des satellites soient parfaitement synchrones, déterminer une position donnée sur la Terre renvoie à trouver la solution  $(X_i, Y_i, Z_i)$  commune à au moins trois équations<sup>80</sup>, chaque équation correspondant à un satellite en vue donné. Chacune de ces équations met en lien la pseudo-distance calculée pour le satellite considéré ( $\rho_{ij}$ ), les coordonnées du récepteur (*i.e.*, les inconnues  $X_i, Y_i, Z_i$ ) dans un référentiel géocentrique<sup>81</sup>, et les coordonnées connues du satellite considéré  $(X_j, Y_j, Z_j)$  dans un référentiel géocentrique, tel que, pour chaque satellite en vue par le récepteur, on ait :

$$\rho_{ij} = \sqrt{(X_i - X_j)^2 + (Y_i - Y_j)^2 + (Z_i - Z_j)^2} \quad \text{Équation 5}$$

Sur le plan géométrique, la solution  $(X_i, Y_i, Z_i)$  liée à la visualisation de trois satellites serait donc l'intersection des trois sphères ayant pour centres les satellites observés et pour rayons les pseudo-distances calculées par le récepteur pour chacun de ces satellites.

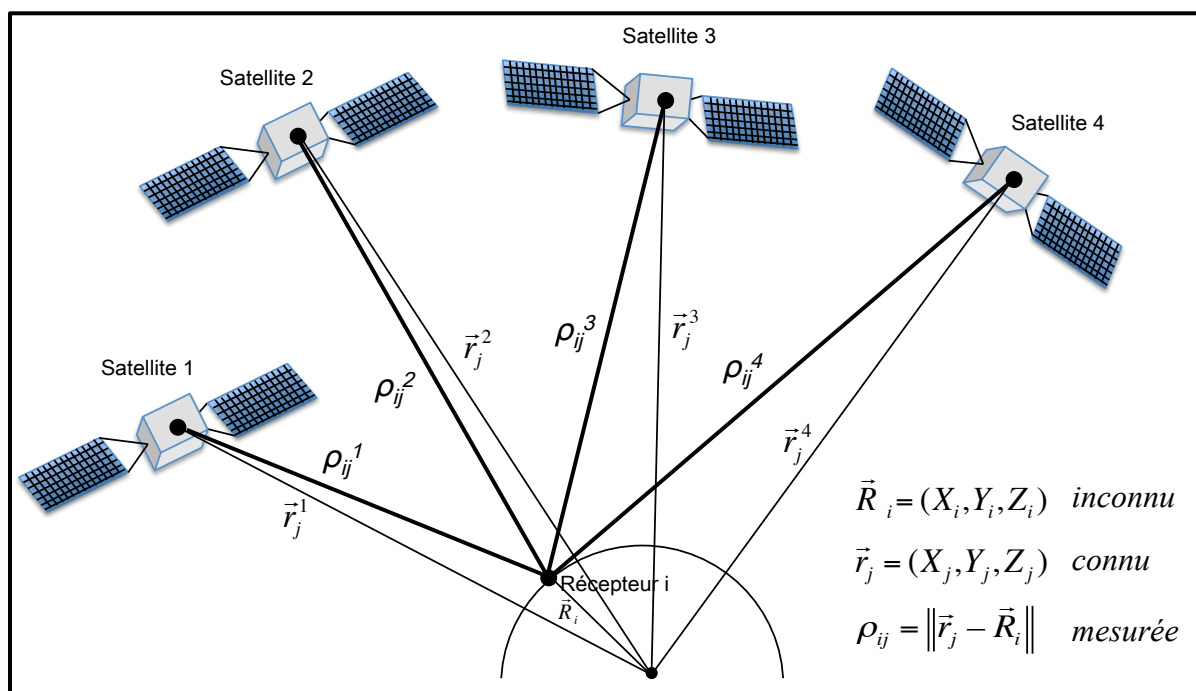
En réalité, la modélisation du géo-positionnement à partir de trois satellites n'est pas tout à fait complète. Le fait que les horloges des satellites et du récepteur ne soient pas parfaitement synchrones nécessite que chacune des horloges du récepteur et des satellites considérés soient corrigées par rapport au temps de référence, qui est le temps *UTC*. Si l'erreur dans le temps des horloges des satellites (par rapport au temps *UTC*) est connue, l'erreur dans le temps de l'horloge du récepteur (par rapport au temps *UTC*) est en revanche inconnue. Par conséquent, déterminer une position sur la Terre implique finalement de résoudre un système d'équations à quatre inconnues. Un minimum de quatre (et non plus de trois) satellites est donc nécessaire pour déterminer précisément la position d'un récepteur GPS sur Terre (ceci est illustré Figure 24, p. 122). Dans le cas où plus de quatre satellites sont observés, le système d'équations est dit surdéterminé, et n'a pas de solution exacte. Ce problème est résolu par l'introduction d'inconnues supplémentaires (dont le nombre est celui des satellites supplémentaires observés) dans chacune des équations correspondant à un

<sup>80</sup> Un minimum de trois équations est nécessaire du fait de la présence de trois inconnues ( $X_i, Y_i, Z_i$ ).

<sup>81</sup> C'est-à-dire dans un référentiel qui a pour origine le centre de la Terre.

satellite observé, chaque nouvelle inconnue représentant une estimation de l'erreur de mesure. Le système est alors résolu par la méthode des moindres carrés (Duquenne, 2005)<sup>82</sup>.

Bien qu'il ne s'agisse pas du mode de positionnement le plus précis, le géo-positionnement absolu présente l'intérêt de pouvoir estimer la position en temps réel et est de fait principalement utilisé pour la navigation terrestre. Le géo-positionnement absolu par mesure de code est d'ailleurs le mode de positionnement le plus répandu et concerne tous les marchés de masse tels que celui de la navigation automobile ou de la randonnée (Duquenne, 2005).



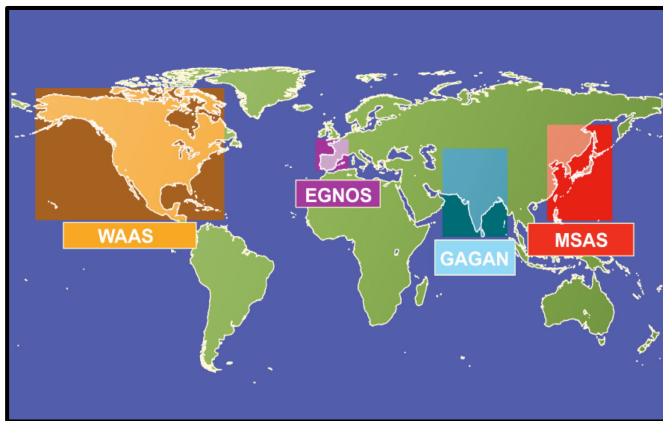
**Figure 24. Principe du géo-positionnement absolu**

Un minimum de quatre satellites est nécessaire pour qu'un récepteur puisse déterminer précisément sa position sur Terre. La détermination de la position s'effectue par la résolution d'un système d'équations comportant au moins quatre inconnues dont font partie les coordonnées du récepteur  $R_i$  ( $X_i$ ,  $Y_i$ ,  $Z_i$ ) et l'erreur dans le temps de l'horloge du récepteur  $R_i$ . La résolution du système d'équations est permise par la mesure des pseudo-distances ( $\rho_{ij}$ ) et la connaissance des coordonnées des satellites observés ( $X_j$ ,  $Y_j$ ,  $Z_j$ ) exprimées dans un référentiel géocentrique. Adapté de "Le système GPS : notions fondamentales" de F. Duquenne, 2005, In F. Duquenne (Ed.), *GPS : localisation par satellites* (pp. 17-120). Paris, France: Lavoisier, p. 25.

Aujourd'hui, de nombreux récepteurs GPS permettent l'utilisation de dispositifs satellitaires additionnels qui ont été conçus pour améliorer la précision du géo-positionnement par satellites. Ces dispositifs sont ce qu'on appelle des « systèmes d'augmentation », en référence au fait qu'ils « augmentent », ou améliorent, les performances des GNSS

<sup>82</sup> Le système d'équations comporte aussi des termes prenant en compte les effets de la ionosphère et de la troposphère sur la vitesse du signal satellite et donc sur le calcul des pseudo-distances. Ces termes ne sont pas présentés ici, mais sont présentés en détails ailleurs (voir par exemple : Duquenne (2005), p. 36-44 et p. 51).

actuellement opérationnels (*GPS* et *GLONASS*)<sup>83</sup>. Parmi les différents systèmes d'augmentation qui existent, on peut notamment distinguer les systèmes qui proposent une augmentation régionale (*i.e.*, continentale), appelés *Wide-Area DGPS systems (WADPS)*<sup>84</sup>. Ces systèmes d'augmentation comprennent en premier lieu un ensemble de stations disséminées sur une zone géographique donnée et qui élaborent des corrections pour le calcul des pseudo-distances selon une procédure similaire à celle présentée dans l'Annexe 9 (cf. « Géo-positionnement différentiel par mesure de code (temps réel) », p. XV). Les corrections calculées par les différentes stations de référence du système ou du réseau sont envoyées à une station mère *via* des connexions terrestres (*e.g.*, des câbles de fibre optique). La station mère analyse et combine les données reçues des différentes stations de référence pour déterminer une grille de corrections correspondant respectivement aux géolocalisations se trouvant à l'intérieur de la zone géographique couverte par le système d'augmentation.



**Figure 25. Vue d'ensemble des systèmes d'augmentation régionaux satellitaires déployés dans le monde**

WAAS = Wide Area Augmentation System ; EGNOS = European Geostationary Overlay Service ; GAGAN = GPS and Geo Augmented Navigation ; MSAS = Multi-functional Transport Satellite (MTSAT)-based Satellite Augmentation System. Adapté de l'ESA (European Space Agency : Agence spatiale européenne), 2009, esa : space for europe : <http://www.esa.int>.

Dans le cas d'un système d'augmentation régionale satellitaire, ou *Satellite-Based Augmentation System (SBAS)*, les paramètres de correction sont ensuite transmis à un satellite géostationnaire<sup>85</sup> qui retransmet les paramètres de correction vers la Terre, et plus particulièrement vers la zone géographique rattachée au *SBAS* correspondant. L'utilisateur se trouvant dans la zone couverte par un *SBAS*, et qui est muni d'un récepteur GPS capable de décoder et d'utiliser les signaux envoyés par le satellite géostationnaire correspondant, recevra les paramètres de correction adaptés à sa géolocalisation (El-Rabbany, 2002; Witte &

<sup>83</sup> A l'origine, les systèmes d'augmentation ont été créés par la communauté internationale de navigation aérienne pour pallier les faiblesses des systèmes satellitaires existants, *GPS* et *GNONASS*, vis-à-vis des besoins de navigation et de guidage aériens (Peyret & Bétaille, 2005).

<sup>84</sup> Il existe également des systèmes d'augmentation locale, appelés communément en aéronautique *Ground Based Augmentation System (GBAS)* ou encore *Local Area Augmentation System (LAAS)*. Ces systèmes ont été créés au niveau des aéroports pour y faciliter la navigation arienne et terrestre (Peyret & Bétaille, 2005).

<sup>85</sup> Un satellite est dit « géostationnaire » lorsque son orbite a une période égale à la période de rotation de la Terre, avec une inclinaison de 0° sur l'équateur, et une excentricité nulle (autrement dit, sa trajectoire est un cercle dont le centre est celui de la Terre).

Wilson, 2005). Quatre systèmes d'augmentation de type *SBAS* ont été déployés à ce jour (cf. Figure 25, p. 123) : le système américain *WAAS* (pour *Wide Area Augmentation System*) ; le système européen *EGNOS* (pour *European Geostationary Overlay Service*) ; le système indien *GAGAN* (pour *GPS And Geo Augmented Navigation*) ; et le système japonais *MSAS* (pour *Multi-functional Transport Satellite (MTSAT)-based Satellite Augmentation System*). Aujourd'hui, l'accès à différents *SBAS* (e.g., *WAAS* et *EGNOS*) est possible avec des récepteurs du commerce à faible coût (< 100 euros).

#### 4.6.3.b. Vitesse

Le système GPS offre la possibilité d'estimer la vitesse de déplacement, et ce selon deux manières différentes : soit en rapportant la distance mesurée (e.g., entre deux positions successives) au temps mis pour parcourir cette distance<sup>86</sup> ; soit en utilisant le changement Doppler du signal satellite mesuré par le récepteur GPS (Kaplan & Hegarty, 2006). Cette dernière méthode est la plus utilisée par les récepteurs GPS modernes (El-Rabbany, 2002; Kaplan & Hegarty, 2006).

L'estimation de la vitesse de déplacement à partir du changement Doppler<sup>87</sup> (noté  $\Delta f$ ), c'est-à-dire à partir de la différence entre la fréquence du signal satellite reçu par le récepteur GPS ( $f_R$ ) et la fréquence de ce signal lors de l'émission par le satellite ( $f_T$ ), peut être réalisée en utilisant le modèle mathématique suivant :

$$\Delta f = f_R - f_T = -f_T \frac{(v - \dot{u}) \cdot a}{c} \quad \text{Équation 6}$$

avec,  $v$  le vecteur vitesse du satellite (calculable à partir des éphémérides du satellite et d'un modèle orbital détenu par le récepteur),  $\dot{u}$  le vecteur vitesse du récepteur,  $a$  la composante radiale du vecteur représentatif de la vitesse relative (du récepteur par rapport au satellite) le long de la ligne directe récepteur-satellite, et  $c$  la vitesse de propagation du signal satellite. Ce modèle peut être utilisé selon différentes approches pour déterminer la vitesse tridimensionnelle du récepteur. Certaines de ces approches impliquent, comme pour le géo-positionnement, un système d'équations à au moins quatre inconnues, incluant dans le cas

<sup>86</sup> Cette méthode peut être satisfaisante si i) la vitesse de l'utilisateur est constante sur l'intervalle de temps séparant la mesure des deux positions utilisées pour calculer la vitesse, et si ii) les erreurs de mesure des positions sont relativement faibles par rapport à l'espace séparant les deux positions considérées (Kaplan & Hegarty, 2006).

<sup>87</sup> Voir description dans la sous-partie « Changement Doppler », p. 119.

présent les coordonnées du vecteur vitesse dans les axes ( $X$ ), ( $Y$ ) et ( $Z$ ), et l'erreur d'horloge ; chaque équation étant relative au satellite en vue (Kaplan & Hegarty, 2006). À noter que les mesures de phase qui conduisent à l'estimation de  $\Delta f$  sont perturbées, entre autres, par les erreurs liées au bruit de mesure et au multi-trajet<sup>88</sup> (Kaplan & Hegarty, 2006).

#### 4.6.4. Précision

##### 4.6.4.a. Types de précision et sources d'erreur

###### 4.6.4.a.1. Types de précision

Compte tenu des variables principales qui peuvent être calculées grâce au GPS, on peut considérer qu'il existe deux grands types de précision associés à l'utilisation du GPS : la précision de l'estimation de la position ; et la précision de l'estimation de la vitesse (Le Faucheur *et al.*, 2015, June).

L'étude de la précision associée à l'estimation de la position peut être effectuée selon deux modes : statique ; et dynamique. Étudier la précision du GPS pour estimer la position en mode statique consiste à quantifier l'erreur associée à l'estimation de paramètres de position (latitude, longitude, altitude) effectuée par un récepteur laissé en position statique sur un point de référence dont les coordonnées sont connues (tel qu'un point géodésique) et ce durant une période de mesure déterminée, par exemple une heure (Adrados *et al.*, 2002; Duncan *et al.*, 2013; Rainham *et al.*, 2008; Rodriguez *et al.*, 2005; Townshend *et al.*, 2008; Wieters *et al.*, 2012; Wu *et al.*, 2010). Dans ce cas, la précision peut être évaluée en calculant la distance moyenne ou médiane, ou encore l'écart-type de la distance, qui sépare les points mesurés du point de référence. La précision pour estimer la position en mode statique est aussi régulièrement appréciée au regard de l'erreur circulaire. Un erreur circulaire de  $x$  m indique que 50 % des points enregistrés par le récepteur ont été mesurés à une distance  $\leq x$  m du point de référence (Duncan *et al.*, 2013; Rainham *et al.*, 2008). De manière similaire, la précision peut être évaluée au regard du pourcentage de points enregistrés qui ont été mesurés à une distance donnée (*e.g.*, 5 m, 10 m, *etc.*) du point de référence. Dans le cas de l'étude de la précision associée à l'estimation de la position en mode dynamique, le principe de quantification de l'erreur est le même qu'en mode statique, excepté le fait que la référence n'est plus un point, mais une trajectoire, telle qu'une route ou un chemin emprunté par un individu. Par exemple, la précision du GPS pour l'estimation de la position lors de la marche a été investiguée, en général, au regard de la proportion de points enregistrés par le(s)

---

<sup>88</sup> Cf. Annexe 10 (p. XVIII).

récepteur(s) GPS qui se trouvaient à une distance de 2, 2.5, 3.5, 5 ou encore 10 m, par rapport à la trajectoire réelle adoptée par les sujets (Beekhuizen *et al.*, 2013; Elgethun *et al.*, 2003; Rainham *et al.*, 2008; Schipperijn *et al.*, 2014; Wieters *et al.*, 2012; Wu *et al.*, 2010). À noter que la précision pour estimer la position peut être évaluée dans le plan horizontal (*i.e.*, dans le plan défini par les valeurs de latitude et de longitude) et selon l'axe de la verticale (*i.e.*, celui de l'altitude) (Zandbergen & Barbeau, 2011).

S'agissant de l'estimation de la vitesse, la précision peut être étudiée en effectuant une comparaison des valeurs de vitesse GPS avec les valeurs de vitesse réelle. La démarche reste la même pour évaluer la précision associée à l'estimation des distances, et cela pourrait être aussi effectué pour évaluer la précision associée à l'estimation de la pente.

#### 4.6.4.a.2. Sources d'erreur

La précision du GPS peut être affectée par différentes sources d'erreur. Selon Wells *et al.*<sup>89</sup> (In : El-Rabbany *et al.*, 2002), il est possible de distinguer trois sources d'erreurs : i) les erreurs liées aux satellites ; ii) les erreurs liées aux effets atmosphériques ; iii) et les erreurs liées au récepteur GPS utilisé. La plupart de ces erreurs peuvent être éliminées par des procédures mathématiques appelées « combinaisons linéaires ». Ces procédures visent à combiner les observations effectuées, soit sur deux satellites différents à partir d'un même récepteur GPS, soit provenant de deux récepteurs GPS différents. Dans les deux cas de figure, ces techniques consistent à supprimer ou à réduire les erreurs observées qui sont similaires. Une autre variante de combinaison linéaire, aboutissant à des corrections particulièrement efficaces, est de combiner les observations effectuées à la fois sur L1 et L2 (El-Rabbany, 2002). D'autres facteurs sont susceptibles d'affecter la précision des mesures GPS : la dilution de la précision, et le niveau d'obstruction des communications récepteur-satellite, lequel renvoie à la quantité et la densité des éléments qui sont susceptibles de gêner la réception des signaux satellites par le récepteur GPS. L'influence que ces erreurs ont sur la mesure de la position dépend des méthodes de géo-positionnement employées (géo-positionnement absolu *vs.* géo-positionnement différentiel), des mesures qui sont effectuées pour déterminer les distances récepteur-satellite (mesures de code *vs.* mesures de phase), des modes opératoires mis en œuvre (*e.g.*, durée de l'observation des satellites), ou encore de la qualité de la correction employée pour tenir compte des effets atmosphériques (Duquenne, 2005). Plus de détails sur les sources d'erreur sont donnés dans l'Annexe 9 (p. XV).

---

<sup>89</sup> Wells, D., Beck, N., Delikaraoglou, D., Kleusberg, A., Krakiwsky, E. J., Lachapelle, G., Langley, R. B., Nakiboglu, M., Schwarz, K. P., Tranquilla, J. M., Vanicek, P. Guide to GPS Positioning, Fredericton, New Brunswick: Canadian GPS Associates, 1987.

Quel que soit le paramètre à évaluer, il est important de respecter une certaine durée d'attente après l'allumage du récepteur GPS afin que celui-ci ait le temps d'avoir en vue suffisamment de satellites pour pouvoir débiter une mesure de position. Ce délai correspond à la période d'initialisation de l'appareil et dépend de la marque et du modèle de récepteur GPS utilisé (M. J. Duncan *et al.*, 2009). Il est possible de distinguer trois types de démarrage d'un récepteur GPS, à savoir : i) *cold start*, après une extinction de plus de 2 semaines ou dans le cas d'une absence de données dans l'appareil ; ii) *warm start*, après une extinction de plusieurs heures ; et iii) *hot start*, après une extinction de moins de 2 heures (Lehtinen *et al.*, 2008). Bien qu'il n'existe pas de définition officielle, plusieurs constructeurs ont caractérisé ces trois types de démarrage. Le démarrage de type *cold start* traduit le fait que le récepteur GPS, lors de l'allumage, n'a plus en mémoire d'informations valides quant à sa dernière position, l'almanach du système GPS, et les éphémérides des satellites. En *warm start*, le récepteur GPS a encore en mémoire les coordonnées et le temps associés à la dernière position mesurée, de même que l'almanach, mais il ne dispose toujours pas des éphémérides des satellites. En *hot start*, le récepteur GPS a encore des informations valides quant à sa dernière position, l'almanach du système GPS, et les éphémérides des satellites. Ces trois types de démarrage sont associés à des délais d'initialisation différents : ~33 s en *cold start* ; ~32 s en *warm start* ; ~2 s en *hot start* (Lehtinen *et al.*, 2008).

#### 4.6.4.b. Position en mode statique

Plusieurs études ont montré que les récepteurs GPS du commerce permettent, lors de mesures statiques en environnement dégagé, d'avoir une précision métrique pour estimer la position dans le plan horizontal (Duncan *et al.*, 2013; Rainham *et al.*, 2008; Rodriguez *et al.*, 2005; Townshend *et al.*, 2008; Wieters *et al.*, 2012; Wu *et al.*, 2010). Rodriguez *et al.* (2005) ont par exemple rapporté que 81.1 % et 97.8 % des points mesurés par le récepteur étaient situés respectivement à moins de 5 et 10 m du point de référence. Townshend *et al.* (2008) ont eux rapporté une précision telle que 99.89 % des points mesurés étaient situés à moins de 2 m du point de référence. Les erreurs moyennes obtenues en condition dégagée sont généralement inférieures à 10 m (S. Duncan *et al.*, 2013b; Wieters *et al.*, 2012) voire dans certains cas inférieures à 3 m (Rainham *et al.*, 2008; Townshend *et al.*, 2008). À noter toutefois que la précision peut dépendre dans une large mesure du récepteur GPS utilisé (S. Duncan *et al.*, 2013b; Wu *et al.*, 2010).

Le niveau d'obstruction influence la précision horizontale associée à l'estimation de la position en mode statique (S. Duncan *et al.*, 2013b; Wu *et al.*, 2010). À titre d'exemple, S.



Duncan *et al.* (2013b) ont rapporté que l'erreur moyenne  $\pm$  écart-type passait de  $7.3 \pm 27.7$  m lors de mesures à ciel ouvert, à  $59.2 \pm 99.2$  m lors de mesures effectuées au pied d'un immeuble. L'erreur circulaire suivait une évolution du même ordre, passant de 3.3 m à 47.1 m entre ces deux conditions.

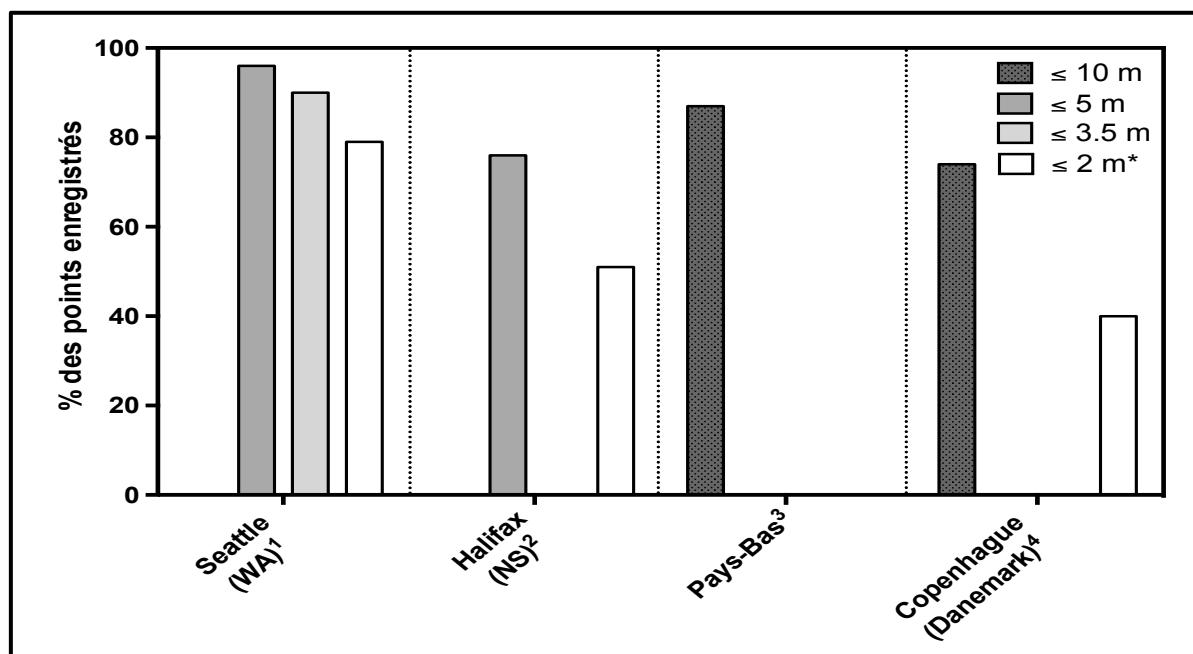
S'agissant de la précision verticale en mode statique, les récepteurs GPS actuels semblent pouvoir estimer l'altitude selon une erreur moyenne inférieure à 10 m en condition dégagée (Townshend *et al.*, 2008; Zandbergen & Barbeau, 2011). Zandbergen et Barbeau (2011) ont rapporté une erreur moyenne qui allait de 2 à 6 m selon les modèles et les unités de récepteurs GPS utilisés. De plus, le 95<sup>ème</sup> percentile des erreurs obtenues pour les points mesurés correspondait à une distance (verticale) de 9 à 12 m selon les modèles et les unités de récepteurs GPS utilisés (Zandbergen & Barbeau, 2011). Dans une autre étude, Townshend *et al.* (2008) ont observé que la mesure moyenne  $\pm$  écart-type [étendue] d'un récepteur GPS pour l'altitude était de  $14.75 \pm 1.24$  [11.90 ; 17.60] m alors que l'altitude réelle était de 16.49 m. Dans l'ensemble, la précision verticale s'avère moins bonne que la précision horizontale selon un facteur allant de 1.5 à 3, ceci s'expliquant par la configuration géométrique des satellites (Zandbergen & Barbeau, 2011).

Rodriguez *et al.* (2005) ont évalué la reproductibilité inter-unités pour l'estimation de la position en mode statique. Pour cela, ils ont calculé le biais systématique  $\pm$  écart-type entre la position calculée par une unité donnée et la position moyenne calculée à partir des autres unités. Le biais observé par les auteurs avec un jeu de six unités était de  $0.90 \pm 0.74$  m. Lors de scénarios mis en place dans des environnements différents, les mêmes auteurs ont montré que la reproductibilité inter-unités variait grandement en fonction du niveau d'obstruction avec un biais qui allait de  $10.7 \pm 11.9$  m à  $20.1 \pm 21.8$  m selon le lieu où les mesures étaient effectuées. Dans le même sens, Rainham *et al.* (2008) ont observé en condition de réception non obstruée des écarts-types  $< 1$  m pour plusieurs indices de précision (*e.g.*, erreur circulaire, 95<sup>ème</sup> percentile des erreurs obtenues, erreur moyenne) qui étaient associés aux mesures de quatre unités d'un même modèle de récepteur GPS ; et la variabilité inter-unités augmentait de manière importante en environnement très obstrué (écart-type  $> 4$  m pour l'erreur circulaire, et  $> 43$  m pour le 95<sup>ème</sup> percentile des erreurs).

#### 4.6.4.c. Position en mode dynamique (marche)

La Figure 26 (p. 129) montre la précision horizontale qui a été rapportée dans quelques études pour l'estimation de la position lors de la marche (Beekhuizen *et al.*, 2013; Elgethun *et*

al., 2003; Rainham *et al.*, 2008; Schipperijn *et al.*, 2014). Ces études ont été conduites en agglomération et en banlieue dans différentes régions du monde.



**Figure 26. Précision du GPS pour estimer la position lors de la marche dans différents endroits du monde**

<sup>1</sup>Elgethun *et al.* (2003), p. 117, Tableau 1 : la barre représente la moyenne des résultats obtenus pour les deux unités du récepteur GPS utilisé dans l'étude.

<sup>2</sup>Rainham *et al.* (2008), p. 14, texte de l'article : la barre correspond à l'ensemble des points enregistrés par les quatre unités du récepteur GPS utilisé dans l'étude.

<sup>3</sup>Beekhuizen *et al.* (2013), p. 501, Tableau 2 : la barre correspond à l'ensemble des points enregistrés à l'épaule par les trois récepteurs GPS utilisés dans l'étude.

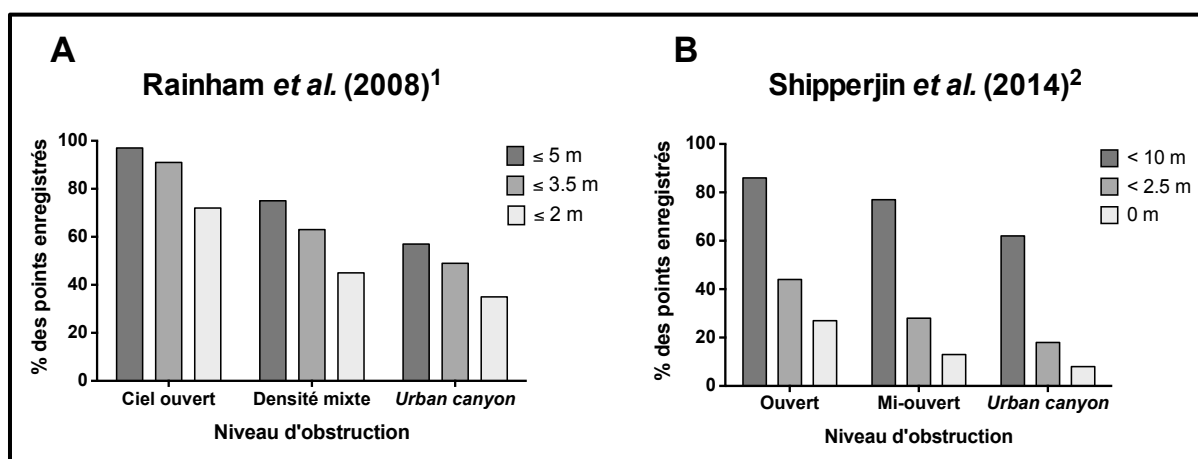
<sup>4</sup>Schipperijn *et al.* (2014), p. 4, Tableau 1 : la barre correspond à l'ensemble des points enregistrés par les trois récepteurs GPS utilisés dans l'étude.

\* < 2.5 m dans l'étude conduite à Copenhague (Danemark) par Schipperijn *et al.* (2014).

Les études présentées sur la Figure 26 (ci-dessus) indiquent qu'en général près de 80 % des positions enregistrées par le(s) récepteur(s) GPS sont situées à moins de 10 m de la trajectoire réelle adoptée lors de la réalisation d'un parcours de marche en milieu urbain. L'étude menée dans la ville de Seattle (Figure 26, ci-dessus) rapporte une précision particulièrement excellente avec plus de 95 % des positions enregistrées à moins de 5 m de la trajectoire réelle adoptée lors de la réalisation du parcours de marche (Elgethun *et al.*, 2003). Toutefois, dans cette étude, les positions enregistrées par les récepteurs GPS avaient été corrigées *a posteriori* de la mesure en utilisant une méthode différentielle, ce qui a pu majorer grandement la précision initialement obtenue. Beekhuizen *et al.* (2013) ont rapporté une erreur médiane de 3.7 m pour l'ensemble des récepteur GPS testés et un gain de précision d'environ 1 m lorsque le récepteur GPS était porté à l'épaule en comparaison à un port au niveau du dos (sur la face avant d'un sac à dos). Les auteurs ont par ailleurs estimé qu'il n'y

avait pas de grande différence de performance entre les différents modèles de récepteurs GPS testés.

Certaines études ont investigué la précision de l'estimation de la position en fonction du niveau d'obstruction associé à l'environnement (Rainham *et al.*, 2008; Schipperijn *et al.*, 2014; Wu *et al.*, 2010). La Figure 27 (ci-dessous) montre l'influence du niveau d'obstruction sur la précision de l'estimation de la position rapportée dans une étude conduite dans la ville d'Halifax (Canada) (*panel A*) ainsi que dans autre une étude conduite dans la ville de Copenhague (Danemark) (*panel B*). Dans ces deux études, plus le niveau d'obstruction augmentait, plus la précision de l'estimation de la position en dynamique diminuait. Plus précisément, plus de 80 % des points enregistrés lors de la marche à ciel ouvert étaient situés à moins de 5 m de la trajectoire réelle dans la première étude (Figure 27, ci-dessous, *panel A*) et à moins de 10 m dans la seconde étude (Figure 27, ci-dessous, *panel B*). Lorsque le niveau d'obstruction augmentait, ces proportions chutaient en dessous de 80 % mais restaient au-dessus de 50 % (Figure 27, ci-dessous), même lorsque la piste de marche utilisée était entourée d'immeubles (situation qualifiée, dans les études, de marche en *urban canyon*).



**Figure 27. Précision du GPS pour estimer la position lors de la marche en fonction du niveau d'obstruction associé à l'environnement**

<sup>1</sup>Rainham *et al.* (2008), p. 13, Tableau 3 : la barre correspond à l'ensemble des points enregistrés par les quatre unités du récepteur GPS utilisé dans l'étude ; parcours réalisé : 5 km de marche (66 min) sur les trottoirs de la ville.

<sup>2</sup>Schipperijn *et al.* (2014), p. 5, Tableau 2 : la barre correspond à l'ensemble des points enregistrés par les trois récepteurs GPS utilisés dans l'étude. La catégorie « 0 m » désigne le fait que les positions enregistrées étaient situées sur la piste de marche de référence ; parcours réalisé : quatre routes traversant quatre type d'environnement divergeant selon leur potentiel niveau d'obstruction des communications récepteur-satellite (« ouvert » : pas d'immeuble à moins de 25 m de la piste de marche ; « mi-ouvert » : présence d'immeubles à moins de 25 m sur un côté de la piste de marche ; « *urban canyon* » : présence d'immeubles à moins de 25 m des deux côtés de la piste de marche).

Dans une autre étude, Wu *et al.* (2010) ont étudié la précision dynamique de 7 récepteurs GPS différents i) au cours de 30 minutes de marche dans Los Angeles (CA) avec la

présence de gratte-ciels et d'immeubles de moyenne taille et ii) au cours de 30 minutes de marche près de l'Université de Californie à Irvine (CA) (dans la banlieue de Los Angeles) avec la présence d'immeubles de petite à moyenne taille et de grands arbres sur le bord des routes. À Los Angeles, la majorité des récepteurs GPS testés (6/7) avaient enregistré entre 50 % et 70 % des points (lors d'un premier 1<sup>er</sup> essai de marche) et entre 40 % et 60 % des points (lors d'un 2<sup>ème</sup> essai de marche) à 10 m et moins de la position réelle. À Irvine, la majorité des récepteurs GPS testés (6/7) avaient enregistré entre 50 % et 80 % des points (lors d'un premier 1<sup>er</sup> essai de marche) et entre 70 % et 100 % des points (lors d'un 2<sup>ème</sup> essai de marche) à 10 m et moins de la position réelle lors de la marche.

À notre connaissance, la précision dynamique du GPS pour estimer l'altitude lors d'une activité de locomotion humaine n'a été étudiée que dans une seule étude. Dans cette étude (Perrin, 1999), l'auteur a rapporté une erreur très importante dans l'estimation de l'altitude (allant de -100 m à 40 m) au cours d'un enregistrement de 600 s et en utilisant un récepteur GPS en mode « GPS absolu ». Au moment du déroulement de cette étude, la disponibilité sélective (*SA*) était encore active.

#### 4.6.4.d. *Vitesse (marche)*

Peu d'études ont renseigné la précision du GPS pour estimer la vitesse de déplacement lors de l'activité de marche seule (cf. Tableau 12, p. 132). Schutz et Chambaz (1997) furent les premiers à évaluer la précision du GPS pour estimer la vitesse de locomotion chez l'Homme. Au terme de leur étude princeps, alors que la *SA* était encore active, les auteurs avaient conclu que le GPS ne permettait pas une estimation suffisamment précise de la vitesse de déplacement pour pouvoir être utilisé dans le cadre de la recherche, et notamment pour l'étude de la marche (l'erreur typique d'estimation de la vitesse à la marche dans cette étude était de  $1.1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ). Depuis, la *SA* a été supprimée, et le développement technologique a permis l'avènement de récepteurs GPS moins encombrants, plus précis, et moins chers. Aujourd'hui, avec des récepteurs GPS dont le prix est  $< 100$  euros, il est possible d'estimer la vitesse moyenne de marche avec une erreur typique  $\leq 0.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ , soit une erreur  $< 5.0 \%$  de la vitesse réelle, quelle que soit la vitesse de marche adoptée ou la distance parcourue lors de la période de marche (Noury-Desvaux *et al.*, 2011).

**Tableau 12. Précision du GPS pour estimer la vitesse lors de la marche**

Auteurs	Méthode	Fréq.	Calcul de la vitesse	Vitesses ou distances testées	Erreur
Schutz et Chambaz (1997)* <sup>#¶</sup>	GPS absolu	Non précisé	Différence de positions	[2.0 – ?] km·h <sup>-1</sup>	TEE : 1.1 km·h <sup>-1</sup>
Schutz et Herren (2000)* <sup>§§</sup>	DGPS	0.5 Hz	Différence de positions (toutes les 6 s)	[2.9 – ?] km·h <sup>-1</sup>	TEE : 0.15 km·h <sup>-1</sup> CV : 2.67 %
	DGPS	0.5 Hz	Différence de positions (début vs. fin marche)	[2.9 – ?] km·h <sup>-1</sup>	TEE : 0.08 km·h <sup>-1</sup> CV : 1.38 %
	DGPS	0.5 Hz	Changement Doppler	[2.9 – ?] km·h <sup>-1</sup>	TEE : 0.12 km·h <sup>-1</sup> CV : 2.13 %
Le Faucheur <i>et al.</i> (2007) <sup>‡¶</sup>	EGNOS	0.5 Hz	Différence de positions	100 m (L)	TEE : 0.22 km·h <sup>-1</sup> CV : 3.40 %
				200 m (L)	TEE : 0.16 km·h <sup>-1</sup> CV : 2.47 %
				300 m (L)	TEE : 0.08 km·h <sup>-1</sup> CV : 1.31 %
				400 m (L)	TEE : 0.06 km·h <sup>-1</sup> CV : 0.99 %
				2000 m (L)	TEE : 0.06 km·h <sup>-1</sup> CV : 0.84 %
Webber et Porter (2009) <sup>†¥</sup>	GPS absolu	Non précisé	Différence de positions	1.6 km·h <sup>-1</sup>	CV : 0.8 %
				2.4 km·h <sup>-1</sup>	CV : 1.5 %
				3.2 km·h <sup>-1</sup>	CV : 2.0 %
				3.8 km·h <sup>-1</sup>	CV : 0.7 %
				6.0 km·h <sup>-1</sup>	CV : 1.4 %
				7.5 km·h <sup>-1</sup>	CV : 1.3 %
Noury-Desvaux <i>et al.</i> (2011) <sup>‡¶</sup>	EGNOS	0.5 Hz	Changement Doppler	50 m (U/S)	TEE : 0.1 km·h <sup>-1</sup> CV : 3.4 %
				100 m (U/S)	TEE : 0.2 km·h <sup>-1</sup> CV : 4.6 %
				200 m (U/S)	TEE : 0.1 km·h <sup>-1</sup> CV : 1.7 %
				300 m (U/S)	TEE : 0.1 km·h <sup>-1</sup> CV : 2.2 %
				400 m (U/S)	TEE : 0.1 km·h <sup>-1</sup> CV : 1.7 %

*Note.* Le tableau renseigne seulement les études qui ont fourni des indices de précision pour l'activité de marche seule. Fréq = fréquence d'échantillonnage ; TEE = erreur typique d'estimation ; CV = coefficient de variation ; DGPS = géo-positionnement différentiel par mesure de code avec utilisation de deux récepteurs GPS ; EGNOS = géo-positionnement différentiel par mesure de code avec utilisation du système d'augmentation *European Geostationary Overlay Service* ; L = allure libre ; U/S = allure usuelle ou lente selon la période de marche.

\*La disponibilité sélective mise en place par le ministère de la défense des États-Unis d'Amérique était encore active au moment de l'étude.

<sup>#</sup>Placement de l'antenne non précisé. <sup>§</sup>Antenne placée sur la tête. <sup>‡</sup>Antenne fixée sur la face avant d'un sac à dos.

<sup>†</sup>Unité placée au poignet.

<sup>¶</sup>Tests réalisés sur une piste d'athlétisme. <sup>§</sup>Tests réalisés sur une route droite de banlieue. <sup>¥</sup>Lieu des tests non précisé.

La majorité des études portant sur la précision du GPS pour estimer la vitesse lors de la marche ont été conduites en environnement dégagé, sur terrain plat (piste d'athlétisme), avec

une fréquence d'échantillonnage de 0.5 Hz, et avec un positionnement de l'appareil au niveau de la tête, du poignet, ou du dos (Tableau 12, p. 132). Ainsi, d'autres études sont nécessaires pour déterminer l'influence du niveau d'obstruction associé à l'environnement, du sens et du niveau de la pente du terrain, de la fréquence d'échantillonnage, ou encore de la position du récepteur GPS, sur la précision de l'estimation de la vitesse lors de la marche.

La reproductibilité intra- et inter-unités des récepteurs GPS pour estimer la vitesse de marche semble avoir été très peu étudiée. Une étude a été conduite sur la reproductibilité inter-unités de récepteurs GPS pour estimer la vitesse de marche (Abraham *et al.*, 2012). Dans cette étude, la précision de quatre unités d'un même modèle de récepteur GPS a été évaluée sur des distances allant de 50 à 400 m. L'erreur d'estimation relative de la vitesse (CV [IC 95 %]) obtenue pour l'ensemble des distances testées allait de 2.7 % [2.4 % ; 3.0 %] à 3.8 % [3.4 % ; 4.2 %] selon l'unité considérée. De plus, dans le cadre de comparaisons des unités par pairs, l'erreur typique rapportée pour caractériser les différences d'estimations réalisées à partir de deux unités était systématiquement  $\leq 0.1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  avec un CV  $< 3.5 \%$  (Abraham *et al.*, 2012). Cette étude a donc mis en évidence une excellente reproductibilité inter-unités d'un modèle de récepteur GPS pour estimer la vitesse de déplacement lors de la marche.

Le réel intérêt d'utiliser un système d'augmentation (*SBAS*), tel que *EGNOS*, pour optimiser la précision de l'estimation de la vitesse de marche avec un récepteur GPS faible coût reste aujourd'hui à démontrer. Witte et Wilson (2005) ont rapporté la précision d'estimation de la vitesse associée à un récepteur GPS utilisant le *WAAS* dans le cadre d'une activité de pédalage sur bicyclette. Les résultats rapportés étaient meilleurs que ceux qu'ils avaient trouvé au cours d'une étude précédente avec une tâche similaire mais en utilisant un récepteur fonctionnant en mode « GPS absolu » (Witte & Wilson, 2004). Ceci suggère que l'utilisation d'un *SBAS* pourrait effectivement avoir une réelle plus value pour étudier la marche. Toutefois, la vitesse de déplacement étant moindre, lors de la marche, que lors d'une activité de pédalage sur bicyclette, l'erreur absolue d'estimation de la vitesse lors de la marche pourrait être moindre, rendant potentiellement la plus value du *SBAS* moins marquée que sur bicyclette.

#### 4.6.4.e. Distance (marche)

De même que pour l'estimation de la vitesse, il existe peu d'études qui ont évalué la précision du GPS pour estimer la distance parcourue lors d'une activité de marche seule

(Tableau 13, ci-dessous). Alors que trois études ont testé la précision offerte par des appareils de faible coût pouvant être utilisés à des fins cliniques ou de santé publique (M. J. Duncan *et al.*, 2007; Le Faucheur *et al.*, 2007; Noury-Desvaux *et al.*, 2011), deux études ont évalué la précision d'appareils conçus pour le domaine sportif et dont le coût approche probablement le millier d'euros (Jennings *et al.*, 2010a; Petersen *et al.*, 2009).

**Tableau 13. Précision du GPS pour estimer la distance parcourue lors de la marche**

Auteurs	Méthode	Fréq.	Calcul de la distance	Distances testées	Erreur
M. J. Duncan <i>et al.</i> (2007) <sup>#¶</sup>	GPS absolu	Non précisé	Différence de positions (données brutes)	Parcours d'environ 1500 m	MAPE (cou) : 5.03 % MAPE (taille) : 5.36 %
	GPS absolu	Non précisé	Différence de positions (données traitées*)	Parcours d'environ 1500 m	MAPE (cou) : 1.59 % MAPE (taille) : 1.97 %
Le Faucheur <i>et al.</i> (2007) <sup>§§</sup>	EGNOS	0.5 Hz	Différence de positions	100 m	TEE : 3.00 m ; CV : 2.91 %
				200 m	TEE : 5.60 m ; CV : 2.74 %
				400 m	TEE : 5.23 m ; CV : 1.28 %
				2000 m	TEE : 19.16 m ; CV : 0.94 %
Petersen <i>et al.</i> (2009) <sup>‡§</sup>	Non précisé	1Hz	Non précisé	8800 m	TEE : 0.6 %
		5Hz	Non précisé	8800 m	TEE : de 0.5 à 3.8 % selon l'appareil testé
Jennings <i>et al.</i> (2010a) <sup>‡†</sup>	Non précisé	1Hz	Non précisé	10 m <sup>LD</sup>	TEE : 23.8 %
				20 m <sup>LD</sup>	TEE : 17.4 %
				40 m <sup>LD</sup>	TEE : 9.6 %
				40 m <sup>CDE</sup>	TEE : 9.1 %
		5Hz	Non précisé	40 m <sup>CDR</sup>	TEE : 12.6 %
				10 m <sup>LD</sup>	TEE : 21.3 %
				20 m <sup>LD</sup>	TEE : 16.6 %
				40 m <sup>LD</sup>	TEE : 9.8 %
				40 m <sup>CDE</sup>	TEE : 8.9 %
				40 m <sup>CDR</sup>	TEE : 9.9 %
Noury-Desvaux <i>et al.</i> (2011) <sup>§§</sup>	EGNOS	0.5 Hz	Changement Doppler	50 m	TEE : 2.0 m CV : 4.2 %
				100 m	TEE : 4.7 m CV : 5.0 %
				200 m	TEE : 4.2 m CV : 2.1 %
				400 m	TEE : 6.9 m CV : 1.8 %

*Note.* Le tableau renseigne seulement les études qui ont fourni des indices de précision pour l'activité de marche seule. Fréq = fréquence d'échantillonnage ; MAPE = erreur absolue moyenne ; TEE = erreur typique d'estimation ; EGNOS = géo-positionnement différentiel par mesure de code avec utilisation du système d'augmentation *European Geostationary Overlay Service* ; CV = coefficient de variation.

\*Traitement des données aberrantes observées en début de marche.

#Unité attachée à une dragonne mise autour du cou (placement 1) ; unité placée dans une pochette accrochée à la taille au-dessus de la cuisse à l'aide d'une dragonne (placement 2). §Antenne placée dans le dos sur la face avant d'un sac à dos. ‡Unités placées dans le dos au niveau des omoplates à l'aide d'un harnais.

¶Tests réalisés dans les rues situées à proximité d'un campus universitaire. §Tests réalisés sur une piste d'athlétisme. †Tests réalisés sur un terrain de sport en herbe.

<sup>LD</sup>En ligne droite. <sup>CDE</sup>Avec changements de direction espacés (3 virages à 90° sur 40 m). <sup>CDR</sup>Avec changements de direction rapprochés (7 virages à 90° sur 40 m).

Les études conduites par Le Faucheur *et al.* (2007) et Noury-Desvaux *et al.* (2011) ont notamment montré que l'estimation de la distance parcourue sur des distances allant de 50 à

400 m et obtenue avec des récepteurs GPS de faible coût (< 500 euros) était associée à une erreur relative (CV) < 5.0 %. Ces deux études ont également montré que l'erreur relative (CV) dans l'estimation de la distance diminue à mesure que la distance parcourue augmente. Dans le domaine sportif, les études conduites par Petersen *et al.* (2009) d'une part, et par Jennings *et al.* (2010a) d'autre part, ont renseigné des résultats différents sur la précision de l'estimation de la distance parcourue lors de marche, probablement parce que le protocole utilisé dans ces deux études était différent. Petersen *et al.* (2009) ont en effet rapporté une erreur typique d'estimation exprimée en pourcentage de la distance réelle parcourue (8800 m) qui allait de 0.5 à 3.8 % selon le récepteur GPS utilisé. Jennings *et al.* (2010a) ont quant à eux testé la précision de récepteurs GPS sur des distances courtes (entre 10 et 40 m), en ligne droite et avec des changements de direction. Ces derniers auteurs ont rapporté une erreur typique d'estimation, exprimée en pourcentage de la distance réelle parcourue, qui allait de 8.9 % à 23.8 % selon le récepteur GPS utilisé et le test proposé. L'étude de Jennings *et al.* (2010a) suggère un effet de la fréquence d'échantillonnage sur la précision associée à l'estimation de la distance parcourue lors de la marche sur des distances très courtes ( $\leq 40$  m), avec une meilleure précision obtenue avec un appareil qui enregistrait à 5 Hz en comparaison avec un appareil qui enregistrait à 1 Hz. Par ailleurs, M. J. Duncan *et al.* (2007) ont mis en évidence un effet du placement du récepteur GPS (cou vs. taille) sur la précision de l'estimation de la distance parcourue lors de la marche. Toutefois, bien que significative, la différence de précision obtenue ne semblait pas réellement importante (Tableau 13, p. 134).

La reproductibilité des récepteurs GPS pour l'estimation de la distance parcourue lors de la marche a davantage été étudiée que celle associée à l'estimation de la vitesse (Abraham *et al.*, 2012; M. J. Duncan *et al.*, 2007; Jennings *et al.*, 2010a; Jennings *et al.*, 2010b; Petersen *et al.*, 2009). M. J. Duncan *et al.* (2007) ont rapporté des CCI relativement faibles (< 0.40) pour la double réalisation d'un parcours de marche d'environ 1500 m en milieu urbain, et ce quel que soit le placement du récepteur GPS utilisé (cou vs. taille). Ces résultats traduisaient une mauvaise reproductibilité intra-unité du récepteur GPS utilisé en milieu urbain. Dans une autre étude menée sur une piste d'athlétisme, Abraham *et al.* (2012) ont rapporté un CV [IC 95 %] de 2.8 % [2.5 % ; 3.2 %] pour la reproductibilité intra-unité. De plus, ces derniers auteurs ont rapporté une erreur typique d'estimation [IC 95 %] globale de la distance (les distances testées allaient de 50 m à 400 m) qui variait de 6.1 m [5.5 m ; 6.8 m] à 10 m [9.0 m ; 11.3 m], soit un CV [IC 95 %] qui variait de 2.8 % [2.5 % ; 3.2%] à 3.9 % [3.5 % ; 4.4 %], selon l'unité testée (Abraham *et al.*, 2012). Toujours dans la même étude, lorsque les estimations réalisées avec différentes unités étaient comparées par paires, les erreurs typiques



correspondantes étaient  $< 7.5$  m et les CV étaient  $< 3.5$  %. Cette dernière étude a donc montré que la reproductibilité intra- et inter-unités pouvait être particulièrement bonne pour l'estimation des distances de marche avec un récepteur GPS de faible coût ( $< 100$  euros) et avec de bonnes conditions de réception satellitaire (Abraham *et al.*, 2012).

La reproductibilité intra-unité (Jennings *et al.*, 2010a) et inter-unités (Jennings *et al.*, 2010a; Jennings *et al.*, 2010b; Petersen *et al.*, 2009) lors de la marche a également été étudiée avec des récepteurs GPS conçus pour des applications sportives. Jennings *et al.* (2010a) ont rapporté des valeurs de CV de 30.8 %, 20.4 %, et 7.0 % pour l'estimation de la distance sur des portions de 10, 20 et 40 m en ligne droite, respectivement, avec un enregistrement à 1 Hz. Des valeurs de CV de 23.3 %, 21.2 %, et 6.6 % ont respectivement été trouvées pour ces mêmes distances (10, 20 et 40 m) avec un enregistrement à 5 Hz. Dans le cadre d'essais de marche sur 40 m avec des changements de direction à  $90^\circ$  éloignés (3 virages en 40 m), le CV pour l'estimation de la distance était de 11.6 % avec un enregistrement à 1 Hz, et de 11.5 % avec un enregistrement à 5 Hz. Dans le cadre d'essais de marche sur 40 m avec des changements de direction à  $90^\circ$  rapprochés (7 virages en 40 m), le CV pour l'estimation de la distance était de 17.5 % avec un enregistrement à 1 Hz, et de 15.2 % avec un enregistrement à 5 Hz. S'agissant de la reproductibilité inter-unités, Petersen *et al.* (2009) ont rapporté un CV [IC 90 %] qui allait, selon l'appareil utilisé, de 0.3 % [0.3 % ; 0.5 %] à 2.6 % [2.1 % ; 3.6 %] pour la mesure d'une distance de marche de 8800 m avec un enregistrement à 5 Hz. Les auteurs ont également montré, *via* deux mesures effectuées sur 1200 m et sur deux jour consécutifs, que le moment de la journée (matin *vs.* après-midi) n'affectait pas la reproductibilité inter-unités. Enfin, dans l'étude de Jennings *et al.* (2010b), la reproductibilité inter-unités (enregistrement à 5 Hz) était de 10 – 11 % quel que fût le parcours de marche réalisé (10, 20, ou 40 m en ligne droite ; ou 40 m avec plusieurs changement de direction).

De même que pour les études qui ont évalué la précision du GPS pour estimer la vitesse, l'effet du niveau d'obstruction sur la précision du GPS pour estimer la distance n'a pas été étudié. Dans la mesure où la distance parcourue sur une période de temps donnée peut être utilisée pour le calcul de la pente lors de la marche, de telles données pourraient être intéressantes pour caractériser la précision associée au GPS pour estimer la pente dans des environnement associés à différents niveaux d'obstruction des communications récepteur-satellite.

#### 4.6.4.f. Pente

Avant 2016, il n'existait à notre connaissance aucune étude ayant évalué la précision d'un récepteur GPS, qui plus est de faible coût, pour estimer le niveau de la pente lors de la marche en extérieur.

#### 4.6.4.g. Dépense énergétique

Quelques études ont par le passé utilisé le GPS pour estimer la DE au cours de la marche en extérieur. Toutefois, aucune de ces études ne remplissait simultanément toutes les conditions méthodologiques requises pour démontrer la réelle précision offerte par le GPS pour réaliser une telle estimation. En effet, ces études présentaient une ou plusieurs des limites suivantes : absence de conditions variées de vitesse et de pente (Demczuk, 1998; G. E. Duncan *et al.*, 2013a; Hongu *et al.*, 2013; Nguyen *et al.*, 2013) ; pas d'utilisation de la calorimétrie indirecte comme méthode de référence pour estimer la DE au cours de la marche (Hongu *et al.*, 2013) ; réalisation des mesures GPS d'une part, et de calorimétrie indirecte d'autre part, sur des personnes différentes (Demczuk, 1998).

En outre, aucune des études évoquées ci-dessus n'a évalué la relation directe existant entre la vitesse et la pente calculées à l'aide d'un récepteur GPS d'une part, et la DE estimée avec la méthode de référence (*i.e.*, la calorimétrie indirecte) d'autre part. Dans ces études, l'estimation de la DE avec GPS a « seulement » consisté à obtenir des données de vitesse et de pente avec un récepteur GPS<sup>90</sup> et à les introduire ensuite dans une équation de prédiction de la DE publiée dans la littérature : l'équation de Pandolf *et al.* (1977) dans l'étude de Demczuk (1998) ; l'équation de l'American College of Sports Medicine (2014) dans l'étude de G. E. Duncan *et al.* (2013a) ; l'équation de Ardigo *et al.* (2003) dans l'étude de Nguyen *et al.* (2013) ; un algorithme non précisé dans l'étude de Hongu *et al.* (2013)<sup>91</sup>. De fait, il n'était pas possible dans ces études de déterminer la part d'erreur liée à l'utilisation de la vitesse et de la pente obtenues avec GPS d'une part, et celle liée à l'utilisation de l'équation de prédiction de la DE d'autre part, dans l'estimation de la DE de référence à la marche. De plus, il n'était pas possible de déterminer l'erreur introduite par l'utilisation de la vitesse et de la pente obtenues avec GPS en comparaison avec l'utilisation de données réelles de vitesse et de pente pour estimer la DE.

---

<sup>90</sup> Dans l'étude de G. E. Duncan *et al.* (2013a), le GPS était en réalité seulement utilisé pour obtenir des données de pente. La vitesse était estimée à partir de la cadence de pas mesurée avec un accéléromètre porté à la taille, ainsi que du sexe et de la taille des sujets.

<sup>91</sup> Pour voir le descriptif des équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche qui ont été publiées et utilisées dans ces études, consulter la partie « Annexes », pp. X-XIV.

Les limites évoquées ci-dessus sont probablement liées au fait qu'il est difficile et contraignant de trouver des chemins en extérieur avec des niveaux de pente différents et d'une distance suffisante pour permettre aux sujets d'atteindre un état stable dans le  $\dot{V}O_2$  à différentes vitesses de marche. Ceci peut par ailleurs expliquer pourquoi il n'existe pas, dans la littérature, d'équation de prédiction de la DE à la marche sur terrain plat et en pente qui ait été développée à partir de données métaboliques, de vitesse, et de pente, acquises exclusivement en extérieur.

#### 4.6.5. Intérêts et limites

##### 4.6.5.a. Intérêts

L'un des intérêts principaux qui est associé à l'utilisation du GPS aujourd'hui pour évaluer l'AP est qu'il permet d'obtenir des informations sur le contexte de l'AP, *i.e.* sur le lieu dans lequel se déroule l'AP (Jankowska *et al.*, 2015; Rodriguez *et al.*, 2005). Ce type d'information peut s'avérer particulièrement utile pour comprendre les facteurs qui favorisent l'engagement des personnes dans les AP, notamment celles se déroulant en extérieur, afin d'orienter ensuite les politiques d'aménagement de l'environnement urbain pour promouvoir l'AP sur un territoire. En outre, le GPS permet aujourd'hui la détection d'activités de transport actif en extérieur, incluant la marche, la course, et le pédalage sur bicyclette (Brondeel *et al.*, 2015; J. A. Carlson *et al.*, 2015; Cho *et al.*, 2011).

Un autre intérêt lié à l'utilisation du GPS, mais qui a finalement été peu exploité jusqu'à présent, est son grand potentiel pour permettre une estimation précise de la DE associée à la locomotion, et notamment à la marche. Au cours du XX<sup>ème</sup> siècle, de nombreuses études ont été conduites pour tenter de prédire la DE à la marche, sur tapis motorisé et en ambulatoire. Ces études ont notamment mis en évidence le rôle important de la vitesse de déplacement et celui de la pente dans la prédiction de la DE lors de la marche (cf. Annexes, pp. X-XIV). En ce sens, Schutz et Chambaz (1997) ont noté que la vitesse, la pente, et la masse, sont les trois facteurs majeurs influençant la DE à la marche. Parce qu'il permet d'estimer la vitesse de déplacement, et qu'il permet de calculer la pente (en rapportant la variation d'altitude mesurée à la distance parcourue), le GPS a été désigné dès la fin des années quatre-vingt-dix comme une technique potentiellement intéressante pour estimer en extérieur la DE associée à la marche (Schutz & Chambaz, 1997). Étant donné que la marche occupe une place majeure parmi les AP réalisées par les personnes au quotidien, le GPS a aussi été présenté comme un outil intéressant pour quantifier l'AP journalière (Schutz & Chambaz, 1997; Schutz *et al.*, 2001). Les études qui ont montré la très bonne précision et fiabilité associée au GPS pour

estimer la vitesse, la distance, et la position, pour le moins en conditions « non obstruées », supportent l'idée que le GPS pourrait être précis pour estimer la DE lors de la marche en extérieur. Cela restait toutefois à démontrer et cela a constitué l'un des objectifs du présent travail de thèse.

D'autres intérêts peuvent être associés à l'utilisation du GPS pour étudier l'AP en extérieur, notamment en comparaison avec les limites que présentent les accéléromètres, à savoir : le fait que le signal de vitesse a la même signification pour tous les récepteurs GPS quels qu'ils soient (contrairement aux *counts* d'AP mesurés avec différents accéléromètres) ; et le fait que même des appareils GPS de faible coût offrent une grande précision dans l'estimation des vitesses et des distances de déplacement en condition faiblement ou non « obstruée ». Aussi, les récepteurs GPS du commerce sont aujourd'hui relativement petits et légers et peuvent en cela être utilisés pour des mesures en condition de vie réelle sans causer trop d'inconfort pour l'utilisateur ; et certains appareils offrent une interface minimale à l'utilisateur, lui laissant peu de possibilités d'interaction avec la mesure de l'appareil<sup>92</sup> (Kerr *et al.*, 2011).

#### 4.6.5.b. Limites

L'une des principales limites associées aujourd'hui à l'utilisation du GPS est que sa précision dépend du niveau d'obstruction des communications récepteur-satellite associé à l'environnement. La précision dans l'estimation de la position, de la distance, mais aussi probablement de la vitesse de déplacement, est largement susceptible d'être dégradée lorsque des obstacles tels que des immeubles, des arbres, des reliefs montagneux, obstruent de manière prolongée la ligne directe entre le récepteur GPS et les satellites présents dans l'espace (Rainham *et al.*, 2008). De fait, les appareils GPS ne permettent pas de quantifier l'AP en intérieur, et ils ne peuvent pas donner pour le moment une image très précise du profil d'AP de la personne au quotidien. Toutefois, la marche, qui est l'AP la plus couramment réalisée (European Commission, 1999; Lee & Buchner, 2008), est généralement effectuée en extérieur (Eyler *et al.*, 2003).

D'autres limites, d'ordre plus technique, peuvent être aussi associées à l'utilisation du GPS pour évaluer l'AP : la durée de vie de la batterie des récepteurs GPS est peu élevée (certains appareils peuvent tenir jusqu'à 40 heures allumé), mais ce problème peut être facilement résolu si l'utilisateur recharge régulièrement l'appareil ; les récepteurs GPS ont une capacité de mémoire relativement limitée par rapport aux accéléromètres (certains

---

<sup>92</sup> Certes, c'est plus un avantage pour le chercheur ou le clinicien que pour l'utilisateur.

appareils peuvent tout de même enregistrer pendant 14 jours avec un intervalle de temps d'enregistrement de 15 secondes, moyennant toutefois un rechargement régulier de la batterie) ; la détection d'un nombre suffisant de satellites pour que le récepteur GPS puisse débiter ses mesures à la sortie d'un environnement associé à un niveau d'obstruction élevé, tel qu'un immeuble, nécessite un certain délai d'attente<sup>93</sup> (Kerr *et al.*, 2011).

## 4.7. Couplage de capteurs

### 4.7.1. Présentation générale

Le couplage de capteurs s'est particulièrement développé à partir des années quatre-vingt-dix pour parvenir à quantifier la DE que ne pouvaient pas « capter » les moniteurs d'AP classiques. Le couplage a consisté dans la littérature : i) à utiliser plusieurs capteurs pour mesurer des paramètres de même nature à différents endroits du corps (*e.g.*, l'accélération à la hanche et au poignet) ; ou ii) à utiliser plusieurs capteurs pour mesurer des paramètres de nature différente (*e.g.*, l'accélération à la hanche, et la FC), les capteurs pouvant être placés à différents endroits ou à un même endroit du corps.

### 4.7.2. Méthodes de couplage, variables calculées, et précision associée

#### 4.7.2.a. Méthodes de couplage

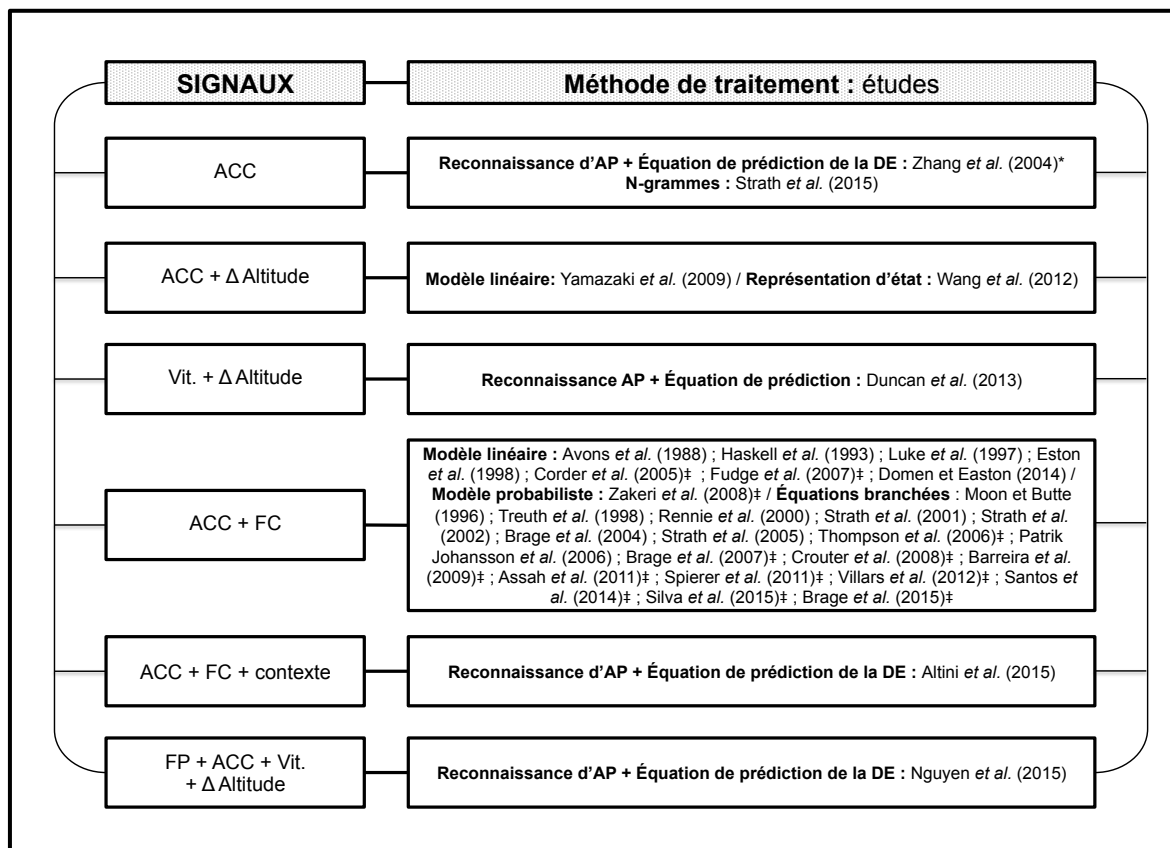
La Figure 28 (p. 141) montre une vue d'ensemble des études qui ont évalué la précision associée à différentes stratégies de couplage de capteurs pour estimer la DE. Au-delà de la nature des paramètres qu'elles ont cherché à prendre en compte, on remarque que ces études se distinguent de par la méthode de traitement des données qu'elles ont mis en œuvre pour obtenir la meilleure estimation possible de la DE. Ces études diffèrent également selon que les mesures ont été réalisées à partir d'appareils différents et indépendants, ou à partir d'un même appareil (appareil multi-capteurs).

Les études qui ont évalué prioritairement l'intérêt de coupler plusieurs accéléromètres pour mesurer l'accélération à différents endroits du corps (« ACC » sur la Figure 28, p. 141), et à partir de là estimer la DE dans différentes AP, ont eu recours à des machines apprenantes. Le recours à des machines apprenantes a été utilisé soit pour reconnaître l'AP et ensuite estimer la DE à partir d'une équation de prédiction de la DE provenant de la littérature (Zhang

---

<sup>93</sup> Une durée d'attente de 30 secondes pour que le récepteur GPS parvienne à détecter un nombre suffisant de satellites peut être considérée comme raisonnable (Kerr *et al.*, 2011).

et al., 2004), soit pour estimer directement la DE à partir de modèles de type n-gramme<sup>94</sup> (Strath et al., 2015).



**Figure 28. Vue d'ensemble des études qui ont développé et validé des méthodes de couplage de plusieurs paramètres d'activité physique pour estimer la dépense énergétique associée**

Les études montrées sur la figure sont rangées en fonction de la nature des paramètres évalués puis des méthodes de traitement des données qui ont été utilisées pour estimer la DE associée à l'AP. Certaines études ont évalué et comparé différentes stratégies de couplage de paramètres d'AP (e.g., plusieurs paramètres d'une même nature, ou de natures différentes). Ces études ont été classées dans la catégorie correspondant à celle qui était associée au nombre le plus élevé de paramètres de natures différentes utilisés. Cette figure n'étant pas le résultat d'une recherche systématique de la littérature, il est possible que la liste des études présentées ici ne soit pas complète. Par ailleurs, la figure ne montre pas les études qui ont validé le Armband®, un appareil multi-capteurs dont la validité a été beaucoup étudiée dans la littérature (plus de 50 études recensées dans PubMed), notamment car ces algorithmes ne sont pas connus et qu'on ne peut pas, de fait, savoir quelle méthode de traitement du signal cet appareil met réellement en œuvre. ACC = utilisation du signal d'accélération (*raw counts* ou *counts* d'AP selon les études) mesuré à plusieurs endroits du corps ; DE = dépense énergétique ; AP = activité physique ; Δ Altitude = variation d'altitude rapportée au temps (vitesse verticale) ; Vit. = vitesse ; FC = fréquence cardiaque ; FP = cadence de pas. \*Études ayant testé l'*Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity* (IDEEA, MiniSun, CA), l'*IDEEA* étant un système qui comprend cinq accéléromètres (un au thorax, un à chaque cuisse, et un à chaque pied) reliés à un boîtier par des fils, le boîtier se portant à la taille. ‡Études ayant testé l'Actiheart (Cambridge Neurotechnology Ltd, Papworth, UK), l'Actiheart étant un appareil qui comporte un accéléromètre uniaxial et un capteur de fréquence cardiaque et qui se porte sur la poitrine à même la peau.

<sup>94</sup> Un modèle de type n-gramme est une variante de machine apprenante. Pour entraîner ce type machine apprenante à estimer la DE d'une AP à partir de mesures accélérométriques, les valeurs données à la machine apprenante ne sont pas les données d'accélération d'origine mais des valeurs discrètes (e.g., 1, 2, 3, etc.) qui ont été attribuées à chaque valeur du signal d'accélération d'origine selon que ces valeurs se trouvaient sur tel ou tel intervalle d'amplitude d'accélération (e.g., entre 0.2 et 0.3 mg, on attribue 0 ; entre 0.3 et 0.4 mg, on attribue 1 ; etc.). L'idée est ici de « faire apprendre » à la machine apprenante une relation entre différentes séquences de ces valeurs discrètes et des intensités différentes d'AP.

Les études qui ont utilisé à la fois le signal d'accélération mesuré à la hanche et la variation d'altitude mesurée avec un baromètre (« ACC +  $\Delta$  Altitude » sur la Figure 28, p. 141) ont eu recours soit : i) à un modèle de régression linéaire utilisant le VM et la vitesse verticale pour estimer la DE à la marche (Yamazaki *et al.*, 2009) ; ou ii) à une machine apprenante utilisant un modèle de type « représentation d'état<sup>95</sup> », les variations dans le signal d'accélération, et les variations de la pression barométrique, pour estimer la DE associée à différentes AP (Wang *et al.*, 2012). Une étude a utilisé la vitesse de déplacement (estimée à partir du signal d'accélération mesuré avec un accéléromètre placé à la hanche) couplée à la variation d'altitude qui était soit mesurée avec un baromètre, soit mesurée avec un récepteur GPS, soit retrouvée à partir d'un système d'information géographique (GIS)<sup>96</sup> (« Vit. +  $\Delta$  Altitude » sur la Figure 28, p. 141). Ces données permettaient de calculer la pente, et ensuite d'estimer la DE, à la marche dans cette étude, à partir d'une équation de la littérature utilisant la vitesse de marche et la pente (G. E. Duncan *et al.*, 2013a).

La forme de couplage qui a été la plus utilisée dans la littérature a consisté en la mesure de l'accélération (à différents endroits ou à un même endroit du corps) couplée à la mesure de la FC (« ACC + FC » sur la Figure 28, p. 141). Plusieurs études ont utilisé ces paramètres *via* des modèles de régression linéaire pour estimer la DE lors d'AP diverses dont la marche (Avons *et al.*, 1988; Corder *et al.*, 2005; Domene & Easton, 2014; Eston *et al.*, 1998; B. W. Fudge *et al.*, 2007; Haskell *et al.*, 1993; Luke *et al.*, 1997). Une étude a utilisé un modèle probabiliste consistant à estimer la DE à un instant donné à partir des variations d'accélération et de FC observées dans le temps récemment écoulé (Zakeri *et al.*, 2008). D'autres études ont utilisé des équations dites « branchées ». Le principe est d'utiliser une équation de prédiction spécifique de la DE (parmi un jeu d'équations déjà disponibles)<sup>97</sup> à un moment  $t$  en fonction des valeurs de FC et/ou d'accélération qui sont mesurées à ce moment (Assah *et al.*, 2011; Barreira *et al.*, 2009; Brage *et al.*, 2004; Brage *et al.*, 2007; Brage *et al.*, 2015; Crouter *et al.*, 2008; Moon & Butte, 1996; Patrik Johansson *et al.*, 2006; Rennie *et al.*, 2000; Santos *et al.*, 2014; Silva *et al.*, 2015; Spierer *et al.*, 2011; Strath *et al.*, 2001; Strath *et al.*, 2002; Strath *et al.*, 2005; Thompson *et al.*, 2006; Treuth *et al.*, 1998; Villars *et al.*, 2012). Bon nombre des études qui ont utilisé des équations branchées ont utilisé l'Actiheart, un appareil multi-capteurs qui comprend un accéléromètre uniaxial mesurant les accélérations verticales au

---

<sup>95</sup> Ce type de modèle consiste à établir au temps  $t$  la valeur d'une variable donnée en s'appuyant sur le comportement d'autres variables observées dans les instants précédant ce temps  $t$ .

<sup>96</sup> Pour *Geographic Information System*.

<sup>97</sup> En général il s'agit de modèles de prédiction de type linéaire qui incluent un paramètre de FC, ou un paramètre d'accélération, ou les deux.

thorax, et qui inclut également un capteur de FC sous la forme d'électrodes posées sur la poitrine (cf. références pour « ACC + FC » sur la Figure 28, p. 141).

Altini *et al.* (2015) se sont intéressés à la normalisation de la FC par rapport à la condition physique de la personne, mais aussi par rapport au contexte (*e.g.*, géographique, social) dans lequel l'AP se déroule, pour pouvoir estimer la DE à partir de ce paramètre de FC (« ACC + FC + contexte » sur la Figure 28, p. 141). Le calcul de la DE à partir de la FC normalisée dépendait de l'activité détectée à l'aide d'un accéléromètre et d'une machine apprenante (Altini *et al.*, 2015). La validation de la procédure utilisée pour normaliser la FC a nécessité des mesures en conditions de vie réelle de géolocalisation avec GPS, d'AP avec un accéléromètre porté en collier, et de FC, et ce pendant 14 jours. Nguyen *et al.* (2013) ont quant à eux utilisé la combinaison la plus importante<sup>98</sup> de paramètres de natures différentes (« FP + ACC + Vit. +  $\Delta$  Altitude » sur la Figure 28, p. 141). Cette combinaison comprenait la cadence de pas mesurée avec un podomètre, l'importance de l'accélération mesurée à la hanche avec un accéléromètre, et la vitesse de déplacement ainsi que la pente calculées avec un récepteur GPS. Les trois premiers paramètres servaient à détecter le type d'AP réalisée, alors que la pente servait d'information supplémentaire pour estimer la DE à partir : i) de l'AP détectée ; et ii) d'une équation de prédiction la DE correspondant à l'AP détectée.

Bien qu'ayant pour but de donner un aperçu des études ayant évalué l'intérêt de coupler des paramètres et capteurs d'AP pour mieux estimer la DE, la Figure 28 (p. 141) ne montre pas les études ayant cherché à valider des appareils multi-capteurs dont l'utilisation est répandue dans le domaine de la recherche (notamment), mais dont les algorithmes utilisés sont gardés secret par leur constructeurs respectifs. C'est notamment le cas du Armband®, principalement utilisé dans le cadre de la recherche, et qui est probablement l'appareil multi-capteurs qui a été le plus étudié à ce jour. Cet appareil a la particularité de mesurer un signal de mouvement et plusieurs signaux physiologiques en même temps, à savoir : l'accélération (selon 2 axes), la réponse galvanique de la peau, et plusieurs variables de température, dont la température cutanée (Welk *et al.*, 2007). D'autres appareils multi-capteurs ont été conçus ou sont en cours de développement pour être facilement et directement utilisables au quotidien afin de pouvoir quantifier son AP. Ces appareils sont souvent désignés par l'expression *activity trackers* (Evenson *et al.*, 2015). Ceux commercialisés par la compagnie FitBit® sont parmi les plus vendus. Les *activity trackers* de chez FitBit® peuvent se porter à différents endroits du corps selon le modèle. Ils contiennent, pour les plus récents, un accéléromètre triaxial, un altimètre, un capteur de FC, et un récepteur GPS. Les appareils commercialisés

---

<sup>98</sup> La plus importante en nombre.



par la compagnie Jawbone sont aussi parmi les plus populaires. Ils sont portés au poignet, et sont capables de mesurer l'accélération (*via* un accéléromètre triaxial), l'impédance bioélectrique (pour estimer la FC, les cycles respiratoires, et les réponses cutanées), ainsi que la température ambiante et cutanée. Les appareils de chez FitBit® et Jawbone proposent de mesurer les pas, d'estimer des distances, et également d'estimer la DE. Toutefois, comme pour le Armband®, leurs algorithmes d'estimation de la DE restent inconnus car protégés par la propriété industrielle (Evenson *et al.*, 2015).

#### 4.7.2.b. Dépense énergétique

La très grande majorité des études qui sont représentées sur la Figure 28 (p. 141) ont supporté l'intérêt de coupler différents paramètres d'AP pour estimer la DE. L'utilisation de l'*IDEEA* pour estimer le niveau de DE moyen au cours d'une journée était associée à une précision de 95 % ( $r = 0.96$  ;  $p < 0.001$  / Biais =  $-0.01 \text{ kcal.min}^{-1}$ ) en comparaison avec la calorimétrie indirecte (Zhang *et al.*, 2004). Dans le cadre du couplage accélération-FC, les études qui ont utilisé des modèles linéaires ont en général montré que les prédictions de la DE étaient améliorées par rapport à l'utilisation isolée de la FC ou de l'accélération (Avons *et al.*, 1988; Eston *et al.*, 1998). Dans ces études, les coefficients  $R^2$  individuels moyens ou globaux associés aux modèles de prédiction de la DE étaient systématiquement  $> 0.80$ . Toutefois, parmi ces études, il s'est parfois avéré que le couplage améliorerait certes la prédiction de la DE lorsqu'elle était effectuée à partir d'un modèle individuel, mais elle ne l'était pas lorsque le modèle linéaire était développé à l'échelle du groupe (Haskell *et al.*, 1993). S'agissant des équations « branchées », la plupart des études ont mis en évidence une grande précision associée à leur utilisation dans différents contextes, avec : une erreur d'estimation de la DE moyenne sur 24 heures en chambre calorimétrique  $< 5 \%$  (Moon & Butte, 1996; Rennie *et al.*, 2000; Treuth *et al.*, 1998) ; des coefficients  $R^2$  (relatifs aux prédictions et aux valeurs de référence de la DE) obtenus lors d'activités structurées proches de ou  $> 0.80$  (Brage *et al.*, 2004; Strath *et al.*, 2001; Strath *et al.*, 2002; Strath *et al.*, 2005), avec dans ces études de meilleures prédictions obtenues par rapport à des méthodes plus classiques comme la FC-FLEX ou l'accélérométrie seule. En condition de vie réelle, les relations entre les prédictions de la DE d'une part, et les estimations de référence effectuées à l'aide de la technique de l'eau doublement marquée d'autre part, étaient associées à des coefficients  $R^2$  qui étaient  $< 0.70$  et parfois même  $< 0.40$ , bien que la méthode de couplage restait en général plus performante que les méthodes n'utilisant qu'un seul capteur (Santos *et al.*, 2014; Silva *et al.*, 2015; Villars *et al.*, 2012). Dans l'étude ayant utilisé des modèles de type n-gramme avec des données

provenant d'accéléromètres qui étaient situés à la cheville, à la hanche, et au poignet (Strath *et al.*, 2015), le couplage n'avait pas permis d'obtenir de meilleures estimations de la DE par rapport à l'utilisation isolée des capteurs, lesquels avaient aussi été utilisés avec des modèles de type n-gramme.

Les appareils multi-capteurs, par rapport aux accéléromètres uniaxiaux, fournissent des estimations de la DE totale et de la DE liée à l'AP au cours de la journée qui sont mieux corrélées avec les estimations de la DE obtenues à l'aide de la technique de l'eau doublement marquée (Van Remoortel *et al.* (2012) ; Tableau 11, p. 103). De plus, les appareils multi-capteurs sous-estiment moins la DE journalière que ne le font les accéléromètres uniaxiaux, mais ils sous-estiment tout autant la DE liée à l'AP au cours de la journée (Van Remoortel *et al.* (2012) ; Tableau 11, p. 103). En laboratoire, les corrélations [IC 95 %] entre les estimations de la DE effectuées avec des appareils multi-capteurs et celles obtenues avec calorimétrie indirecte (0.85 [0.72 ; 0.92]) tendent à être meilleures que celles obtenues avec des appareils uniaxiaux (Van Remoortel *et al.*, 2012). S'agissant plus particulièrement des *activity trackers*, ils sous-estiment de 10 à 30 % la DE dans diverses activités selon les appareils et les études (Evenson *et al.*, 2015). Les *activity trackers* ont cependant une excellente reproductibilité inter-unités pour l'estimation de la DE, avec un CCI allant de 0.74 à 0.97 selon les appareils et les études (Evenson *et al.*, 2015).

Parmi les études présentées sur la Figure 28 (p. 141), plusieurs ont renseigné plus spécifiquement l'intérêt du couplage de capteurs pour estimer la DE à la marche. Yamazaki *et al.* (2009) ont obtenu une corrélation de 0.88 ( $p < 0.001$ ) entre les valeurs de  $\dot{V}O_2$  mesurées à chaque minute lors d'une marche en extérieur (avec variations du dénivelé), et celles prédites à partir d'un modèle linéaire utilisant le VM mesuré à la hanche et la variation d'altitude mesurée avec un baromètre (biais  $\pm$  limites d'agrément à 95 % =  $-0.20 \pm 6.95 \text{ mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ ). Dans le cadre du développement d'une machine apprenante, Wang *et al.* (2012) ont obtenu de meilleures estimations du  $\dot{V}O_2$  lorsque les variations d'altitude mesurées avec un baromètre, en plus de l'accélération mesurée à la hanche, étaient prises en compte, en comparaison avec l'accélération seule, que ce soit lors de la marche sans dénivelé, ou lors de la montée et la descente d'escaliers. G. E. Duncan *et al.* (2013a) ont montré que la prise en compte de la pente (en plus de la vitesse estimée avec un accéléromètre), calculée à partir de la variation d'altitude mesurée avec un baromètre ou un récepteur GPS, permettait d'améliorer de manière significative (+11 %) la précision associée à la prédiction de la DE lors d'une marche de 4 km, laquelle comportait d'importantes variations de pente. L'estimation de la DE était réalisée à partir d'une équation provenant de la littérature ; et l'amélioration de l'estimation était plus importante en utilisant le GPS pour calculer la pente.

Dans le cadre des études qui ont couplé l'accélération et la FC dans des modèles linéaires simples pour estimer la DE lors de la marche sur tapis motorisé, les prédictions étaient également meilleures avec le couplage, mais l'amélioration restait modérée par rapport à la précision qui était déjà atteinte à partir des paramètres de FC seuls (Corder *et al.*, 2005), ou à partir de l'accélération à la hanche seule (B. W. Fudge *et al.*, 2007), avec des  $R^2$  qui restaient entre 0.80 et 0.90. Dans l'étude de Luke *et al.* (1997), la prédiction de la DE n'était pas améliorée par le couplage accélération-FC par rapport à l'utilisation isolée de la FC, avec un  $R^2$  individuel moyen qui était de 0.90 dans les deux cas. Les études qui ont utilisé les équations branchées de l'Actiheart ont rapporté des résultats parfois divergents. Dans certains cas, il a été rapporté une légère amélioration des prédictions de la DE lors de la marche lente et rapide sur sol et sur tapis motorisé par rapport à l'utilisation isolée de la FC ou de l'accélération mesurée à la hanche (Barreira *et al.*, 2009; Crouter *et al.*, 2008). Dans d'autres cas, il a été obtenu une prédiction de la DE légèrement meilleure à partir de la FC seule lors de la marche sans pente sur tapis motorisé, mais pas en présence de pente (Spierer *et al.*, 2011). À noter que certains appareils multi-capteurs restent très imprécis pour quantifier la DE lors d'activités aussi répandues que la marche. Par exemple, le Armband® surestime en général la DE lors de la marche sans pente sur tapis motorisé (Bhammar *et al.*, 2016; Brazeau *et al.*, 2014; Fruin & Rankin, 2004; King *et al.*, 2004; Smith *et al.*, 2012), la sous-estime lors de la marche sur tapis en pente positive et ce d'autant plus que la pente est forte (sous-estimation de 20 % à 60 % environ entre 5 % et 15 % de pente), et la surestime lors de la marche en pente négative sur tapis motorisé (de manière non significative mais clairement établie par la représentation de Bland et Altman (1986) sur une gamme de pente allant de -5 % à -15 % (Vernillo *et al.*, 2015)).

### 4.7.3. Intérêts et limites

#### 4.7.3.a. Intérêts

L'intérêt principal du couplage des capteurs, par rapport à leur utilisation isolée, réside dans la plus grande précision offerte pour estimer la DE lors d'AP variées, qu'elles soient réalisées en environnement contrôlé ou en condition de vie réelle. Néanmoins, plusieurs études qui ont été conduites sur tapis motorisé suggèrent que la plus-value de cette procédure est limitée pour l'étude de la marche. Cela étant, lors de la marche libre avec variations de pente, la prise en compte des variations d'altitude apporte une plus-value certaine, par rapport à l'utilisation isolée de l'accélération ou de la vitesse, pour estimer la DE.

Un second intérêt associé aux procédures qui ont été mises en œuvre dans les études présentées sur la Figure 28 (p. 141) est que les algorithmes qui ont été utilisés sont connus et que les signaux utilisés par ces algorithmes sont maintenant bien compris. De plus, ces études ont su mettre en œuvre la comparaison de méthodes pour établir clairement la plus-value du couplage et permettre l'amélioration des algorithmes développés, faisant ainsi progresser les méthodes de quantification de l'AP.

S'agissant des appareils multi-capteurs, leur intérêt réside, aujourd'hui, sans doute dans leur portabilité. Ils peuvent intégrer une grande variété de capteurs et donc enregistrer un grand nombre d'informations potentiellement utiles pour la quantification de l'AP et de la DE associée, tout en demeurant peu contraignants voire esthétiques pour l'utilisateur.

#### 4.7.3.b. Limites

Le couplage de capteurs augmente de manière importante le niveau de contrainte imposé à l'utilisateur lorsque plusieurs appareils de mesure doivent être utilisés. L'inconfort associé à chaque appareil qui a été décrit dans les parties précédentes est alors susceptible d'augmenter à mesure que le nombre d'appareils portés augmente, risquant ensuite de perturber le comportement de la personne lorsqu'elle est évaluée en condition de vie réelle.

Une seconde limite qui peut être évoquée concerne l'utilisation des appareils multi-capteurs dont on ne connaît pas les algorithmes mis en jeu pour estimer la DE. Comme il l'a été remarqué à plusieurs reprises (Bonomi & Westerterp, 2012; Evenson *et al.*, 2015; Fruin & Rankin, 2004), l'utilisation de ces appareils multi-capteurs empêche de comprendre et de connaître la part relative que chaque paramètre mesuré a dans l'estimation de la DE, ce qui a ensuite pour conséquence d'empêcher de proposer des pistes d'amélioration des algorithmes initialement développés. Cette remarque est valable pour les appareils qui sont plutôt utilisés dans le cadre de la recherche comme le Armband® (Bonomi & Westerterp, 2012; Fruin & Rankin, 2004)<sup>99</sup>, mais elle est aussi valable pour les appareils développés à destination du grand public comme les *activity trackers* (Evenson *et al.*, 2015). Cette limite est d'autant plus déstabilisante que les compagnies modifient régulièrement les algorithmes utilisés par les appareils, rendant ainsi la connaissance quant à leur validité rapidement obsolète. Enfin, il peut être remarqué que certaines compagnies ont accès aux données d'AP mesurées chez leurs utilisateurs (Evenson *et al.*, 2015), ce qui peut poser, dans une certaine mesure, un problème de confidentialité des données et d'éthique, notamment dans le cadre de la recherche.

---

<sup>99</sup> D. R. Bassett et John (2010) indiquent toutefois que l'appareil utilise un algorithme de reconnaissance d'activités pour prédire la DE à partir des signaux mesurés.

## 4.8. Bilan

L'utilisation de la FC semble incompatible avec le caractère fractionné de la marche des patients avec une AOMI symptomatique (Clarke *et al.*, 2013), ainsi qu'avec le fait que ces patients sont traités en prévention secondaire par le biais de médicaments pour réduire le risque de survenue d'événements cardiovasculaires (Hamburg & Balady, 2011). Bien que sensibles à l'activité de marche, les accéléromètres ont tendance à devenir moins précis à vitesse lente, ce qui pourrait être problématique chez les patients avec AOMI compte tenu du fait que leur vitesse de marche est relativement lente, certains patients pouvant marcher à des vitesses inférieures à  $2.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  lors de l'ambulation en extérieur (Gernigon *et al.*, 2014). En outre, les accéléromètres ne sont pas capables d'estimer la DE en présence de pente lors de la marche. S'agissant des podomètres, malgré le fait qu'ils soient conçus à l'origine pour étudier la marche, ils demeurent d'un faible intérêt pour étudier la capacité de marche des patients avec AOMI car ils ne mesurent pas bien, à vitesse lente, les pas réalisés et *a fortiori* la DE. Parmi les méthodes qui ont été présentées, le GPS apparaît être un bon candidat pour estimer la DE lors de la marche en conditions variées de vitesse et de pente, notamment car il permet de calculer la vitesse et la pente, qui sont deux prédicteurs majeurs de la DE. Toutefois, sa validité pour estimer la DE lors de la marche en extérieur reste à établir. Enfin, compte tenu des limites associées à l'utilisation de la FC, le couplage accélération-FC pour estimer la DE à la marche demeure d'un intérêt limité chez les patients avec AOMI ; et l'utilisation de machines apprenantes chez ces patients semble prématurée, notamment en raison de la variabilité qu'il est susceptible d'y avoir dans les caractéristiques de la marche d'un patient à un autre, rendant alors difficile le développement d'une méthode d'estimation de la DE applicable à un grand nombre de patients.

## 5. Résumé

L'évaluation de la capacité de marche des patients avec AOMI peut être réalisée en utilisant des méthodes différentes. Parmi ces méthodes, on peut distinguer les méthodes d'évaluation classiques, des méthodes d'évaluation dites « en ambulatoire ». Les méthodes classiques d'évaluation de la capacité de marche incluent l'évaluation sur tapis motorisé (avec des tests à charge constante et des tests à charge croissante), et l'évaluation en conditions non motorisées, lors desquelles le temps et/ou l'intensité de la marche sont contraints (avec le TM6 et les tests de marche en navette). Les méthodes d'évaluation en ambulatoire comprennent la double épreuve de marche physiologique (laquelle est couplée à l'utilisation du système *PADHOC*), et l'évaluation de la capacité de marche en extérieur à l'aide du GPS (avec prise en compte de la distance maximale de marche ou de la distance totale de marche réalisée lors de la période d'ambulation en extérieur). Chaque méthode d'évaluation présente un certain nombre d'intérêts et de limites pour la caractérisation des limitations fonctionnelles des patients à la marche et pour l'interprétation clinique qui peut en être faite. Toutefois, il existe un consensus dans la littérature sur l'idée que la capacité de marche évaluée chez les patients avec AOMI doit refléter leurs limitations fonctionnelles rencontrées en condition de vie réelle, chose censée en principe être réalisée le mieux par le biais de l'évaluation de la distance maximale de marche en extérieur avec GPS. L'une des limites qui peut toutefois être associée à la méthode GPS est la difficulté à comparer des distances maximales de marche qui auraient été obtenues lors de périodes de marche réalisées à des intensités différentes. L'une des solutions à ce problème pourrait être de comparer les résultats de capacité de marche obtenus dans le cadre de cette évaluation au regard de la DE réalisée lors des périodes de marche. Ceci impliquerait d'utiliser une méthode capable d'estimer précisément la DE lors de la marche en conditions variées de vitesses et de pente. Cependant, une telle méthode, qui devrait demeurer facile d'utilisation et applicable à un grand nombre de patients, reste à développer, ou tout du moins à valider, chez l'Homme. À ce sujet, le GPS, parce qu'il permet une estimation précise de la vitesse et le calcul de la pente, semble être un candidat sérieux pour estimer précisément la DE lors de la marche en extérieur.



# **Chapitre 3. Ischémie d'exercice et limitation de la capacité de marche : rôle des adaptations physiopathologiques à la marche et en récupération**

## **1. Préambule**

La section précédente avait pour objectif de présenter le contexte dans lequel s'est inscrit un premier axe du présent travail de thèse, celui qui a consisté en la validation d'une méthode pour améliorer, à terme, l'évaluation de la capacité de marche en extérieur chez les patients avec AOMI. La présente section a pour objectif de présenter le contexte dans lequel s'est inscrit le second axe de notre travail de thèse, celui qui a consisté en l'étude de l'effet de la durée de récupération, prise à la suite d'une première marche symptômes-limitée, sur la capacité de marche lors de la marche subséquente. L'existence de ce second axe reposait prioritairement sur le fait que la capacité de marche, mesurée en extérieur chez les patients avec AOMI et claudication intermittente, est très variable, probablement en raison du fait que la durée de récupération que les patients prennent entre deux marches symptômes-limitées est elle aussi variable (Le Faucheur *et al.*, 2010). Cette section ne s'intéresse donc plus directement aux méthodes d'évaluation de la capacité de marche, mais à l'état des connaissances relatives aux adaptations physiopathologiques qui sont susceptibles d'influer sur la capacité de marche et sur sa variabilité d'une période de marche à une autre.

## **2. Rôle des adaptations physiopathologiques à la marche dans la limitation de la capacité de marche**

### **2.1. Capacité de marche, $\dot{V}O_2$ pic, et cinétique de $\dot{V}O_2$**

#### **2.1.1. Capacité de marche et $\dot{V}O_2$ pic**

La limitation de la capacité de marche observée chez les patients avec AOMI lors de la marche sur tapis motorisé s'accompagne d'un  $\dot{V}O_2$  pic qui est réduit de moitié en comparaison avec des sujets contrôles (cf. Tableau 14, p. 152). Des corrélations significatives de l'ordre de 0.7 ont en ce sens été observées entre la capacité de marche et le  $\dot{V}O_2$  pic mesurés au cours d'un exercice à charge croissante sur tapis motorisé (da Rocha Chehuen *et al.*, 2012; Hiatt *et al.*, 1988; B. Parr *et al.*, 2008).



**Tableau 14. Études ayant rapporté des valeurs de  $\dot{V}O_2$  pic chez des patients avec AOMI et claudication intermittente**

Auteurs	N	Age (ans)	P	$\dot{V}O_2$ pic/max ( $ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$ )	
				AOMI*	CON
Bauer <i>et al.</i> (1999)	AOMI : 15				
	1 jambe affectée (7)	60 ± 11	P1	14.9 ± 2.0	
	2 jambes affectées (8)	62 ± 6	P1	13.5 ± 3.0	
	CON : 16				
	Non fumeurs (9)	65 ± 3	P2		30.0 ± 4.0
	Fumeurs (7)	58 ± 7	P2		26.7 ± 4.3
Barker <i>et al.</i> (2004)	AOMI : 10	62 ± 11	P3	16.9 ± 4.4	
	CON : 8	66 ± 8	P3		26.1 ± 4.1
Bauer <i>et al.</i> (2004b)	AOMI : 10	58 ± 12	P1	15.6 ± 2.6	
	CON : 10	63 ± 6	P2		30.1 ± 4.8

*Note.* La liste des études présentées ici ne se veut pas exhaustive. Dans ces études, tous les sujets avec AOMI présentaient une claudication intermittente. Les tests effectués dans les études étaient tous des tests de marche sur tapis motorisé. Les valeurs désignent les moyennes ( $\pm$  écarts-types) obtenues dans les études. N = nombre de sujets ; P = protocole ; AOMI = sujets avec artériopathie oblitérante des membres inférieurs ; CON = sujets contrôles ; P1 = 2 min à 3.2 km·h<sup>-1</sup> et 0 % de pente, puis augmentation de la pente de 2 % toutes les 2 min ; P2 = 3 min à 2.7 km·h<sup>-1</sup> et 10 % de pente, puis 3 min à 4.0 km·h<sup>-1</sup> et 12 % de pente, et 3 min à 5.5 km·h<sup>-1</sup> et 14 % de pente ; P3 = 5 min à 3.2 km·h<sup>-1</sup> et 0 % de pente, puis augmentation de la pente de 3.5 % toutes les 3 min.

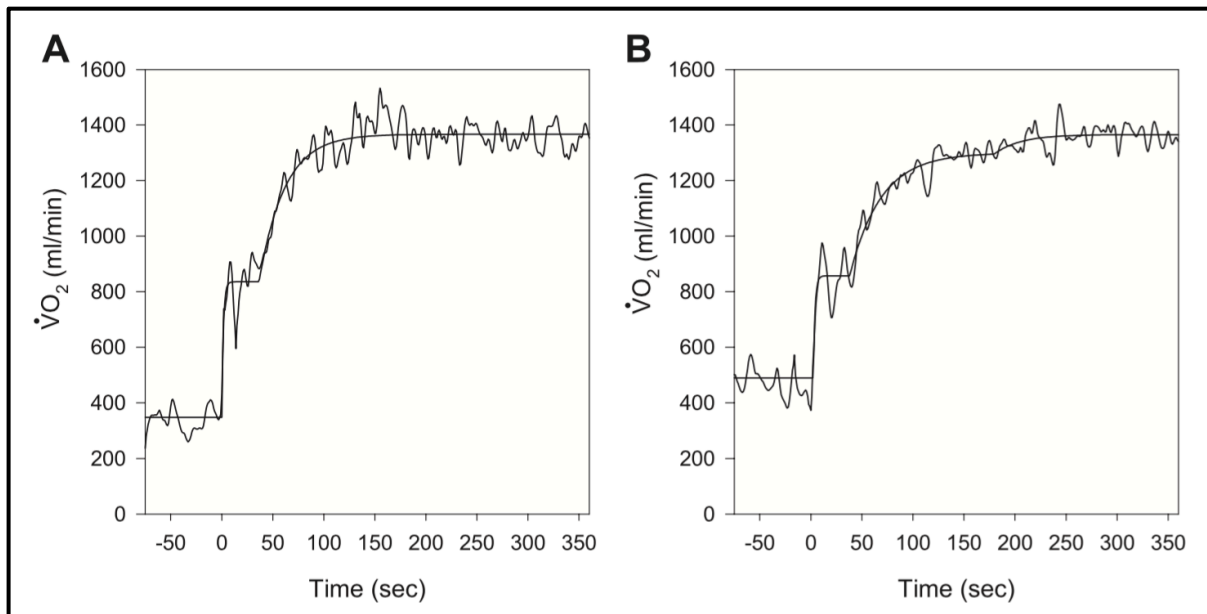
\*Toutes les valeurs de  $\dot{V}O_2$  observées chez les patients avec AOMI dans les études étaient significativement inférieures à celles observées chez les sujets contrôles ( $p \leq 0.05$ ).

Le lien observable entre la capacité de marche et le  $\dot{V}O_2$  pic mesuré chez les patients avec AOMI peut se comprendre au regard du fait que : i) c'est en général la filière aérobie qui assure principalement la fourniture énergétique lors de l'exercice de marche, ce qui a pour conséquence le fait que  $\dot{V}O_2$  reflète largement la fourniture énergétique nécessaire à la contraction musculaire lors de l'exercice de marche (Green, 2002) ; ii) étant donné que  $\dot{V}O_2$  augmente progressivement avec l'intensité de l'exercice, le fait que les patients soient limités dans la poursuite de la réalisation d'un test de marche (à cause de leurs douleurs) implique de fait une réduction du  $\dot{V}O_2$  pic obtenu lors d'un test à charge croissante par rapport à des personnes en bonne santé (on peut dans ce cas parler de «  $\dot{V}O_2$  pic symptômes-limité »).

### 2.1.2. Cinétique de $\dot{V}O_2$ au cours de la marche à intensité constante

Plusieurs études suggèrent que la limitation de la capacité de marche et du  $\dot{V}O_2$  pic à la marche est liée à une cinétique de  $\dot{V}O_2$  qui est ralentie au début de l'exercice chez les patients avec AOMI par rapport à la normale (Barker *et al.*, 2004; Brass *et al.*, 2004; Green, 2002). La cinétique de  $\dot{V}O_2$  caractérise la capacité du système cardiorespiratoire à délivrer du dioxygène aux muscles ainsi que la capacité du système musculaire à utiliser le dioxygène qui lui

parvient lors de l'exercice. Dans les études qui ont été menées auprès des patients avec AOMI, la cinétique de  $\dot{V}O_2$  a notamment été étudiée au regard de la phase primaire de l'augmentation du  $\dot{V}O_2$  au début de l'exercice (Barker *et al.*, 2004; Bauer *et al.*, 1999). La phase primaire désigne la phase lors de laquelle le  $\dot{V}O_2$  augmente progressivement jusqu'à l'atteinte de l'état stable du  $\dot{V}O_2$  (si toutefois l'intensité de l'exercice permet qu'il y ait effectivement l'atteinte d'un état stable)<sup>100</sup>, comme illustré sur la Figure 29 (ci-dessous).



**Figure 29. Cinétiques de  $\dot{V}O_2$  obtenues chez un patient avec AOMI et chez un sujet sain**

La figure montre des cinétiques de  $\dot{V}O_2$  qui ont été obtenues chez un patient avec AOMI (*panel B*) et un sujet sain (*panel A*) au début d'un exercice de marche réalisé sur tapis motorisé. L'exercice de marche était réalisé à une vitesse de  $3.2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  et avec une pente de 4 %. L'exercice débutait à temps 0. Noter la présence d'une composante lente de  $\dot{V}O_2$  et l'utilisation d'une modélisation à trois composantes pour l'exercice à intensité constante chez le patient avec AOMI. Adapté de "Pulmonary  $\dot{V}O_2$  dynamics during treadmill and arm exercise in peripheral arterial disease" de T. A. Bauer, E. P. Brass, M. Nehler, T. J. Barstow, et W. R. Hiatt, 2004, *J Appl Physiol* (1985), 97(2), p. 631.

La cinétique de  $\dot{V}O_2$  peut être quantifiée à l'aide de la variable Tau ( $\tau$ ), qui désigne le temps nécessaire pour atteindre 63 % de la variation totale du  $\dot{V}O_2$  au cours de la phase primaire (Bauer *et al.*, 1999). Initialement, le ralentissement de la cinétique de  $\dot{V}O_2$  au début de l'exercice chez les patients avec AOMI a été caractérisé par l'atteinte d'un niveau de  $\dot{V}O_2$  moindre après une minute de marche en comparaison à des sujets contrôles (J. H. Auchincloss *et al.*, 1976; J. H. Auchincloss, Jr. *et al.*, 1980). Plus récemment, la cinétique de  $\dot{V}O_2$  chez des patients avec AOMI a été caractérisée en utilisant la variable Tau, qui a été montrée comme

<sup>100</sup> La cinétique de  $\dot{V}O_2$  peut être décrite selon trois phases : i) la phase cardiodynamique, qui correspond à l'augmentation rapide du  $\dot{V}O_2$  au début de l'exercice ; ii) la phase primaire, qui correspond à une augmentation plus lente du  $\dot{V}O_2$ , jusqu'à ce que la demande en dioxygène soit satisfaite ; iii) la composante lente, qui correspond à une augmentation très lente, telle une dérive, du  $\dot{V}O_2$ , cette phase étant visible notamment lors d'exercices intenses (Bauer *et al.*, 1999).

étant deux fois plus élevée que la normale lors d'un exercice de marche sur tapis motorisé à charge constante (Barker *et al.*, 2004; Bauer *et al.*, 1999). À noter que la lenteur de la cinétique de  $\dot{V}O_2$  a été observée alors même que la variation totale du  $\dot{V}O_2$  au cours de la phase primaire n'était pas plus importante chez les patients avec AOMI en comparaison avec des personnes contrôles (Bauer *et al.*, 1999). Le lien entre la capacité d'exercice et Tau a été traduit d'une part par des corrélations significatives entre la capacité de marche et Tau ( $r = -0.72$  ;  $p < 0.05$ ), et d'autre part entre le  $\dot{V}O_2$  pic et Tau ( $r = -0.66$  ;  $p < 0.05$ ) (Barker *et al.*, 2004). Ainsi, plus l'augmentation du  $\dot{V}O_2$  en réponse à la demande métabolique est lente lors de l'exercice de marche, plus la capacité d'exercice est limitée chez les patients avec AOMI.

La limitation de l'adaptation à l'exercice et de la capacité d'exercice chez les patients avec AOMI serait principalement due à des phénomènes physiopathologiques se déroulant au niveau des membres inférieurs, et ne saurait être expliquée par une dysfonction endothéliale systémique ni par une détérioration systémique de la fonction cardiaque ou pulmonaire (Bauer *et al.*, 2004b). Cette idée a été proposée suite à l'observation de valeurs similaires de  $\dot{V}O_2$  pic, de  $\dot{V}O_2$  au seuil ventilatoire, et de Tau, chez des patients avec AOMI et claudication intermittente d'une part, et des personnes contrôles d'autre part, lors d'un exercice incrémenté effectué avec un ergomètre à bras (Bauer *et al.*, 2004b). Par ailleurs, une étude a montré, en utilisant la spectroscopie dans le proche infrarouge (NIRS, pour *Near-Infrared Spectroscopy*), que la cinétique de désaturation de l'hémoglobine en dioxygène (StO<sub>2</sub>) au niveau de la région du mollet est ralentie en début d'exercice chez les patients avec AOMI par rapport à la normale (Bauer *et al.*, 2004a). De même que pour la cinétique du  $\dot{V}O_2$ , la cinétique de StO<sub>2</sub> peut être caractérisée par la variable Tau, qui ici désigne le temps nécessaire pour atteindre 63 % de la variation totale de désaturation de l'hémoglobine en dioxygène entre la phase de repos et le moment où le minimum de StO<sub>2</sub> est atteint lors de l'exercice (Bauer *et al.*, 2004a). Lors de l'exercice à une intensité supérieure ou égale à 80 % du  $\dot{V}O_2$  pic, les patients avec AOMI ont une cinétique de StO<sub>2</sub> qui est quatre fois plus lente que la normale, en sachant que ce ralentissement n'est pas fonction de l'intensité de l'exercice (Bauer *et al.*, 2004a). Ces dernières données suggèrent que le ralentissement de la cinétique du  $\dot{V}O_2$  au début de l'exercice de marche est déterminé par des perturbations périphériques de nature hémodynamique et/ou métabolique et survenant dans les régions musculaires actives<sup>101</sup>.

---

<sup>101</sup> Si ces études ont mis essentiellement l'accent sur des adaptations physiopathologiques périphériques, des études longitudinales ont montré une amélioration de la capacité de marche suite à un programme d'exercices avec un ergomètre bras, suggérant que la capacité de marche pourrait être aussi améliorée par des adaptations cardiorespiratoires, donc centrales (Bronas, 2012; Zwiarska *et al.*, 2005).

## 2.2. Causes hémodynamiques et métaboliques de la limitation à l'exercice : un sujet de controverses

### 2.2.1. Rôle des adaptations hémodynamiques

Les perturbations hémodynamiques au repos et à l'exercice sont un phénomène physiopathologique clairement établi chez les patients avec AOMI. Au repos, les perturbations hémodynamiques conduisent à une réduction des PAS mesurées à la cheville ou au pied, et à une valeur d'IPS qui est inférieure à la normale<sup>102</sup> (Aboyans *et al.*, 2012). À l'exercice, les perturbations hémodynamiques se caractérisent par une moindre augmentation du débit sanguin au niveau des régions musculaires actives par rapport à des sujets contrôles (Green, 2002). Différentes techniques ont été mises en œuvre pour mesurer le débit sanguin dans les membres inférieurs lors de l'exercice chez les patients avec AOMI, et ces techniques ont souvent été utilisées lors d'un exercice de pédalage (Green, 2002). Avec la technique de la thermodilution, Sorlie et Myhre (1978) ont par exemple observé que le débit sanguin mesuré au niveau de la jambe (veine poplitée) à la fin d'un exercice incrémenté sur bicyclette ergométrique était faible chez les patients avec AOMI. Dans cette étude, le débit sanguin à la fin du test avait été multiplié par 2 par rapport aux valeurs de repos chez les patients avec AOMI, alors qu'il avait été multiplié par 20 chez les sujets contrôles. La limitation du débit sanguin à l'exercice chez les patients avec AOMI se traduit notamment par un prélèvement musculaire du dioxygène dans le sang qui est supérieur à la normale<sup>103</sup> pour une intensité absolue d'exercice donnée (Bauer *et al.*, 2004a; L. A. Carlson & Pernow, 1959, 1962). Ceci a été observé au cours même de l'exercice dès la fin des années 1950 lors d'une activité de pédalage de jambes (L. A. Carlson & Pernow, 1959, 1962). À l'époque, la mesure de StO<sub>2</sub> était effectuée par spectrophotométrie à partir de prélèvements sanguins à l'artère brachiale et aux veines fémorales. Il avait été observé que la diminution de StO<sub>2</sub> entre les compartiments artériels et veineux, et donc la différence artério-veineuse, augmentait davantage avec l'intensité de l'exercice chez les patients avec AOMI par rapport à des sujets contrôles (L. A. Carlson & Pernow, 1959, 1962). Plus récemment, des mesures de StO<sub>2</sub> effectuées de manière non invasive avec la technique de la *NIRS* ont permis de montrer des résultats similaires au cours de la marche sur tapis motorisé (Bauer *et al.*, 2004a). La technique de la *NIRS* a également permis d'étudier les réponses hémodynamiques chez différents profils de patients avec AOMI (Afaq *et al.*, 2007, 2008; Gardner *et al.*, 2012). Par exemple, il a été montré que

---

<sup>102</sup> Phénomène observable lorsque les artères sont compressibles.

<sup>103</sup> Cette information concerne l'importance du prélèvement du dioxygène sanguin par le muscle, et non pas la vitesse à laquelle l'augmentation du prélèvement du dioxygène s'opère lors de la phase d'adaptation à une intensité d'exercice donnée.

le tabagisme et un profil d'hypercholestérolémie sont associés à une chute plus importante de StO<sub>2</sub> au cours de l'exercice chez les patients avec AOMI (Afaq *et al.*, 2007, 2008). En revanche, aucune différence n'a été observée pour la chute de StO<sub>2</sub> au cours de l'exercice chez des patients présentant des profils symptomatologiques différents (Gardner *et al.*, 2012). Enfin, les perturbations hémodynamiques qui surviennent à l'exercice peuvent être reflétées, dans une certaine mesure, par une chute de la valeur de l'IPS mesuré en post-exercice par rapport à la mesure effectuée au repos. Ceci a pu être observé dès la réalisation d'une minute de marche sur tapis à 4.0 km·h<sup>-1</sup> et 10 % de pente (Fabry *et al.*, 1990). La chute de l'IPS et de la PAS mesurée à la cheville en post-exercice augmente de manière relativement linéaire avec l'intensité de l'exercice (Gardner, 1993; Gardner *et al.*, 1993).

En dépit de la réalité des perturbations hémodynamiques liées à l'AOMI, leur influence sur la limitation de la capacité d'exercice, notamment à la marche, a été mise en doute à plusieurs reprises. Green (2002) a exposé les arguments et les contre-arguments associés à l'idée que les perturbations hémodynamiques liées à l'AOMI n'auraient pas d'impact ou un impact seulement limité sur la capacité d'exercice. Ces arguments sont présentés dans le Tableau 15 (p. 157). Parmi ces arguments, on distingue le fait que la capacité d'exercice est faiblement corrélée à plusieurs indices reflétant les limitations hémodynamiques mesurées chez les patients avec AOMI, à savoir : l'IPS ; le débit sanguin au cours de l'exercice ; et le débit sanguin mesuré en post-exercice. De plus, les changements dans ces indices s'avèrent en général être peu liés aux changements observés dans la capacité d'exercice et *vice versa* à la suite d'un programme de réentraînement ou d'une chirurgie vasculaire. Toutefois, selon Green (2002), l'ensemble des études qui ont mis en doute la relation entre les perturbations hémodynamiques associées à l'AOMI et la capacité d'exercice présentent des limites méthodologiques qui rendent leurs arguments peu recevables. Parmi ces limites, on distingue notamment le fait que les mesures hémodynamiques (IPS, débit sanguin) ont généralement été effectuées au repos ou en récupération (*i.e.*, en post-exercice), et non au cours de l'exercice. Or, ces mesures peuvent ne pas refléter les réelles perturbations hémodynamiques qui se produisent au cours de l'exercice, notamment lors de la marche. De plus, les techniques qui ont été utilisées pour mesurer le débit sanguin au cours de l'exercice peuvent avoir été d'une efficacité limitée pour rendre compte de la relation entre la capacité d'exercice (évaluée dans le cas présent *via* une activité de pédalage sur cyclo-ergomètre) et les perturbations hémodynamiques liées à l'AOMI, d'une part en raison des régions anatomiques qui ont été étudiées, et d'autre part en raison de la faible résolution temporelle des mesures qui ont été effectuées (Green, 2002).

En définitive, il semble clair que les perturbations hémodynamiques lors de l'exercice expliquent principalement les limitations à l'exercice chez les patients avec AOMI en comparaison avec des personnes en bonne santé (Green, 2002; Hiatt *et al.*, 2015). De plus, il semble prudent de ne pas affirmer que les perturbations hémodynamiques sont un faible prédicteur de la capacité d'exercice, notamment de marche, chez les patients avec AOMI ; toutefois, davantage de données sont nécessaires pour établir clairement le lien existant entre les perturbations hémodynamiques à l'exercice et la capacité d'exercice (Green, 2002).

**Tableau 15. Arguments « pour » et « contre », et considérations méthodologiques, à propos de l'idée que les perturbations hémodynamiques ne limitent pas la capacité d'exercice**

Thème	IPS mesuré au repos et capacité d'exercice
Arguments « pour »	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Faibles corrélations entre l'IPS ou la PAS à la cheville (au repos) et la capacité de marche</li> <li>• Absence ou faibles corrélations entre l'IPS mesuré au repos, et <math>\dot{V}O_2</math> pic et la cinétique du <math>\dot{V}O_2</math>, ces derniers paramètres étant des facteurs importants de la capacité d'exercice</li> <li>• Amélioration voire « normalisation » de l'IPS de repos suite à la chirurgie vasculaire sans amélioration de la capacité de marche, ou avec amélioration de la capacité de marche mais qui reste diminuée par rapport à des personnes en bonne santé</li> <li>• Amélioration de la capacité d'exercice suite au réentraînement sans amélioration de l'IPS mesuré au repos</li> </ul>
Arguments « contre »	<ul style="list-style-type: none"> <li>• La relation entre l'IPS de repos et la capacité d'exercice peut être modifiée selon le protocole de marche utilisé (des corrélations significatives ont été observées entre l'IPS mesuré au repos et la capacité de marche mesurée lors d'un test à charge croissante)</li> <li>• La significativité de la relation [capacité d'exercice vs. IPS] peut dépendre de la sévérité de l'AOMI et de l'hétérogénéité du groupe étudié (la relation est plus forte lorsque la sévérité de l'AOMI est moindre)</li> <li>• Des mesures hémodynamiques autres que l'IPS de repos sont influencées par le réentraînement (<i>e.g.</i>, observation d'une augmentation du débit sanguin post-exercice [au mollet] sans augmentation de l'IPS de repos après un réentraînement)</li> <li>• Même la chirurgie vasculaire peut ne pas permettre d'augmenter l'IPS de repos, montrant ainsi que l'IPS n'est pas nécessairement le meilleur reflet des limitations hémodynamiques</li> <li>• L'augmentation de l'IPS au-delà de 0.90 à la suite de la chirurgie représentait parfois une augmentation relative pour l'IPS qui était similaire à celle observée pour la capacité d'exercice, suggérant un agrément relatif entre les changements dans l'IPS de repos et ceux observés dans la capacité de marche</li> </ul>
Considérations méthodologiques	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Les mesures de l'IPS au repos peuvent ne pas être liées aux mesures effectuées lors de l'exercice</li> <li>• L'IPS est une mesure de pression, et non de débit sanguin, alors que ce dernier est plus important à considérer pour expliquer les différences de capacité d'exercice</li> <li>• L'IPS est influencé par la PAS au bras, alors que cette dernière a peu d'importance pour la réponse du débit sanguin (dans les membres inférieurs) à l'exercice</li> <li>• L'IPS mesuré au repos peut ne pas refléter les changements hémodynamiques qui surviennent suite au réentraînement</li> </ul>
Thème	Débit sanguin au cours de l'exercice et capacité d'exercice
Arguments « pour »	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pas d'association entre i) l'augmentation de la puissance pic mesurée sur bicyclette ergométrique suite à un programme de réentraînement, et ii) le changement dans le débit sanguin mesuré à la veine poplitée au cours de l'exercice</li> <li>• Pas de corrélation entre i) le débit sanguin mesuré à la veine poplitée lors d'un exercice sur bicyclette ergométrique et ii) la capacité de marche</li> </ul>

- Considérations méthodologiques
- La veine poplitée peut ne pas être le meilleur site de mesure à considérer pour rendre compte des effets du réentraînement avec bicyclette ergométrique sur le débit sanguin au cours de l'exercice sur bicyclette ergométrique car les quadriceps sont probablement plus limitant lors d'un exercice sur bicyclette ergométrique (l'activation musculaire, le travail métabolique, et le débit sanguin, sont relativement plus élevés au niveau de la cuisse lors d'une activité de pédalage sur bicyclette ergométrique par rapport à la marche)
  - Les mesures à la veine poplitée peuvent ne pas être représentatives des différences de capacité de marche observées car ce sont en général les mollets qui sont limitant à la marche (les mesures risquent donc de se faire en amont et non en aval des lésions)

Thème	Débit sanguin post-exercice et capacité d'exercice
Arguments « pour »	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Absence ou faibles corrélations entre i) le débit sanguin pic mesuré en réaction à une hyperhémie (provoquée par gonflage de brassard à la jambe) et ii) la capacité de marche</li> <li>• Le réentraînement a un faible impact sur le débit sanguin pic (mesuré en réaction à une hyperhémie) alors qu'il peut permettre une augmentation de plus de 70 % de la capacité de marche</li> <li>• Les changements dans le débit sanguin pic (suite à une hyperhémie provoquée avec brassard, ou suite à un exercice du mollet, ou encore mesuré au tibial antérieur avec la technique de clairance du Xe<sup>133</sup> lors de la marche) ne sont pas corrélés au changement dans la capacité de marche suite à un programme de réentraînement</li> <li>• Absence d'augmentation du débit sanguin pic suite à un exercice de contractions du mollet en dépit d'une augmentation de la capacité de marche suite à un programme de réentraînement</li> </ul>
Arguments « contre »	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Une étude a montré une augmentation importante du débit sanguin pic en réaction à une hyperhémie provoquée avec exercice au mollet suite à un programme d'exercice</li> <li>• Existence de corrélations entre le débit sanguin et la capacité de marche qui sont plus élevées lorsque le groupe de patients étudiés est séparé en deux : les patients avec une capacité de marche relativement faible d'un côté et ceux avec une capacité de marche relativement élevée d'un autre côté</li> <li>• La chirurgie permet d'améliorer le débit sanguin et le <math>\dot{V}O_2</math> à des intensités légères et modérées d'exercice mais ces paramètres ne sont plus normalisés (par rapport à des personnes saines) aux intensités les plus élevées qui peuvent être supportées par les patients, suggérant ici un impact de la limite hémodynamique (celle du débit sanguin) sur la capacité d'exercice</li> <li>• Le degré selon lequel le débit sanguin prédit la capacité d'exercice dépend de la sévérité des perturbations hémodynamiques et fonctionnelles, avec une faible prédiction chez les patients ayant une AOMI sévère et ayant une faible capacité de marche</li> </ul>
Considérations méthodologiques	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Le débit sanguin post-exercice n'est par définition pas une mesure réalisée à l'exercice, ce qui peut poser problème pour rendre compte efficacement des adaptations qui se déroulent au cours de l'exercice</li> <li>• Les mesures du débit sanguin au mollet effectuées suite à une hyperhémie provoquée après compression de la jambe peuvent ne pas représenter les adaptations se déroulant à la marche surtout lorsque les lésions se situent à un niveau proximal</li> <li>• La technique du Xe<sup>133</sup> ne représente pas efficacement le débit sanguin en présence de hauts niveaux de débit sanguin, ce qui peut affaiblir la relation observée entre la capacité d'exercice et le débit sanguin lorsque cette relation est étudiée de manière linéaire</li> <li>• Les techniques utilisées (thermodilution et dilution de colorant) ont une résolution temporelle limitée, et de fait ne peuvent pas rendre compte de l'amélioration de la réponse du débit sanguin (vitesse d'adaptation) en début d'exercice suite à une intervention</li> </ul>

*Note.* L'ensemble des informations présentées dans ce tableau provient de l'article "Haemodynamic limitations and exercise performance in peripheral arterial disease" de S. Green, 2002, *Clin Physiol Funct Imaging*, 22(2), 81-91. Les arguments présentés font référence à des résultats d'études qui ont été publiés dans la littérature. IPS = index de pression systolique ; Xe = Xénon ;  $\dot{V}O_2$  = débit de consommation de dioxygène.

### 2.2.2. Rôle des adaptations métaboliques

Le rôle des adaptations métaboliques dans la limitation de la capacité d'exercice est controversé (Brass *et al.*, 2004). Les différents arguments en faveur et en défaveur de l'existence d'une dysfonction métabolique et de son potentiel impact sur la limitation de la capacité d'exercice sont présentés dans le Tableau 16 (p. 160). L'idée de l'existence d'une dysfonction métabolique chez les patients avec AOMI provient notamment de l'accumulation de produits métaboliques liés au métabolisme aérobie (*e.g.*, l'acylcarnitine) qui a été observée dans la cellule musculaire et le plasma de patients avec AOMI, cette accumulation reflétant un fonctionnement non optimal de la filière oxydative (Brass *et al.*, 2004). De plus, il a été montré à la suite de mesures de StO<sub>2</sub> au mollet, avec la NIRS, que la cinétique de StO<sub>2</sub> était ralentie chez les patients avec AOMI au cours de l'exercice, en comparaison avec des personnes en bonne santé (Bauer *et al.*, 2007; Bauer *et al.*, 2004a). Ce phénomène a été observé lors de la marche sur tapis motorisé à différentes intensités d'exercice (équivalant à ~60, ~80 et ~100 % de la puissance de travail pic) (Bauer *et al.*, 2004a) ainsi qu'en condition de débit sanguin normal lors d'un exercice de flexion plantaire (Bauer *et al.*, 2007). Ce ralentissement de la cinétique de StO<sub>2</sub> serait le reflet de la détérioration de la capacité du muscle à utiliser le dioxygène qui lui parvient ; conséquence d'une myopathie mitochondriale (Bauer *et al.*, 2007; Bauer *et al.*, 2004a; Brass *et al.*, 2004).

Comme présenté dans le Tableau 16 (p. 160), l'existence d'une dysfonction métabolique chez les patients avec AOMI et l'ensemble des arguments qui la supportent, ont été contestés (Brass *et al.*, 2004; Green, 2002). Cette contestation a reposé notamment sur des arguments qui ont mis en avant l'importance des adaptations du débit sanguin à l'exercice pour expliquer la capacité d'exercice. Cette contestation a également mis en doute l'existence même d'une dysfonction métabolique, en expliquant que les altérations du métabolisme musculaire ne sont pas forcément liées à un problème musculaire en tant que tel, mais sont plutôt liées à des problèmes hémodynamiques. À noter que cette contestation s'est notamment appuyée sur le fait que les patients avec AOMI ne semblent pas limités dans la capacité d'extraction maximale du dioxygène. Toutefois, ceci est un aspect différent de la cinétique de StO<sub>2</sub>, qui elle occupe une place centrale dans les arguments en faveur de l'existence d'une dysfonction métabolique chez les patients avec AOMI (Brass *et al.*, 2004). De plus, l'étude menée par Bauer *et al.* (2007), montrant une cinétique de StO<sub>2</sub> ralentie au début de l'exercice en condition normale de débit sanguin, vient à l'encontre de l'idée de l'absence pure et simple d'une dysfonction métabolique. Dans le même sens, il a été trouvé une corrélation qui tendait à être significative entre la cinétique de  $\dot{V}O_2$  au début d'un exercice de marche sur tapis



motorisé, et les concentrations musculaires en pyruvate déshydrogénase, une enzyme chargée de transformer le pyruvate en acétyl-CoA<sup>104</sup> ( $r = -0.56$  ;  $p = 0.09$ ) (Barker *et al.*, 2004).

**Tableau 16. Arguments « pour » et « contre » l'idée qu'une dysfonction métabolique musculaire contribue à la limitation de la capacité d'exercice**

Arguments « pour » (E. P. Brass et W. R. Hiatt)	Arguments « contre » (S. Green)
<p><i>De l'existence d'une dysfonction métabolique...</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Augmentation de l'expression et de l'activité mitochondriale dans les muscles des MI des patients avec AOMI (phénomène caractéristique des maladies ou des conditions où la fonction mitochondriale est perturbée)</li> <li>• Accumulation, dans les tissus ou le plasma, de métabolites intermédiaires ou de produits issus de l'oxydation incomplète de substrats énergétiques : accumulation de lactate dans le muscle à des intensités d'exercice très faibles (le lactate étant le produit de l'oxydation incomplète du glucose<sup>a</sup>), accumulation d'acylcarnitine dans le plasma et le muscle squelettique</li> <li>• L'activité de certaines enzymes de la chaîne de transport des électrons par unité de mitochondrie est diminuée</li> <li>• Étant donné que le débit sanguin au repos et au tout début de l'exercice est normal chez les patients avec AOMI, le rôle direct du débit sanguin dans le ralentissement de la cinétique de <math>\dot{V}O_2</math> au début de l'exercice serait difficile à comprendre</li> <li>• La cinétique du métabolisme oxydatif musculaire est également ralentie chez les patients avec AOMI, ce qui reflèterait le changement dans la capacité des mitochondries à répondre à une augmentation de la demande métabolique</li> <li>• Le ralentissement de la cinétique de <math>StO_2</math> au début de l'exercice supporte l'idée qu'un problème d'utilisation de l'<math>O_2</math> au niveau musculaire est à la base du ralentissement de la cinétique du <math>\dot{V}O_2</math></li> </ul> <p><i>... et de son impact sur la capacité d'exercice</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Les données traduisant la répercussion d'une dysfonction métabolique sur la capacité d'exercice manquent</li> </ul>	<p><i>De l'importance des limitations hémodynamiques...</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Le <math>\dot{V}O_2</math> mesuré au niveau musculaire (mollet) chez les patients avec AOMI est limité par le débit sanguin, pas par le prélèvement de l'<math>O_2</math> dans le sang</li> <li>• Les variations (entre patients) dans le débit sanguin maximal aux jambes peuvent expliquer les variations du <math>\dot{V}O_2</math> pic selon une large proportion</li> <li>• Des études suggèrent que les variations dans la cinétique du débit sanguin pourraient expliquer les variations dans la cinétique de <math>\dot{V}O_2</math> et la capacité d'exercice</li> <li>• Les changements dans le débit sanguin suite à une intervention thérapeutique conduisent à des changements similaires dans le <math>\dot{V}O_2</math> pic, la cinétique de <math>\dot{V}O_2</math>, et la capacité d'exercice</li> <li>• Les variations (entre patients) dans l'extraction de l'<math>O_2</math> n'expliqueraient que 3 à 6 % des variations du <math>\dot{V}O_2</math> pic ; ceci ne supporte pas le rôle significatif de l'extraction de l'<math>O_2</math> dans le <math>\dot{V}O_2</math> pic</li> <li>• Dans le cadre d'une myopathie mitochondriale, l'extraction maximale de l'<math>O_2</math> et le <math>\dot{V}O_2</math> pic sont très faibles, plus faibles que les niveaux observés chez les patients avec une AOMI</li> </ul> <p><i>... à la remise en cause d'une dysfonction métabolique</i></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Plusieurs facteurs peuvent expliquer la perturbation de la consommation de l'<math>O_2</math> au niveau musculaire : i) une réduction du débit sanguin et de la délivrance de l'<math>O_2</math> au niveau musculaire ; ii) une faible distribution du flux sanguin et de l'<math>O_2</math> aux muscles actifs ; iii) une diffusion ralentie de l'<math>O_2</math> des capillaires vers les mitochondries des fibres musculaires actives ; iv) des perturbations de la consommation mitochondriale d'<math>O_2</math> ; or, seul le dernier facteur renvoie à une dysfonction métabolique</li> <li>• Les mitochondries prélevées à partir d'un muscle ischémique d'un patient avec AOMI fonctionnent normalement de manière isolée (taux d'oxydation du pyruvate normal, production normale d'ATP)</li> </ul>

<sup>104</sup> L'acétyl-CoA est une molécule qui est au cœur du fonctionnement de la filière énergétique oxydative. Sa dégradation, qui s'effectue par le biais de diverses réactions chimiques (dans le cycle de Krebs plus précisément), conduit à la production d'ATP et d'ions hydrogènes  $H^+$ . Ces ions  $H^+$  sont pris en charge dans la chaîne de transport des électrons. Les réactions chimiques impliquées dans la chaîne de transport des électrons nécessitent l'utilisation de dioxygène. Ces réactions chimiques conduisent à la production d'eau ainsi qu'à la production d'une quantité importante d'énergie (Costill & Wilmore, 2006). Sur la base de cette description, on peut effectivement penser que si la production d'acétyl-CoA est perturbée, les réactions oxydatives se déroulant à la suite de la production de l'acétyl-CoA le seront aussi, ce qui se traduira par un ralentissement du  $\dot{V}O_2$ .

Arguments « pour » (E. P. Brass et W. R. Hiatt)	Arguments « contre » (S. Green)
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Les conséquences biochimiques importantes de la dysfonction métabolique pourraient être : l'impossibilité d'utiliser l'O<sub>2</sub> au début de l'exercice, causant une dégradation rapide des stocks d'ATP et de PCr, et une accumulation de l'ADP et des phosphates intracellulaires, contribuant ainsi à la stimulation de la glycolyse ; le changement biochimique du milieu pourrait en retour affecter différents processus comme la force de contraction musculaire, ou la capacité à maintenir un exercice</li> <li>• Le degré d'accumulation de l'acylcarnitine observé au repos est fortement corrélé avec la limitation à l'exercice</li> <li>• Des corrélations et des effets liés au traitement suggèrent fortement l'existence d'un lien entre la dysfonction métabolique et l'intolérance à l'exercice : fortes corrélations observées entre les niveaux d'acylcarnitine produite lors de l'exercice et la capacité fonctionnelle ; l'entraînement réduit les concentrations au repos d'acylcarnitine et ce changement est associé avec la magnitude de l'amélioration de la capacité fonctionnelle ; la prise de certains médicaments qui interagissent avec des mécanismes clés du métabolisme (carnitine et propionyl-L-carnitine) améliore la fonction ambulatoire chez les patients avec AOMI</li> <li>• Le résidu de limitation fonctionnelle observé après revascularisation pourrait être lié à la dysfonction métabolique</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• La respiration mitochondriale maximale et l'activité des enzymes de la chaîne respiratoire sont normales chez les patients avec AOMI alors qu'elles peuvent être de 20 à 30 % moindres en cas de myopathie</li> <li>• Les rapports entre les activités de différentes enzymes (indiquant que certaines enzymes fonctionnent moins bien que la normale) ne sont pas corrélés avec le <math>\dot{V}O_2</math> pic</li> <li>• Une inertie dans le métabolisme musculaire est susceptible de causer le ralentissement de la cinétique de <math>\dot{V}O_2</math> chez tout le monde ; mais il n'y a pas de preuve que cette inertie soit augmentée chez les patients avec AOMI ou que les différences d'inertie dans le métabolisme musculaire expliquent les différences de performance chez les patients avec AOMI</li> <li>• Les données relatives à l'augmentation du débit sanguin au cours de la première minute d'exercice sont loin d'être claires et il existe des études ayant montré une augmentation lente du débit sanguin même au cours de l'exercice léger</li> <li>• Observation d'une absence d'augmentation de l'acétylcarnitine au repos ou d'une relation significative de l'acétylcarnitine avec la performance ou le <math>\dot{V}O_2</math> pic chez les patients avec AOMI</li> <li>• Il est possible que les réponses anormales d'acylcarnitine à l'exercice soient dues à un problème hémodynamique (et non pas métabolique) car les niveaux d'acétylcarnitine n'augmentent pas non plus à l'exercice ischémique chez les individus sains</li> </ul>

*Note.* L'ensemble des informations présentées dans ce tableau provient de l'article "Skeletal muscle metabolic changes in peripheral arterial disease contribute to exercise intolerance: a point-counterpoint discussion" de E. P. Brass, W. R. Hiatt, et S. Green, 2004, *Vasc Med*, 9(4), 293-301 ; AOMI = artériopathie oblitérante des membres inférieurs ;  $\dot{V}O_2$  = débit de consommation de dioxygène ; O<sub>2</sub> = dioxygène.

<sup>a</sup>Le lactate s'accumulerait donc non pas à cause de l'ischémie mais à cause d'une dysfonction métabolique. Ceci se caractériserait par le fait que la cellule musculaire a tendance à davantage convertir le pyruvate directement en lactate plutôt qu'à le transformer en vue d'une prise en charge par la voie oxydative.

L'existence d'une dysfonction métabolique musculaire chez les patients avec AOMI et son potentiel impact sur la capacité d'exercice n'est donc pas encore claire. D'autres études doivent être menées, notamment pour caractériser le comportement de la fonction mitochondriale à l'exercice, et pour mettre ceci en relation avec la capacité d'exercice. De plus, des études couplant des analyses à l'échelle mitochondriale avec des analyses à une échelle plus intégrative (*e.g.*, avec des mesures de débit sanguin), permettront de mieux caractériser les influences respectives des perturbations métaboliques et hémodynamiques sur la capacité fonctionnelle des patients avec AOMI (Brass *et al.*, 2004).

### 2.3. Rôle de la production de lactate

Compte tenu des troubles qui surviennent dans l'augmentation du  $\dot{V}O_2$  à l'exercice, il serait légitime de penser que le métabolisme anaérobie des patients avec AOMI est accru lors de l'exercice en comparaison à des personnes normales. Ceci pourrait être reflété par une augmentation importante de la concentration sanguine en lactate au cours de l'exercice. Pourtant, la littérature ne fournit pas des résultats consensuels à ce sujet. Des études assez anciennes ont montré que la concentration sanguine en acide lactique était plus élevée chez les patients avec AOMI par rapport à des personnes saines et ce pour une même intensité d'exercice absolue et relative lors d'un exercice incrémenté de pédalage avec une seule jambe (L. A. Carlson & Pernow, 1959, 1962). Dans ces études, l'augmentation de la concentration en acide lactique avait été observée à la fois dans le sang prélevé au niveau de l'artère brachiale et dans le sang prélevé au niveau de la veine fémorale de la jambe active (L. A. Carlson & Pernow, 1959, 1962). Lorsque la puissance maximale était atteinte ( $\sim 300 \text{ kg} \cdot \text{min}^{-1}$  soit  $\sim 50 \text{ W}$ ), la concentration d'acide lactique mesurée dans le sang veineux était de 60 à 83 mg pour 100 ml de sang (*i.e.*, de 6.7 à 9.2  $\text{mmol} \cdot \text{L}^{-1}$  de sang). Lorsque les patients avec AOMI atteignaient ces valeurs, les personnes contrôles affichaient des valeurs deux fois moins élevées (entre 30 et 40 mg pour 100 ml de sang, *i.e.*, entre 3.3 et 4.4  $\text{mmol} \cdot \text{L}^{-1}$  de sang) (L. A. Carlson & Pernow, 1959). Selon les auteurs, la haute concentration en lactate dans le sang veineux indiquait une haute concentration intracellulaire en lactate. Ceci était probablement dû, selon les auteurs, à une augmentation de la formation de lactate et/ou à une perturbation de l'élimination du lactate dans les tissus en raison de la perturbation du débit sanguin (L. A. Carlson & Pernow, 1959). En outre, de plus hautes concentrations en lactate avaient été trouvées dans la jambe la plus affectée en comparaison avec la jambe la moins affectée (L. A. Carlson & Pernow, 1962).

Par la suite, plusieurs études n'ont pas observé une telle augmentation de la concentration sanguine en lactate au cours de l'exercice. Dans l'étude de Hiatt *et al.* (1988), la concentration en lactate dans le sang prélevé à la veine de la main n'était que modestement augmentée à la fin d'un test incrémenté de marche sur tapis motorisé<sup>105</sup> par rapport au repos bien que la différence était significative ( $2.2 \pm 1.0 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$  à la fin du test *vs.*  $1.0 \pm 0.3 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$  au repos ;  $p < 0.001$ ). Dans cette étude, la variation dans la concentration sanguine en lactate n'était par corrélée à la localisation des lésions (unilatérales, bilatérales, proximales, distales) et n'était que faiblement corrélée à l'IPS ( $r = 0.32$  ;  $p < 0.05$ ). De même, B. Parr *et al.* (2008) n'ont trouvé des valeurs que de  $3.3 \pm 1.4 \text{ mmol} \cdot \text{L}^{-1}$  pour la concentration sanguine

---

<sup>105</sup> Marche à  $3.2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  avec augmentation de la pente de 3.5 % toutes les 3 minutes.

en lactate dans le sang veineux prélevé trois minutes après la fin d'un test incrémenté de Gardner-Skinner chez des patients avec AOMI. Dans cette dernière étude, la concentration sanguine en lactate post-exercice n'était pas corrélée avec *ICD* ni avec *ACD* (B. Parr *et al.*, 2008).

Les différences de résultats observées entre les premières études et les plus récentes peuvent être liées à des différences dans les sites anatomiques utilisés pour effectuer les prélèvements sanguins, ou encore à des différences dans les types d'exercices qui ont été proposés aux patients (pédalage *vs.* marche). Par ailleurs, certains auteurs ont évoqué le fait que la concentration sanguine en lactate seule n'est pas un indice parfait du degré de satisfaction des besoins tissulaires en dioxygène ; une augmentation de la concentration sanguine en lactate pouvant survenir alors même que l'apport en dioxygène n'est pas diminué (L. A. Carlson & Pernow, 1962). Au final, les études présentées ici ne permettent pas de conclure que la production d'acide lactique est un facteur de l'apparition de la douleur et de la limitation à l'exercice chez les patients avec AOMI.

#### 2.4. Rôle de la réponse cardiovasculaire centrale

La réponse cardiovasculaire centrale à l'exercice de marche est excessive chez les patients avec AOMI (Ritti-Dias *et al.*, 2011). Ceci se traduit pas une augmentation importante de la PAS, de la FC, et du produit PAS·FC<sup>106</sup> tout au long de l'exercice de marche, et ce avant même que la douleur n'apparaisse (Ritti-Dias *et al.*, 2011).

L'augmentation importante et continue de la PAS au cours de l'exercice de marche a été observée dans plusieurs études (Baccelli *et al.*, 1999; Bakke *et al.*, 2007; Muller *et al.*, 2012; Ritti-Dias *et al.*, 2011). L'augmentation rapide et importante de la PAS dès le début de la marche a été associée au réflexe de pression à l'exercice (Baccelli *et al.*, 1999). Le réflexe de pression désigne la stimulation de fibres nerveuses qui conduisent à l'augmentation de la PAS en réponse à la contraction musculaire, particulièrement en condition ischémique (Baccelli *et al.*, 1999). Des données de PAS obtenues chez des patients avec AOMI lors d'exercices de flexion plantaire et au cours de stimulations électriques, et suite à l'absorption d'antioxydants à haute dose, suggèrent que l'augmentation du réflexe de pression à l'exercice chez les patients avec AOMI est liée à une réduction chronique de la perfusion des membres inférieurs au repos, et que le stress oxydant joue un rôle dans cette réponse excessive (Muller *et al.*, 2012). Dans l'étude de Baccelli *et al.* (1999), le réflexe de pression à l'exercice était observable avant l'apparition de la douleur, mais il ne semblait pas être accentué avec

---

<sup>106</sup> *Rate pressure product (RPP)* en anglais. Le *RPP* représente le travail cardiaque.

l'apparition de la douleur. En revanche, l'augmentation de la PAS était d'autant plus importante que la vitesse de marche était élevée et que la durée de l'exercice était longue. En outre, dans cette étude, et contrairement aux résultats de Ritti-Dias *et al.* (2011), l'augmentation de la PAS était associée à la sévérité de l'AOMI qui avait été scorée en fonction du degré des lésions évaluées par artériographie (Baccelli *et al.*, 1999). Un second résultat de l'étude de Baccelli *et al.* (1999) qui était contradictoire avec ceux de Ritti-Dias *et al.* (2011) est qu'aucune augmentation excessive de la FC n'avait été observée au cours de l'exercice.

Ces études suggèrent que l'ischémie chronique et l'ischémie d'exercice ont un rôle important dans la réponse cardiovasculaire à l'exercice. Toutefois, ces réponses cardiovasculaires n'ont pas, à notre connaissance, été associées à la limitation de la capacité d'exercice.

### **3. Normalisation des phénomènes physiopathologiques en récupération**

#### **3.1. Normalisation de l'ischémie**

La normalisation de l'ischémie en récupération a notamment été étudiée par le biais de mesures de la pression transcutanée en dioxygène (tcPO<sub>2</sub>). La tcPO<sub>2</sub> dépend principalement du flux et du niveau de saturation en dioxygène du sang qui arrive au niveau de la peau<sup>107</sup>. Chez une personne ne présentant pas problème d'insuffisance artérielle au niveau des membres inférieurs, l'apport en dioxygène aux muscles actifs lors de l'exercice est suffisant, ce qui ne cause pas de variations importantes de la tcPO<sub>2</sub> mesurée au niveau des membres inférieurs (Holdich *et al.*, 1986). En revanche, chez des patients avec AOMI, et lors de l'exercice, le déficit d'apport sanguin en dioxygène aux muscles actifs situés en aval des lésions artérielles cause un vol de sang de la peau vers les muscles actifs, un vol auquel s'ajoute un fort taux d'extraction du dioxygène afin d'essayer de satisfaire la demande métabolique liée à l'exercice. La conséquence de ce phénomène est une chute de la tcPO<sub>2</sub> mesurée aux niveaux des sites ischémiques (Holdich *et al.*, 1986).

---

<sup>107</sup> La mesure de la tcPO<sub>2</sub> a été rendue possible grâce aux électrodes de Clarke, qui génèrent un signal électrique proportionnel à la concentration de dioxygène du milieu dans lequel elles baignent. Lorsqu'elles sont mises en contact avec la peau, ces électrodes renseignent sur la pression en dioxygène qui règne au niveau cutané et sous-cutané. Autrement dit, les valeurs de tcPO<sub>2</sub> mesurées renseignent sur l'oxygénation locale de la peau, laquelle reflète l'état ischémique de la région anatomique étudiée (Hauser & Shoemaker, 1983).

L'ischémie, caractérisée à l'aide de mesures de tcPO<sub>2</sub>, présente en général ses niveaux les plus importants au cours de la récupération (P. Byrne *et al.*, 1984; Gardner *et al.*, 1991a; Holdich *et al.*, 1986). Une fois que le niveau maximal d'ischémie a été atteint, l'ischémie se normalise progressivement au cours du temps. Ceci se traduit par une augmentation progressive de la tcPO<sub>2</sub> au cours de la récupération. La normalisation de l'ischémie (*i.e.*, le retour de la tcPO<sub>2</sub> aux valeurs de repos) peut prendre plusieurs minutes suite à la réalisation d'un test de marche (P. Byrne *et al.*, 1984; Gardner *et al.*, 1991a; Gardner *et al.*, 1992; Hauser & Shoemaker, 1983; Holdich *et al.*, 1986). Dans l'étude de Hauser et Shoemaker (1983), près de 3-4 minutes de récupération étaient nécessaires pour atteindre 50 % de la valeur de tcPO<sub>2</sub> de repos mesurée à différents sites, et il fallait plus de 5 minutes pour que les valeurs de tcPO<sub>2</sub> soient entièrement normalisées. Lors d'études ultérieures, il était nécessaire d'attendre plus de 10 minutes pour que la tcPO<sub>2</sub> mesurée en-dessous du genou (au mollet et/ou au pied, ou au tibia antérieur) retrouve les valeurs de repos (P. Byrne *et al.*, 1984; Gardner *et al.*, 1991a; Gardner *et al.*, 1992). Le fait que la tcPO<sub>2</sub> mette près de 10 minutes à retrouver des valeurs de repos implique qu'il subsiste des anomalies longtemps après l'arrêt de l'exercice quant à la distribution du flux sanguin et quant à l'extraction du dioxygène (Holdich *et al.*, 1986).

### 3.2. Normalisation de la pression artérielle systolique mesurée à la cheville

La PAS à la cheville et l'IPS mettent également du temps à retrouver des valeurs de repos suite à un exercice de marche (Feinberg *et al.*, 1992; Gardner *et al.*, 1991a; Gardner *et al.*, 1992). Comme pour la tcPO<sub>2</sub>, il a été rapporté que les valeurs de PAS mesurées à la cheville, ainsi que celles de l'IPS, sont encore en-dessous des valeurs initiales de repos 10 minutes après la fin d'un test de marche sur tapis motorisé (Gardner *et al.*, 1991a; Gardner *et al.*, 1992). Des auteurs ont rapporté que la chute de l'IPS est plus importante, et que le temps nécessaire à la normalisation de l'IPS est plus long, lorsque le patient marche jusqu'à l'arrêt causé par la douleur, en comparaison à la réalisation d'une marche de seulement une minute sur tapis motorisé (à 4.0 km·h<sup>-1</sup> ; 10 % de pente) (Fabry *et al.*, 1990). Dans l'étude de Feinberg *et al.* (1992), la normalisation de la PAS à la cheville pouvait prendre jusqu'à 20 minutes. Toutefois, la chute de la PAS à la cheville et de l'IPS observée en post-exercice, de même que le temps nécessaire à leur normalisation en récupération, peuvent être moindres chez les patients avec une meilleure capacité fonctionnelle en comparaison avec ceux qui sont davantage limités sur le plan fonctionnel (Fabry *et al.*, 1990). En outre, il a été montré que le réentraînement à la marche peut conduire à une réduction de la chute de PAS à la cheville à la suite d'un exercice de marche, ainsi qu'à une accélération de sa normalisation en récupération

(Feinberg *et al.*, 1992). Rappelons cependant que le réentraînement à la marche ne s'accompagne pas systématiquement d'une amélioration des valeurs de PAS et d'IPS mesurées au repos et en post-exercice (Green, 2002).

### 3.3. Normalisation de la douleur

La normalisation (ou la disparition) de la douleur suite à la réalisation d'un exercice symptômes-limité est un phénomène qui semble avoir été peu étudié chez les patients avec AOMI. L'étude de Gardner (1993) a cependant apporté plusieurs informations importantes sur le sujet. Premièrement, la vitesse de disparition de la douleur suite à un exercice de marche symptômes-limité semble varier de manière importante d'un patient à un autre (Gardner, 1993). Deuxièmement, il apparaît que la durée nécessaire à la disparition de la douleur à la suite d'un test de marche n'est pas modifiée lorsque l'on fait varier l'intensité de la marche imposée lors du test (Gardner, 1993). Dans l'étude de Gardner (1993), entre 340 et 400 secondes étaient nécessaires, en moyenne, pour que la douleur disparaisse à la suite de l'exercice de marche selon l'intensité de marche qui venait d'être testée (différences entre les intensités testées non significatives). Troisièmement, il apparaît que lorsque la douleur disparaît lors de la récupération, les valeurs de tcPO<sub>2</sub>, de PAS mesurée à la cheville, et de l'IPS, demeurent significativement inférieures à celles mesurées au repos (Gardner, 1993; Holdich *et al.*, 1986). Autrement dit, l'ischémie et la PAS mesurées à la cheville ne sont pas encore normalisées lorsque la douleur disparaît.

### 3.4. Normalisation de la fréquence cardiaque

La cinétique de diminution de la FC en récupération post-exercice semble dépendre de l'importance de l'ischémie qui a été causée lors de l'exercice (Mahe *et al.*, 2011). Dans l'étude de Mahe *et al.* (2011), l'importance de la diminution de la FC une minute après la réalisation d'un test de marche sur tapis motorisé était inversement corrélée à l'importance de l'atteinte ischémique totale des membres inférieurs évaluée lors du test à l'aide de mesures de tcPO<sub>2</sub> aux fesses et aux mollets ( $r = 0.629$  ;  $p < 0.0001$ ). Ainsi, moins l'atteinte ischémique totale était importante à la fin du test, plus importante était la chute de la FC à la fin de la 1<sup>ère</sup> minute de récupération. Cette corrélation demeurait significative après ajustement pour la variation de FC observée entre le repos et la fin de l'exercice (Mahe *et al.*, 2011). Les relations entre la chute de la FC à la fin de l'exercice, le niveau d'ischémie atteint au cours de l'exercice, et la capacité de marche, n'avaient pas été évaluées dans cette étude.

## 4. Rôle des adaptations physiopathologiques au cours de la marche répétée dans la limitation de la capacité de marche

### 4.1. Avant-propos

Les adaptations physiopathologiques qui ont été décrites précédemment ont été étudiées systématiquement au cours ou à la suite d'une marche symptômes-limitée isolée. Bien qu'utiles pour mettre en évidence et comprendre les déterminants physiopathologiques de la capacité de marche, ces études ne permettent pas de conclure sur la nature des facteurs susceptibles d'expliquer la variabilité de la capacité de marche des patients avec AOMI d'une période de marche à une autre. À contrario, les études qui ont investigué les adaptations physiopathologiques et/ou la capacité de marche au cours de la marche répétée<sup>108</sup> (Boissier *et al.*, 1997; Capecchi *et al.*, 1997; Coughlin *et al.*, 2006; Coughlin *et al.*, 2001) sont d'un intérêt particulier pour essayer de comprendre ce qui affecte la variabilité de la capacité de marche. Étudier la capacité de marche et les adaptations physiopathologiques sous-jacentes lors de la marche répétée semble important dans la mesure où cela caractérise l'activité de marche telle qu'elle est en condition de vie réelle chez les patients (Clarke *et al.*, 2013), de même que cela renvoie à la forme d'exercices classiquement proposée dans le cadre du réentraînement à la marche chez les patients avec AOMI (Hirsch *et al.*, 2006). Pourtant, peu d'études ont été conduites sur le sujet. Les parties suivantes s'intéressent à présenter ces études.

### 4.2. Caractérisation de l'évolution de la capacité de marche lors de la marche répétée

À notre connaissance, il existe très peu de données sur l'évolution de la capacité de marche au cours de la répétition de plusieurs périodes de marche symptômes-limitées avec des durées de récupération relativement courtes (*i.e.* d'une durée  $\leq 10$  minutes). Dans une étude menée chez 14 patients avec AOMI et claudication intermittente, Capecchi *et al.* (1997) ont montré que la capacité de marche mesurée lors d'un test sur tapis motorisé à charge croissante augmentait de manière significative à la suite<sup>109</sup> de la réalisation de quatre périodes de marche réalisées seulement jusqu'à l'occurrence de la douleur, et entrecoupées de périodes de récupération fixes de cinq minutes (+15.4 % pour *ICD* ; +26.9 % pour *ACD* ;  $p < 0.001$ ).

---

<sup>108</sup> *i.e.*, avec une alternance d'une ou plusieurs périodes de marche et de récupération.

<sup>109</sup> Après cinq minutes de récupération.



**Tableau 17. Résultats des études ayant proposé la double épreuve de marche physiologique chez des patients avec AOMI et claudication intermittente**

Auteurs	Caractéristiques des patients	$ICD_2/ICD_1$	$ACD_2/ACD_1$
Boissier <i>et al.</i> (1997) <sup>§</sup>	$N = 206$ 62 ans	0.59	0.65
Coughlin <i>et al.</i> (2001) <sup>†</sup>	$N = 49$ IPS = 0.75 (0.53–0.81) <i>NB : patients qui pouvaient réaliser le test de marche sur tapis</i>	0.34 (0.04–0.90)	0.56 (0.39–0.82)
	$N = 14$ IPS = 0.72 (0.5–0.85) <i>NB : patients qui ne pouvaient pas réaliser le test de marche sur tapis</i>	0.27 (0.05–0.64)	0.50 (0.41–0.70)
Coughlin <i>et al.</i> (2006) <sup>†</sup>	$N = 55$ 69 (48–85) IPS = 0.73 (0.58–0.82)	0.35 (0.04–0.78)	0.57 (0.42–0.81)

*Note.* Les chiffres numérotés en indices pour *ICD* et *ACD* indiquent que le paramètre correspond soit à la première marche soit à la deuxième marche effectuée dans le cadre de la double épreuve de marche physiologique. AOMI = artériopathie oblitérante des membres inférieurs ; *ICD* = distance de claudication relative ; *ACD* = distance de claudication absolue ;  $N$  = nombre de patients inclus.

<sup>§</sup>Les valeurs sont présentées en tant que moyennes. <sup>†</sup>Les valeurs sont présentées en tant que médianes (intervalle interquartile).

Les études qui ont proposé la double épreuve de marche physiologique<sup>110</sup> à des patients avec AOMI et claudication intermittente ont montré que le fait de restreindre la durée de récupération à 1 minute suite à une première marche symptômes-limitée entraînait une diminution de *ICD* et de *ACD* lors de la seconde marche (Boissier *et al.*, 1997; Coughlin *et al.*, 2006; Coughlin *et al.*, 2001). Comme le montre les valeurs moyennes ou médianes présentées dans le Tableau 17 (ci-dessus), *ACD* était réduite environ de moitié dans ces études lors de la seconde marche ; toutefois l'étendue des valeurs individuelles quant à l'évolution de *ACD* ou de *ICD* lors de la seconde marche par rapport à la première marche était très importante. Plus anciennement, Lewis (1931) a rapporté avoir observé que la douleur maximale revenait plus rapidement lors de la répétition d'exercices (lors desquels la circulation sanguine était stoppée) lorsque la durée de récupération entre les exercices était écourtée. Malheureusement, très peu d'informations ont été données dans le rapport de l'auteur quant au type de tests proposés, quant aux caractéristiques des sujets étudiés, ou encore quant à l'amplitude de l'effet observé. Toutefois, la relation logarithmique observée par Le Faucheur *et al.* (2010) entre le temps de récupération pris suite à une marche symptômes-limitée, et la capacité de marche lors de la marche subséquente au cours de

<sup>110</sup>Cf. Chapitre 2.3.2.1. « Double épreuve de marche physiologique » (p. 72).

l'ambulation en extérieur, suggère effectivement un effet important du temps de récupération sur la capacité de marche. Cet effet reste cependant à démontrer de manière systématique en conditions standardisées.

### 4.3. Rôles des adaptations physiopathologiques à la marche et en récupération

Compte tenu du peu d'informations disponibles sur le sujet des adaptations physiopathologiques au cours de la marche répétée chez les patients avec AOMI, il n'est possible que de supposer les mécanismes physiologiques impliqués dans l'évolution de la capacité de marche lors de la réalisation de plusieurs périodes de marche consécutives. Les données biologiques recensées par Capecchi *et al.* (1997) à la fin des tests de marche réalisés par les patients dans leur étude suggèrent que l'amélioration de la capacité de marche, à la suite de plusieurs périodes de marche réalisées jusqu'à l'occurrence de la douleur (entrecoupées de récupérations de cinq minutes), est permise par une diminution de la viscosité sanguine ( $p < 0.05$ ). Ceci signifie que la réalisation de plusieurs périodes de marche pourrait induire une meilleure circulation du sang et ainsi permettre une meilleure perfusion sanguine des régions musculaires actives.

La procédure expérimentale mise en œuvre par Capecchi *et al.* (1997) s'apparente à une stratégie qui est bien connue chez les patients cardiaques, mais qui l'est beaucoup moins chez les patients avec AOMI : le pré-conditionnement ischémique (Delagarde *et al.*, 2015; Saes *et al.*, 2013). Le principe de cette stratégie est d'imposer soit une ischémie légère sur un tissu cible, soit une ischémie à distance du tissu cible, afin que le tissu cible soit moins sujet aux méfaits de l'ischémie lorsque celle-ci survient de manière non contrôlée lors de l'exercice. Saes *et al.* (2013) et Delagarde *et al.* (2015) ont étudié l'effet du pré-conditionnement ischémique à distance sur la capacité de marche de patients avec AOMI et claudication intermittente sur tapis motorisé. Les auteurs ont imposé plusieurs cycles d'ischémie-reperfusion au niveau brachial avant la réalisation du test. Aucun effet n'avait été trouvé dans ces études sur l'évolution de la capacité de marche (Delagarde *et al.*, 2015; Saes *et al.*, 2013).

La réduction de la capacité de marche lorsque la durée de récupération est écourtée comme c'est le cas dans les études ayant proposé la double épreuve de marche physiologique (Boissier *et al.*, 1997; Coughlin *et al.*, 2006; Coughlin *et al.*, 2001) suggère un effet de la non-normalisation de l'ischémie au début de la seconde marche. En effet, si l'on pose que la capacité de marche est régie en partie par des phénomènes hémodynamiques (Green, 2002), on peut penser que la présence de perturbations hémodynamiques encore importantes au

début de la seconde marche, telles qu'une ischémie non normalisée, pourrait favoriser la réduction de la capacité de marche.

La double épreuve de marche physiologique a initialement été conçue pour que la réduction de la capacité de marche reflète à la fois l'importance de la chute de la PAS à la cheville à la fin de la première marche et la faible remontée de la PAS à la cheville avant le début de la seconde marche, ceci traduisant en principe la sévérité de l'AOMI (Coughlin *et al.*, 2001). Toutefois, ce principe pourrait être discuté compte tenu du fait que : les rapports  $[ICD_2/ICD_1]$  et  $[ACD_2/ACD_1]$  ne sont pas corrélés avec l'IPS de repos (Coughlin *et al.*, 2001) ; et il n'a pas été trouvé de corrélation entre les distances de claudication mesurées lors de la double épreuve de marche physiologique et le temps nécessaire à la normalisation de la PAS à la cheville mesurée à la suite d'un test de marche sur tapis motorisé (Boissier *et al.*, 1997). Cependant, une corrélation a été trouvée entre la chute de la PAS à la cheville au niveau de la jambe la plus affectée (mesurée à la suite d'un test de marche sur tapis motorisé) et les distances de claudication relative et absolue obtenues lors de la seconde marche de la double épreuve de marche physiologique (Boissier *et al.*, 1997).

Les études qui viennent d'être présentées ont rapporté des résultats différents sur la question de l'évolution de la capacité de marche au cours de la marche répétée. Ces différences sont probablement liées aux durées de récupération qui ont été proposées entre les périodes de marche symptômes-limitées. Si ces études suggèrent un effet de la durée de récupération sur l'évolution de la capacité de marche au cours de la marche répétée, aucune étude n'a à ce jour montré de manière systématique l'influence de la durée de récupération sur la capacité de marche. Ceci implique qu'on ne sait pas s'il est possible de définir une durée optimale de récupération au-delà de laquelle la capacité de marche ne serait plus substantiellement réduite voire pourrait être augmentée au cours de la marche répétée. La connaissance d'une telle durée de récupération pourrait permettre aux patients de mieux gérer leur stratégie de marche au quotidien pour se déplacer d'un point à un autre, cette stratégie reposant pour le moment principalement sur le ressenti de la douleur que l'on sait non représentatif du niveau d'atteinte ischémique des membres inférieurs (Gardner, 1993). De plus, déterminer une durée optimale de récupération pourrait sans doute permettre d'optimiser le réentraînement en modulant la meilleure combinaison [durée d'exercice ; durée de récupération] possible pour parcourir la plus grande distance possible dans le cadre d'un exercice de marche.

## 5. Résumé

La capacité d'exercice est limitée chez les patients avec AOMI et claudication intermittente en comparaison avec des personnes en bonne santé du même âge. Ceci se traduit notamment par une réduction de la capacité de marche et du débit maximal de consommation de dioxygène lors de la marche par rapport à la normale. Les déterminants physiopathologiques sous-jacents à la limitation de la capacité d'exercice chez les patients avec AOMI sont débattus et ne sont pas encore clairs. Les perturbations hémodynamiques survenant à l'exercice ont un rôle indéniable dans la limitation de la capacité de marche mais l'importance de ce rôle reste encore à délimiter. La capacité de marche pourrait être aussi limitée par des perturbations métaboliques, mais là encore, leur rôle dans la limitation de la capacité de marche mérite d'être éclairci. Dans tous les cas, les perturbations physiopathologiques qui se produisent au cours de l'exercice conduisent à une ischémie des régions musculaires actives lorsque celles-ci sont situées en aval des lésions artérielles. Le phénomène physiopathologique majeur observé chez les patients avec AOMI lors de la récupération post-exercice (symptômes-limité) est sans doute la lenteur de la normalisation de l'ischémie et des paramètres de PAS mesurés aux extrémités inférieures. Un autre aspect important observé lors de la récupération post-exercice chez ces patients est la dissociation qu'il existe entre le temps nécessaire à la disparition de la douleur ischémique, et celui nécessaire à la normalisation de l'ischémie, le premier étant plus court que le second. Cette dissociation pourrait contribuer à expliquer pourquoi certains patients estiment que leur capacité de marche varie, si ce n'est diminuée d'une marche à l'autre, lors de l'ambulation au quotidien, avec des reprises de la marche qui s'effectuent en général lorsque la douleur disparaît. Trop peu de données existent pour comprendre et expliquer pleinement ce qui fait que la capacité de marche des patients avec AOMI varie au cours d'une même période d'ambulation. Plusieurs études suggèrent que la durée de récupération pourrait être un déterminant important de la capacité de marche obtenue à la suite d'une première marche symptômes-limitée. Toutefois, ceci n'a jamais été étudié de manière systématique avec différentes durées de récupération testées, et à la lumière des adaptations physiopathologiques sous-jacentes qui se produisent au cours de l'exercice et lors de la récupération.



# PROBLEMATIQUE GENERALE, OBJECTIFS, ET ORGANISATION DU TRAVAIL DE THESE

## *Problématique générale et objectifs*

L'évaluation de la capacité de marche est une étape importante dans la prise en charge des patients avec AOMI. Le fait que l'évaluation de la capacité de marche doive pouvoir rendre compte des limitations fonctionnelles éprouvées par les patients en condition de vie réelle est une idée communément admise. Actuellement, l'évaluation de la capacité de marche en extérieur à l'aide du GPS est la méthode d'évaluation qui semble pouvoir refléter le mieux les limitations fonctionnelles des patients en condition de vie réelle. Cette méthode limite toutefois la possibilité de pouvoir comparer les résultats de capacité de marche obtenus chez des patients différents ou chez un même patient qui aurait effectué plusieurs évaluations. En effet, la capacité de marche des patients dépend de l'intensité de la marche, laquelle dépend à la fois de la vitesse et de la pente lors de la marche. Or, il est possible que la vitesse et la pente diffèrent d'une session d'évaluation à une autre puisque le rythme de la marche est laissé libre et les patients peuvent choisir en autonomie le lieu pour réaliser l'évaluation. Utiliser une prédiction de la DE réalisée lors de la période de marche correspondant à la capacité de marche des patients pourrait être un moyen de comparer les capacités de marche obtenues dans le cadre d'évaluations différentes. La littérature indique qu'une telle prédiction peut être réalisée de manière efficace à partir de la vitesse de marche et de la pente. Cette voie mérite d'être explorée lors de la marche en extérieur car les outils et méthodes de quantification de la DE associée à l'AP qui sont traditionnellement utilisés chez la personne saine, tels que les moniteurs de FC, les accéléromètres, et les podomètres, s'avèrent être d'un intérêt limité pour l'étude de la locomotion chez les patients avec AOMI, mais aussi plus généralement chez la personne saine à vitesse faible et/ou en présence de pente. Des méthodes de couplage de capteurs, mettant en jeu notamment l'accélération et la variation d'altitude lors de la marche, ont été développées pour prendre en compte l'effet de la pente sur la DE. Cependant, ceci a généralement nécessité l'utilisation de méthodes computationnelles complexes, dont les résultats peuvent ne pas être applicables dans une population clinique, et qui peuvent être associées en l'état à une faisabilité limitée. En plus d'estimer la vitesse de déplacement, le GPS permet le calcul de la pente. En cela, le GPS dispose d'un fort potentiel pour estimer précisément la DE lors de la marche en extérieur et en conditions variées de vitesse et de pente, et ce de manière relativement simple, et à bas coût. Sa validité pour réaliser ce type

d'estimation n'a toutefois jamais été établie. Bien que d'un intérêt limité en conditions de pente et/ou chez les patients avec AOMI, les *counts* d'AP mesurés par les accéléromètres et la FC ont été montrés dans plusieurs études comme étant des prédicteurs significatifs de la DE à la marche. En vue de compléter une contribution plus générale au développement et à la validation de méthodes de quantification de l'AP et de la DE chez la personne saine, leur couplage au GPS pour tenter d'obtenir la prédiction la plus précise possible de la DE à la marche pourrait également être évalué. Par conséquent, le premier objectif du présent travail de thèse était le suivant :

➤ **Objectif n° 1 : établir la validité du GPS et de son couplage à l'accélérométrie et à la mesure de la FC pour estimer la DE lors de la marche en extérieur, sur terrain plat et avec pente.**

☞ *Hypothèse principale* : le GPS est valide pour estimer la DE et fournit de meilleures estimations de DE que celles obtenues avec un accéléromètre ou la FC.

En outre, la capacité de marche des patients avec AOMI est un paramètre qu'il peut être important de considérer dans le cadre du réentraînement des patients, ainsi que dans le cadre de la vie quotidienne des patients qui doivent constamment essayer de gérer leurs symptômes de douleur afin de pouvoir réaliser au mieux leurs activités. La capacité de marche lors de l'ambulation en extérieur a été montrée comme étant variable d'une période de marche à une autre. Compte tenu des propos précédents, il est important de comprendre ce qui peut affecter la variabilité de la capacité de marche. De nombreuses études ont été menées pour tenter d'expliquer sur le plan physiopathologique ce qui détermine la capacité de marche. Entre limitations hémodynamiques et métaboliques, les phénomènes physiopathologiques qui se produisent au cours de la marche et qui finissent par limiter la capacité de marche ne sont pas encore clairs. De plus, très peu d'études se sont intéressées à l'évolution de la capacité de marche et aux adaptations physiopathologiques sous-jacentes lors de la marche répétée. De ces études, il ressort que la durée de récupération pourrait expliquer les variations de la capacité de marche observées initialement lors de l'ambulation en extérieur à l'aide de la technique du GPS. Toutefois, ceci n'a jamais été étudié de manière systématique en conditions de laboratoire, ni même en extérieur. Dès lors, un second objectif du présent travail de thèse était le suivant :

➤ **Objectif n°2 : Étudier l'effet de la durée de récupération, prise à la suite d'une marche symptômes-limitée, sur la capacité de marche lors de la marche subséquente chez les patients avec AOMI.**

☞ *Hypothèse principale : Suite à une marche symptôme (douleur)-limitée, du fait de l'ischémie induite, le temps de récupération prédit significativement la distance de marche subséquente.*

## *Organisation du travail de thèse*

### *Vue d'ensemble*

La contribution à l'évaluation et à la compréhension des limitations fonctionnelles chez les patients avec AOMI a donc consisté ici en deux approches différentes, bien que liées. Une première approche, qui a été poursuivie dans le cadre du projet de recherche clinique ACTI-GPS, relevait de la validation technique chez le sujet sain ; alors qu'une seconde approche, poursuivie dans le cadre du projet CLASH, relevait de l'étude clinique chez le patient avec AOMI. Bien que différentes, ces deux approches partageaient une même visée, celle d'une meilleure évaluation et compréhension des répercussions fonctionnelles de l'ischémie d'exercice à la marche chez les patients avec AOMI.

### *Projet ACTI-GPS*

Le projet ACTI-GPS (n° ClinicalTrials : NCT01805219) a pour objectif général d'étudier l'intérêt du couplage du GPS et de l'accélérométrie dans l'étude de la locomotion humaine avec quantification de la DE associée. Il s'agit d'un projet de validation technique mené exclusivement chez le sujet sain. Le projet comporte quatre étapes principales, lesquelles sont associées à quatre objectifs distincts, à savoir étudier l'intérêt du couplage du GPS à l'accélérométrie pour : i) détecter les périodes de marche et d'arrêt dans différents environnements (obstrués et non obstrués) ; ii) estimer la vitesse de déplacement et de la distance parcourue lors des périodes de marche détectées dans différents environnements (obstrués et non obstrués) ; iii) estimer la DE à la marche en extérieur en l'absence et en présence de pente ; et iv) reconnaître l'activité de marche parmi d'autres AP réalisées en extérieur. Les finalités du projet ACTI-GPS sont doubles, à savoir contribuer : i) de manière spécifique, à mieux évaluer les limitations fonctionnelles dans l'AOMI grâce aux résultats de validation technique obtenus chez le sujet sain ; ii) de manière plus générale, à mieux évaluer l'AP et en particulier la marche. Dans le cadre du présent travail de thèse, c'est donc la troisième étape du projet ACTI-GPS qui a été réalisée. L'objectif correspondant, celui



d'étudier la validité du GPS et de son couplage à d'autres capteurs d'AP pour estimer la DE lors de la marche en extérieur, s'inscrit directement dans la démarche consistant à développer et à valider des méthodes de quantification de l'AP et de la DE chez l'Homme. Cette démarche a son importance car de nombreuses études épidémiologiques ont mis en évidence les bénéfices associés à l'activité de marche pour la santé des personnes (Hakim *et al.*, 1998; Manson *et al.*, 2002; Murtagh *et al.*, 2010; Williams, 2014a, 2014b, 2014c, 2014d). Ces études ont en ce sens contribué à la formulation de recommandations en matière de durée et d'intensité d'AP (American College of Sports Medicine, 2010), renforçant l'idée que pouvoir quantifier précisément la DE associée à l'AP, notamment à la marche, est d'une grande importance pour la prévention primaire et secondaire.

☞ Le Comité de Protection des Personnes OUEST II (Angers) a émis un avis favorable le 15/01/2013 concernant la mise en œuvre de ce projet. La promotion de ce projet est assurée par le Centre Hospitalier Universitaire d'Angers (cf. Annexe 11, p. XXI).

### ***Projet CLASH***

Le projet CLASH (n° NCT02041169) vise à mieux comprendre les facteurs qui affectent la variabilité de la capacité de marche des patients avec AOMI. Dans ce cadre, le projet CLASH se focalise sur les variations de la capacité de marche associées à la durée de récupération prise suite à une marche symptôme-limitée et associées aux différentes adaptations physiopathologiques sous-jacentes. Outre le fait de déterminer l'effet du temps de récupération et du comportement de différentes variables physiologiques sur la variabilité de la capacité de marche, l'enjeu du projet CLASH est aussi de pouvoir caractériser la nature de la relation existant entre la capacité de marche et la durée de la récupération, ainsi que la nature de la relation observée entre la capacité de marche et des variables indépendantes potentielles de nature physiopathologique telles que le niveau d'ischémie à la reprise de la marche. Pouvoir caractériser précisément ces relations pourrait permettre de définir une durée optimale de récupération pour les patients afin qu'ils puissent mieux gérer le rapport [capacité de marche / durée de récupération] dans le cadre de leur stratégie de marche mise en œuvre au quotidien pour se déplacer. L'ambition clinique associée à ce projet est donc à la fois de permettre aux patients de mieux gérer leurs douleurs au quotidien, mais aussi, à terme, de pouvoir potentiellement mieux adapter la charge de travail dans le cadre du réentraînement. À noter que le projet CLASH prévoit également d'étudier la relation entre la capacité de marche et la durée de récupération faisant suite à une marche symptômes-limitée dans le cadre la marche en extérieur avec des mesures GPS. Ces mesures réalisées en extérieur permettront

d'effectuer une comparaison avec les résultats obtenus en laboratoire. Enfin, le projet CLASH vise à établir la possibilité de caractériser la relation capacité de marche *vs.* durée de récupération *via* la réalisation d'une seule session de marche. L'intérêt d'une telle procédure sera évalué par le biais d'une comparaison avec les résultats obtenus à la suite de tests isolés de marche mis en œuvre afin de déterminer l'effet de chaque durée de récupération sur la capacité de marche.

☞ Le Comité de Protection des Personnes OUEST V (Rennes) a émis un avis favorable le 03/12/2013 concernant la mise en œuvre de ce projet. La promotion de ce projet est assurée par le Centre Hospitalier Universitaire de Rennes (cf. Annexe 11, p. XXI).



## **PARTIE II – TRAVAIL EXPERIMENTAL**



# Chapitre 4. Projet ACTI-GPS : étude de la validité du géo-positionnement par satellites et de son couplage à d'autres capteurs d'activité physique pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur

## 1. Problématique et objectifs

L'objectif général de l'étude était de déterminer la précision offerte par l'utilisation du GPS, seul et combiné à d'autres capteurs d'AP, pour estimer la DE lors de la marche en extérieur, sur terrain plat et avec pente. Plusieurs questions se sont posées en vue de répondre de la manière la plus complète possible à cet objectif. Ces questions sont présentées ci-dessous.

### 1.1. Précision du géo-positionnement par satellites pour estimer la pente lors de la marche en extérieur

Comme évoqué dans l'état de l'art, la précision d'un récepteur GPS de faible coût pour estimer la pente lors de la marche en extérieur est inconnue. Pourtant, cette information pourrait être intéressante pour comprendre les facteurs affectant la précision de l'estimation de la DE réalisée lors de la marche en extérieur à partir des données de vitesse et de pente obtenues avec un récepteur GPS. Les questions spécifiques relatives à l'étude de la précision du GPS pour estimer la pente lors de la marche en extérieur étaient les suivantes :

- Quelle est la précision globale du GPS pour estimer la pente lors de la marche en extérieur, sur terrain plat et avec pente ?
- La précision du GPS pour estimer la pente lors de la marche en extérieur peut-elle être améliorée *via* une procédure de correction des données d'altitude initialement mesurées par le récepteur GPS ?
- Existe-t-il un effet du niveau de pente, de la vitesse, et du lieu de marche, sur la précision du GPS pour estimer la pente lors de la marche en extérieur ?

## 1.2. Précision du géo-positionnement par satellites pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur

Bien que le GPS ait déjà été utilisé pour estimer la DE lors de la marche en extérieur, aucune étude n'a déterminé la précision de l'estimation de la DE à la marche à partir de la vitesse et de la pente obtenues avec un récepteur GPS, qui plus est de faible coût, et ce en utilisant différentes conditions de vitesse de marche et de pente. De fait, la part d'erreur liée à l'utilisation du GPS et celle liée à l'utilisation d'une équation de prédiction de la DE provenant de la littérature n'est pas connue lorsque l'on évalue la DE selon cette méthode (*i.e.*, acquérir des données de vitesse et de pente puis estimer la DE à partir d'une équation de prédiction de la DE utilisant la vitesse et la pente). Les questions spécifiques relatives à l'étude de la précision du GPS pour estimer la DE lors de la marche en extérieur étaient les suivantes :

- Quelle est la précision atteinte en utilisant la vitesse et la pente obtenues avec GPS pour prédire la DE lors de marche en extérieur sur terrain plat et avec pente (en montée et en descente) ?
- La précision associée à l'estimation de la DE lors de la marche en extérieur sur terrain plat et en montée, à partir des équations de prédiction de la littérature, est-elle détériorée lors de l'utilisation de données de vitesse et de pente obtenues avec GPS en comparaison avec l'utilisation de données réelles de vitesse et de pente ?
- La correction des données d'altitude initialement mesurées par le récepteur GPS a-t-elle un effet sur la précision de l'estimation de la DE lors de la marche en extérieur ?

## 1.3. Intérêt du couplage du géo-positionnement par satellites à l'accélérométrie et à la mesure de la fréquence cardiaque pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur

Lorsqu'il s'agit de proposer une nouvelle approche méthodologique pour réaliser une mesure ou une estimation d'un paramètre donné, il est d'un grand intérêt de comparer la nouvelle méthode proposée à celles qui sont classiquement utilisées. En ce sens, il était important de comparer la précision offerte par l'utilisation du GPS à celle offerte par l'utilisation des méthodes classiques que sont l'accélérométrie et la mesure de la FC pour estimer la DE lors de la marche en extérieur. De plus, en raison du développement technologique qui permet aujourd'hui la mesure de plusieurs signaux avec un même appareil,

portable, peu encombrant, et relativement peu coûteux, tel qu'un *smartphone*, il semblait intéressant de déterminer si la précision obtenue pour l'estimation de la DE à la marche *via* la combinaison des signaux acquis avec GPS, accélérométrie, et la mesure de FC, était meilleure que la précision obtenue lors de l'utilisation isolée de ces signaux. Les questions spécifiques et relatives à la comparaison et à la combinaison du GPS avec d'autres capteurs pour estimer la DE à la marche étaient les suivantes :

- La vitesse et la pente mesurées avec GPS sont-elles des prédicteurs plus précis de la DE à la marche en extérieur sur terrain plat et en pente (en montée et en descente) que ne le sont les *counts* d'AP mesurés par un accéléromètre et la FC ?
- La prédiction de la DE associée à la marche en extérieur sur terrain plat et avec pente est-elle améliorée en combinant les signaux provenant de différents capteurs (récepteur GPS, accéléromètre, moniteur de FC) ?
- L'utilisation des équations de la littérature utilisant la vitesse et la pente pour estimer la DE à la marche (couplée à l'utilisation du GPS), offre-t-elle une meilleure précision que l'utilisation des équations de la littérature utilisant les *counts* d'AP (couplée à l'utilisation d'un accéléromètre porté à la hanche) pour estimer la DE à la marche ?

## 2. Procédure expérimentale et prérequis méthodologiques

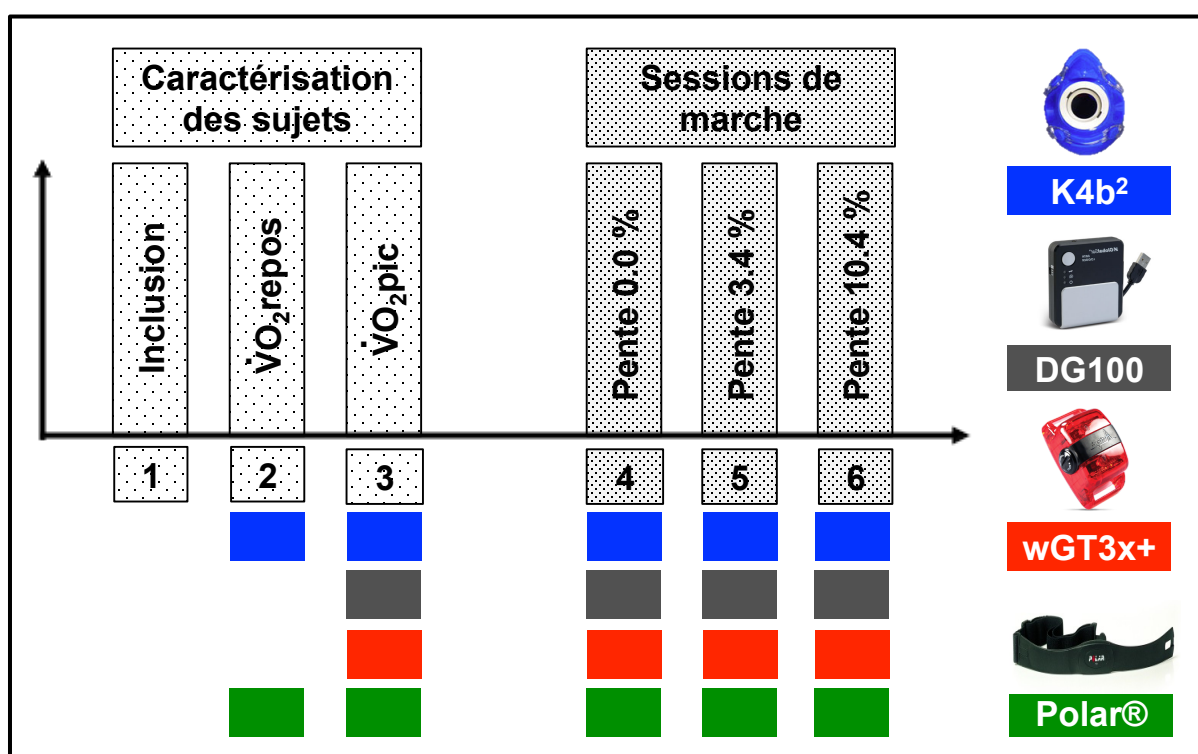
### 2.1. Préambule

Les références des travaux de valorisation (articles) qui ont été réalisés dans le cadre du projet Acti-GPS au cours de la thèse sont présentées à la fin de ce chapitre. Les articles ont été placés à la fin du présent manuscrit. Bien que répondant à des questionnements différents, les analyses et résultats proposés dans ces articles sont tous issus de la même étude et du même protocole. La méthodologie qui a été mise en œuvre dans cette étude est présentée de manière exhaustive ci-dessous, et inclut tous les éléments nécessaires à la compréhension des tests et traitements de données qui ont été réalisés pour la réalisation de l'ensemble des articles. Des détails méthodologiques additionnels à ceux présentés dans les articles sont également proposés. Cependant, les analyses statistiques qui ont été réalisées sont consultables uniquement dans les articles.



## 2.2. Organisation générale de l'étude

Trente participants sains (15 hommes et 15 femmes), âgés entre 20 et 25 ans, ont complété l'ensemble du protocole<sup>111</sup>. Le nombre de 30 participants répond à des recommandations qui ont été formulées pour la conduite d'études de validité critériée (Mahar & Rowe, 2002). Chaque participant inclus dans l'étude a signé un formulaire de consentement et a complété le protocole suivant (illustré Figure 30, ci-dessous) : i) visite d'inclusion ; ii) mesure du métabolisme de repos ; iii) mesure du  $\dot{V}O_2$  pic lors d'un test incrémenté de course réalisé en extérieur ; et iv) trois sessions de marche en extérieur dans trois lieux différents et correspondant à trois niveaux de pente différents.



**Figure 30. Vue générale du protocole de l'étude visant à déterminer la précision du géo-positionnement par satellites et de son couplage à d'autres capteurs d'activité physique pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur (projet ACTI-GPS)**

Les valeurs de pente présentées pour les sessions de marche sont les moyennes des valeurs réelles de pente obtenues pour les périodes de marches effectuées lors des sessions de marche correspondantes. Pour une question de présentation, les sessions de marches (4, 5, et 6) sont présentées selon un niveau de pente croissant. En réalité, l'ordre de réalisation des sessions de marche était attribué aux participants de manière aléatoire.

Pour chaque participant, le test incrémenté de course et les sessions de marche en extérieur étaient séparés d'au moins 24 heures. De plus, les trois sessions de marche en extérieur étaient réalisées sur 2 ou 3 jours différents. Il était indiqué aux participants d'éviter de faire de l'AP d'intensité vigoureuse et d'éviter d'ingérer de l'alcool au cours des 24 heures

<sup>111</sup> Une personne qui avait été initialement incluse a du être exclue en cours d'étude en raison du commencement d'un traitement médicamenteux.

précédant le test incrémenté de course et les sessions de marche. Il leur était aussi indiqué de ne pas fumer, et de ne pas ingérer de la nourriture et de la caféine pendant les deux heures (minimum) précédant ces tests.

## 2.3. Expérimentations

### 2.3.1. Visite d'inclusion

La visite d'inclusion a permis d'établir l'histoire médicale des participants et de réaliser un examen physique afin de s'assurer de leur bon état de santé. Au cours de cette visite d'inclusion, la taille, le poids, le pourcentage de masse grasse, et l'électrocardiogramme de repos des participants étaient mesurés. Le pourcentage de masse grasse était obtenu à l'aide de la méthode des plis cutanés (American College of Sports Medicine, 2010). Les plis cutanés ont été mesurés à trois endroits différents : la poitrine, le triceps, et la région subscapulaire pour les hommes ; le triceps, l'abdomen, et la région supra-iliaque pour les femmes. Les mesures ont été effectuées à l'aide d'une pince à plis Harpenden (Baty, Burgess Hill, UK) en suivant les recommandations indiquées par le constructeur. Ensuite, le calcul de la masse grasse a été réalisé en utilisant des équations de prédiction qui étaient spécifiques à l'âge et au sexe des participants (American College of Sports Medicine, 2010). Les plis cutanés ont été mesurés par le même expérimentateur (PYdM) chez la majorité des participants inclus (21/30, soit 70 %). La reproductibilité de l'expérimentateur principal (PYdM) a été évaluée pour la mesure de la somme des plis chez 9 personnes (8 hommes, 1 femme, < 30 ans) qui n'étaient pas incluses dans l'étude au moment de la mesure<sup>112</sup>, avec trois mesures de la somme des plis cutanés par personne. La variabilité de la mesure lors de ces pré-tests, exprimée en tant que CV [IC 95 %] et obtenue à l'aide de la feuille de calcul Excel® d'Hopkins (2000), était de 4.2 % [2.8 % ; 8.2 %]. Le CCI [IC 95 %] correspondant à ces mesures était de 0.99 [0.97 ; 1.00].

### 2.3.2. Mesure du métabolisme de repos

Le métabolisme de repos était mesuré le matin (entre 07h00 et 10h30), au calme, dans une salle avec conditions de température neutres ( $22 \pm 1^\circ\text{C}$ ). Pour la réalisation de cette mesure, il était demandé aux sujets d'être à jeun depuis au moins 12 heures, d'éviter de faire de l'AP vigoureuse au cours des 24 heures précédant la mesure, et d'avoir un sommeil d'une durée d'au moins 8 heures avant la réalisation de la mesure. La FC de repos et les échanges gazeux ont été mesurés à l'aide d'un système de mesure métabolique portable (K4b<sup>2</sup>,

---

<sup>112</sup> Une personne parmi celles évaluées ici fut par la suite incluse dans l'étude.

Cosmed, Rome, Italie). Après une période d'adaptation de 20 minutes, les échanges gazeux étaient mesurés pendant une période de 30 minutes.

### 2.3.3. Mesure du $\dot{V}O_2$ pic

Le  $\dot{V}O_2$  pic a été déterminé au cours d'un test de course incrémenté et maximal (VAMEVAL) effectué en extérieur sur piste d'athlétisme de 400 mètres (Cazorla & Léger, 1993). Le test était une version modifiée du test sur piste de l'Université de Montréal, tel que proposé ailleurs (Buchheit *et al.*, 2010). La vitesse de course initiale lors du test était de  $8.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  et était augmentée de  $0.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  toutes les minutes jusqu'à l'épuisement. Lors du test, une bande sonore avec des bips indiquait aux participants le rythme à suivre. Des plots étaient disposés tous les 20 mètres le long du premier couloir. Pour respecter le rythme de course, les participants devaient atteindre à chaque bip sonore le plot suivant et ce jusqu'à l'épuisement. Le test prenait fin soit lorsque le participant ne pouvait plus maintenir l'allure imposée<sup>113</sup>, soit lorsqu'il stoppait volontairement l'arrêt. Au cours du test, les participants étaient équipés d'un appareil K4b<sup>2</sup> pour mesurer les échanges gazeux et la FC.

### 2.3.4. Sessions de marche en extérieur

Chaque participant a complété des périodes de marche de six minutes chacune à  $2.0$ ,  $3.5$ , et  $5.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  au cours de trois sessions de marche dont l'ordre était attribué de manière aléatoire. Les trois sessions de marche ont été réalisées dans trois lieux différents avec trois conditions de pente différentes, incluant une session de marche sur terrain plat (pente moyenne :  $0.0 \%$ ) et deux sessions de marche en pente comprenant chacune des périodes de marches en montée et en descente. Une session de marche en pente comprenait une pente moyenne de  $3.4 \%$  (moyenne des pentes positives lors des périodes de marches :  $3.7 \%$  ; moyenne des pentes négatives lors des périodes de marches :  $-3.1 \%$ ), et l'autre présentait une pente moyenne de  $10.4 \%$  (moyenne des pentes positives lors des périodes de marches :  $10.8 \%$  ; moyenne des pentes négatives lors des périodes de marches :  $-10.0 \%$ ). Pour chaque session de marche en pente, chaque vitesse de marche (*i.e.*,  $2.0$ ,  $3.5$ , et  $5.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) était testée en montée et en descente. Il était demandé aux participants de se munir des mêmes chaussures pour la réalisation de l'ensemble des sessions de marche en extérieur.

La session de marche sur terrain plat se déroulait sur une piste d'athlétisme de 400 mètres. En raison de contraintes de nature organisationnelle, neuf participants ont dû réaliser

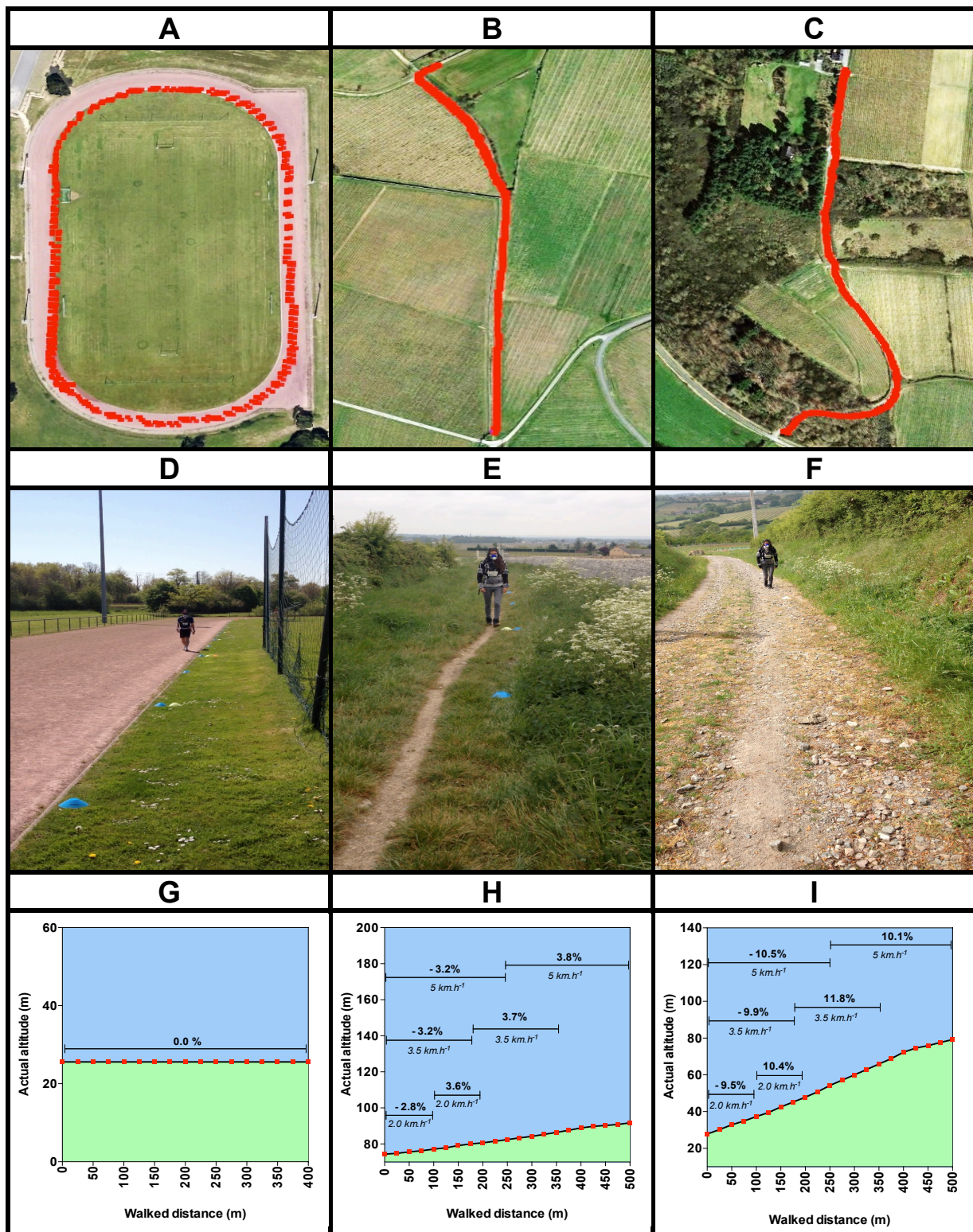
---

<sup>113</sup> C'est-à-dire lorsque le sujet ne parvenait pas à atteindre trois fois de suite le plot cible (Thevenet *et al.*, 2007).

les sessions de marche sans pente sur une piste autre que celle principalement utilisée dans cette étude. Ce second lieu présentait toutefois des caractéristiques topographiques similaires (*i.e.*, pente de 0.0 %). Les deux sessions de marche en pente ont été réalisées sur deux chemins de randonnée différents. Tous les lieux de marche étaient libres de circulation, sans immeubles, ni végétation dense. Il y avait cependant des arbres à une extrémité de l'un des deux chemins de randonnée. Dans chaque lieu, la pente réelle associée à la trajectoire de marche proposée aux participants a été mesurée tous les 25 mètres par un géomètre et à l'aide d'un tachéomètre Trimble® S6 (Trimble, Sunnyvale, CA) et d'un appareil GNSS Trimble R8 (Trimble, Sunnyvale, CA). Une description des lieux où les sessions de marche se sont déroulées est proposée Figure 31 (p. 188).

L'ordre de réalisation des trois sessions de marche en extérieur, et celui des périodes de marche aux trois vitesses testées lors de chaque session, ont été attribués aux participants selon une procédure aléatoire. Comme l'indique la Figure 31 (p. 188), la pente réelle lors des sessions de marche en pente était légèrement différente selon la vitesse à laquelle les participants devaient marcher et selon que la marche se déroulait dans le sens de la montée ou de la descente.

Pour chaque session de marche, la trajectoire était indiquée aux sujets par des cônes de couleur disposés sur le sol à intervalles réguliers. Les sujets régulaient leur vitesse de marche à l'aide des cônes et en écoutant une bande sonore avec un lecteur de fichiers MP3. Toutes les sessions de marche se sont déroulées sous la supervision d'un expérimentateur qui s'assurait que les participants marchaient à la bonne vitesse et qui par ailleurs mesurait le temps réel de marche total à l'aide d'un chronomètre. La vitesse réelle était calculée pour chaque période de marche en divisant la distance totale de marche parcourue par le temps de marche chronométré. De plus, lors de chaque session de marche, les échanges gazeux étaient mesurés en utilisant un système de mesure métabolique portable (K4b<sup>2</sup>, Cosmed, Rome, Italie). La première période de marche était précédée d'au moins cinq minutes d'attente en position debout, ce qui permettait d'acquérir des valeurs de base pour le  $\dot{V}O_2$  et la FC. Entre chaque période de marche, il était laissé aux participants une durée de récupération suffisante pour permettre au  $\dot{V}O_2$  et à la FC de retourner aux valeurs de base.



**Figure 31. Description des lieux de marche investis dans l'étude ACTI-GPS**

Les panels A, D et G décrivent le lieu où se sont déroulées la plupart (21/30) des sessions de marche sur terrain plat (Buz, France ; latitude : 48°2'51.45" Nord ; longitude : 1°44'11.63 Ouest). Les panels D, E et H décrivent le lieu où se sont déroulées les sessions de marche avec une pente moyenne de 3.4 % (Beaulieu-sur-Layon, France, latitude : 47°19'24.75" Nord ; longitude : 0°37'54.19" Ouest). Les panels C, F et I décrivent le lieu où se sont déroulées les sessions de marche avec une pente moyenne de 10.4 % (Sant-Lambert-du-Lattay, France ; latitude : 47°18'19.04" Nord ; longitude : 0°36'2.07" Ouest). Les panels A, B et C représentent les vues satellites des lieux de marche et incluent une trace GPS (en rouge) enregistrée lors d'une session de marche. Les panels G, H et I sont des photos montrant la nature du terrain associée aux lieux de marche (panel E : terre tassée ; panel H : sol caillouteux). Les panels G, H et I montre le profil d'altitude réelle des lieux de marche. Les carrés rouges délimitent des intervalles de 25 mètres et représentent les positions utilisées pour mesurer l'altitude réelle et la pente réelle. Les barres indiquent la pente réelle associée à la période de marche réalisée selon le sens de la marche et la vitesse testée.

## 2.1. Outils

### 2.1.1. Système portable de mesure des échanges gazeux

Les mesures des échanges gazeux lors du test incrémenté de course en extérieur, lors de la mesure du métabolisme de repos, et lors des sessions de marche, ont été réalisées avec le système K4b<sup>2</sup> (Cosmed, Rome, Italie). Le K4b<sup>2</sup> est un appareil valide et fiable (reproductible) pour la mesure des échanges gazeux lors de l'exercice sous-maximal et maximal (Brisswalter & Tartaruga, 2014; Darter *et al.*, 2013; Duffield *et al.*, 2004; McLaughlin *et al.*, 2001). Nous avons cependant testé la reproductibilité intra-appareil du K4b<sup>2</sup> qui a été utilisé dans cette étude, ainsi que sa comparabilité avec un appareil fixe de mesure métabolique (MasterScreen CPX, Jeager, Leibnizstrasse, Allemagne), pour la mesure de plusieurs paramètres cardio-respiratoires et métaboliques (*e.g.*,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , niveau de DE, FC) (données non publiées). L'Annexe 13 (p. XXIII), présentée sous la forme d'un article, décrit de manière détaillée la procédure qui a été mise en œuvre pour effectuer ces tests. Une synthèse des données de reproductibilité qui ont été obtenues à la suite des mesures du  $\dot{V}O_2$ , du niveau de DE, et de la FC, est proposée dans le Tableau 18 (ci-dessous). Comme montré dans ce tableau, la variabilité de la mesure qui a été obtenue pour ces paramètres, exprimée en CV, était ~6 % quel que soit le paramètre évalué<sup>114</sup>. Dans la présente étude (ACTI-GPS), l'appareil K4b<sup>2</sup> était calibré avant chaque session selon les recommandations fournies par le constructeur, et en utilisant le logiciel associé à l'appareil (K4b<sup>2</sup> Data Management Software, version 10.0 e).

**Tableau 18. Reproductibilité du système K4b<sup>2</sup> utilisé dans l'étude ACTI-GPS**

Variables	CCI [IC 95 %]	CV [IC 95 %] (%)	Biais ± écart-type	95 % LoA
$\dot{V}O_2$ (L·min <sup>-1</sup> )	0.97 [0.94 ; 0.99]	6.2 [4.7 ; 9.0]	-0.07 ± 0.15	-0.36 ; 0.22
DE (kcal·min <sup>-1</sup> )	0.98 [0.94 ; 0.99]	6.2 [4.7 ; 8.9]	-0.30 ± 0.72	1.75 ; 1.15
FC (bpm)	0.95 [0.88 ; 0.98]	6.7 [5.0 ; 9.9]	-0.11 ± 8.44	-16.98 ; 16.77

*Note.* Les coefficients de corrélation intra-classes (CCI), les coefficients de variation (CV), et leurs intervalles de confiance à 95 % respectifs (IC 95 %), ont été calculés à l'aide de la feuille de calcul Excel® mise à disposition par Hopkins (2000). Le biais ± écart-type et les limites d'agrément (95 % LoA) ont été calculées selon la méthode de Bland et Altman (1986) à l'aide du logiciel R. Le biais désigne ici la moyenne des différences entre les mesures effectuées lors de la session n°2 et les mesures effectuées lors de la session n°1.  $\dot{V}O_2$  = débit de consommation de dioxygène ; DE = niveau de dépense énergétique ; FC = fréquence cardiaque.

### 2.1.2. Récepteur GPS

Au cours de chaque session de marche, les sujets étaient équipés d'un récepteur GPS DG100 (GlobalSat®, Tapei, Inc., Taiwan ; ~ 55 euros) avec la fonction *EGNOS* activée.

<sup>114</sup> Dans le domaine de la calorimétrie indirecte, Hodges *et al.* (2005) ont désigné un coefficient de variation < 5 % comme étant excellent.

L'unité du récepteur GPS (dimensions : 80 × 55 × 18 mm ; masse : ~200 g) était placée dans un sac à dos et son antenne (AT-65 GPS Active Antenna ; GlobalSat®, Taipei, Inc. Taiwan, ~15 euros) était fixée sur l'épaule droite du participant afin d'optimiser la réception des signaux satellites. Une présentation détaillée des caractéristiques techniques du récepteur DG100 est proposée en Annexe 15 (p. XXXIX). Le récepteur GPS était configuré avant chaque session de marche avec un ordinateur personnel et le logiciel associé à l'appareil (Data logger PC utility, version 1.1, 2006) pour un enregistrement à une fréquence de 1 Hz. La validité et la reproductibilité intra- et inter-unités du DG100 ont été étudiées en environnement non obstrué (Abraham *et al.*, 2012; Noury-Desvaux *et al.*, 2011). Le DG100 est un appareil précis pour étudier la marche, avec une erreur d'estimation exprimée en CV [IC 95 %] qui est de 3.1 % [2.9 % ; 3.3 %] pour l'estimation des distances, et de 2.8 % [2.6 % ; 3.1 %] pour l'estimation des vitesses (Noury-Desvaux *et al.*, 2011)<sup>115</sup>. Sa reproductibilité intra-unité lors de la marche a été caractérisée avec un CV de 2.8 % [2.5 % ; 3.2 %], et sa variabilité inter-unités est < 5 %, que ce soit pour l'estimation des distances ou l'estimation des vitesses de marche (Abraham *et al.*, 2012).

### 2.1.3. Accéléromètre

Au cours de chaque session de marche, les participants portaient également un accéléromètre wGT3X+ (ActiGraph<sup>TM</sup>, LLC, Pensacola, FL : ~200 euros ; dimensions : 46 × 33 × 15 mm ; poids : ~19 g ; firmware 2.2.1). L'accéléromètre était placé dans une pochette en tissu avec fermeture Velcro® qui était fournie par le constructeur. La pochette était placée sur la crête iliaque (à la hanche). L'accéléromètre était configuré avant le début de chaque session de marche à l'aide d'un ordinateur personnel et du logiciel Actilife® (version 6.5.3) de manière à ce qu'il enregistre les données d'accélération à une fréquence de 90 Hz. Selon le constructeur (ActiGraph<sup>TM</sup>), le wGT3X+ a une sensibilité à des accélérations pouvant aller jusqu'à ± 6 g et ses options de filtrage ne lui permettent théoriquement que d'enregistrer des mouvements dont la fréquence est située entre 0.5 et 2.5 Hz. La sensibilité du GT3X+, qui est le même accéléromètre que le wGT3X+ sans la fonction *wireless*, a été évaluée avec des systèmes mécaniques (cf. Tableau 19, p. 191). Les études présentées dans le Tableau 19 (p. 191) renseignent sur la manière dont se comporte la mesure du GT3X+ sur des gammes de fréquences de mouvement extrêmes. Ces études ont montré que le GT3X+ n'est pas capable de détecter le mouvement lorsque la fréquence du mouvement approche les 0.7 Hz. Ces études ont aussi montré que l'algorithme de filtrage des données utilisé par l'appareil atténue

---

<sup>115</sup> Cf. Tableau 12 (p. 132) pour plus de détails sur les données de validité du récepteur GPS DG100.

considérablement le signal d'accélération mesuré à des fréquences de mouvement supérieures à 2.5 Hz, pour finalement le supprimer totalement à 9 Hz.

**Tableau 19. Sensibilité du GT3X+ évaluée sur système mécanique**

Auteurs	Configuration	N	Protocole	Sensibilité
Ried-Larsen et al. (2012)	Axe : V Fr : 30 Hz Epoch : 1 s NF/LFE	22	Rayon : 22 mm Accélération : [ $<0.1-5.0$ ] $m \cdot s^{-2}$ Fréquence : [0.2–0.4] Hz	0 $counts \cdot min^{-1}$ à moins de 0.7 Hz (0.28 $m \cdot s^{-2}$ ) Plafonnement voire diminution du signal aux fréquences les plus élevées ( $>2.5$ Hz)
	Axe : V Fr : 30 Hz Epoch : 1 s NF/LFE	22	Rayon : 49 mm Accélération : [ $<0.3-11.1$ ] $m \cdot s^{-2}$ Fréquence : [0.4–3.0] Hz	0 $counts \cdot min^{-1}$ à moins de 0.5 Hz (0.30 $m \cdot s^{-2}$ ) Plafonnement voire diminution du signal aux fréquences les plus élevées ( $>2.5$ Hz)
Brond et Arvidsson (2016)	Axe : V Fr : 30–100 Hz Epoch : 1 min Filtre : NF (?)	2	Système mécanique Accélération fixe : 1 g Fréquence : [2.1– 14.9] Hz	Avec les fréquences d'échantillonnage classiques (30, 60, et 90 Hz) : diminution progressive du nombre de <i>counts</i> d'AP lorsque la fréquence augmente pour atteindre 0 $counts \cdot min^{-1}$ à 9 Hz.

*Note.* *Epoch* désigne l'intervalle de temps sélectionné pour l'enregistrement. *N* = nombre d'unités testées ; V : axe vertical ; NF = filtre normal ; LFE = filtre étendant la sensibilité de l'appareil aux basses fréquences.

Dans une étude menée par Cotes et Meade (1960), la fréquence de pas la plus faible qui avait été observée à la suite de plusieurs tests conduits sur tapis motorisé chez des adultes d'un âge  $< 35$  ans était de  $54 \text{ pas} \cdot \text{min}^{-1}$ , soit une fréquence de 0.9 Hz. Cette fréquence correspondait à une vitesse de marche d'environ  $1.5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ . Dans l'étude de John *et al.* (2012), la fréquence de pas adoptée par les sujets (des adultes d'environ 30 ans) lors de la marche sur tapis motorisé à  $7 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  était clairement en-dessous de 2.5 Hz. Collectivement, ces deux études, ainsi que celles présentées dans le Tableau 19 (ci-dessus), laissent à penser que le wGT3X+ qui a été utilisé dans l'étude ACTI-GPS était techniquement capable de détecter et de discriminer les différentes intensités (vitesses) qui ont été proposées lors des sessions de marche en extérieur (*i.e.*, 2.0, 3.0, et  $5.0 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ).

Bien que la reproductibilité intra-unité du GT3X+ nous soit inconnue, des études ayant porté sur des générations plus anciennes de modèles développés par ActiGraph<sup>TM</sup> laissent à penser que la variabilité de sa mesure pourrait être  $< 5 \%$  (Brage *et al.*, 2003a; Esliger & Tremblay, 2006).



**Tableau 20. Reproductibilité inter-unités du GT3X+**

Auteurs	Configuration	N	Protocole	Statistiques
<b>Sur système mécanique</b>				
Brond et Arvidsson (2016)	Axe : V Fr : 30–100 Hz Epoch : 1 min Filtre : NF (?)	2	Système mécanique Accélération fixe : 1 g Fréquence : [2.1– 14.9] Hz	Les valeurs obtenues par les appareils avec les fréquences testées étaient quasiment identiques
<b>Chez l'Homme</b>				
Ozemek et al. (2014)	Fr : 100 Hz Epoch : 1 min Filtre : NF (?) Port à la hanche  Axe : V ; ML ; AP VM Port au poignet Axe : V ; ML ; AP VM  Port à la cheville Axe : V ; ML ; AP VM	40	14 hommes, 26 femmes ; 40 ± 12 ans Port de 2 unités du même côté pendant des AP de la vie quotidienne (10 activités testées par participant)	<i>Présence de différences significatives selon l'axe et les activités. Meilleurs scores de Bland et Altman (1986) obtenus à la hanche.</i> CCI = 0.943 ; 0.857 ; 0.864 CCI = 0.966  CCI = 0.994 ; 0.963 ; 0.961 CCI = 0.989  CCI = 0.977 ; 0.979 ; 0.927 CCI = 0.986
Jarrett et al. (2015) <sup>a</sup>	Axe : VM Fr : 30 Hz Epoch : 1 min Filtre : NF (?) Port à la hanche	19	11 hommes, 8 femmes ; âge : 37 ± 12 ans Port de 2 unités (1 sur chaque hanche) pendant 1 jour	<b>CV % (étendue)</b> TAC : CV = 2.19 (0.13–7.85) CPM : CV = 2.80 (0.13–8.20) < MPA : CV = 1.48 (0.01–6.34) MPA : CV = 3.63 (0.19–8.85) VPA : CV = 12.28 (0.65–43.51) >VPA : CV = 18.15 (1.25–54.39) MVPA : CV = 2.85 (0.0–6.34) <i>Pas de différence significative entre les unités pour chaque paramètre étudié</i>
Aadland et Ylvisaker (2015) <sup>c</sup>	Axe : V Fr : 30 Hz Epoch : 10 s Filtre : NF (?) Port à la hanche	87	28 hommes, 59 femmes ; 31 ± 12 ans Port de 2 unités (1 sur chaque hanche) pendant 21 jours (échange de hanche après 10 jours)	<b>Limites d'agrément pour 7 jours</b> CPM : ± 68.0 (V) / ± 81.3 (VM) SED : ± 51.0 min LPA : ± 18.2 min MPA : ± 6.3 min VPA : ± 3.5 min MVPA : ± 6.7 min <i>Pas de différence significative entre les unités pour chaque paramètre étudié</i>
Brond et Arvidsson (2016)	Axe : V Fr : 30–100 Hz Epoch : 1 min Filtre : NF (?) Port à la hanche	20	Etudiants Course sur piste de 400 m Port de 2 appareils à la hanche (même côté) : 40 ou 100 Hz vs. 30 Hz) Marche lente (400 m ; 4 km·h <sup>-1</sup> ) Marche rapide (400 m ; 7 km·h <sup>-1</sup> ) Course lente (200 m ; 8 km·h <sup>-1</sup> ) Course rapide (200 m ; 17 km·h <sup>-1</sup> )	Faibles différences à l'échelle du groupe (40 vs. 30 Hz / 100 vs. 30 Hz) :  + 90 CPM / + 47 CPM + 180 CPM / + 121 + 103 CPM / + 611 CPM + 1 610 CPM <sup>‡</sup> / + 1 238 CPM <sup>§</sup>

Note. Epoch désigne l'intervalle de temps sélectionné pour l'enregistrement. N = nombre d'unités utilisées pour l'étude avec système mécanique ou nombre de participants pour les études chez l'Homme ; V = axe vertical ; ML = axe médio-latéral ; AP = axe antéro-postérieur ; VM = vecteur magnitude ; NF = filtre normal ; LFE = filtre étendant la sensibilité de l'appareil aux basses fréquences ; Fr = fréquence ; CCI = coefficient de corrélation intra-classe ; TAC = nombre total de counts d'AP ; CV = coefficient de variation ; CPM : moyenne des counts d'AP mesurés par minute ; < MPA : temps passé en-dessous du seuil d'intensité modérée (en min) ; MPA = temps passé à une intensité modérée (en min) ; VPA : temps passé à une intensité vigoureuse (en min) ; > VPA : temps passé à intensité supérieure à celle correspondant à la catégorie VPA (en min).

<sup>a</sup>Valeurs seuils établies par Sasaki *et al.* (2011). <sup>c</sup>Valeurs seuils établies par Metzger *et al.* (2008).

<sup>‡</sup>p < 0.010. <sup>§</sup>p < 0.001.

Par ailleurs, plusieurs études ont étudié la reproductibilité inter-unités du GT3X+, dont la plupart sont montrées dans le Tableau 20 (p. 192). Ces études ont renseigné la reproductibilité inter-unités dans différents contextes de mesure : sur des systèmes mécaniques, lors d'AP structurées, et lors de mesures en condition de vie réelle.

Des études présentées dans le Tableau 20 (p. 192), il ressort que la reproductibilité inter-appareils de la mesure du GT3X+ est particulièrement bonne lorsqu'il s'agit de quantifier l'AP d'intensité modérée, le CV obtenu étant dans ce cas  $< 5 \%$  (Jarrett *et al.*, 2015). Ozemek *et al.* (2014) ont aussi montré que les mesures effectuées avec un appareil GT3X+ le long de l'axe vertical, ainsi que celles obtenues pour le VM, sont associées à des valeurs de CCI plus élevées que ne le sont les mesures effectuées le long des autres axes de l'appareil lors de la réalisation de différentes AP de la vie quotidienne (CCI  $> 0.94$ ).

#### 2.1.4. Moniteur de fréquence cardiaque

L'enregistrement de la FC était effectué en continu durant toutes les sessions de marche grâce à une ceinture Polar® qui était associée au système K4b<sup>2</sup>. La précision associée à la mesure de la FC à l'aide de la ceinture Polar® utilisée dans cette étude a été évaluée contre ECG (voir Annexe 13, p. XXIII, pour le détail du protocole d'acquisition des données). L'erreur de mesure du Polar® exprimée en CV [IC 95 %] était de 4.4 % [3.6 % ; 5.6 %]. Le biais de la mesure (Polar® – ECG) [IC 95 %] était de 0 [-1 ; 2] bpm. Les limites d'agrément entre les deux mesures étaient de  $\pm 9$  bpm. Les statistiques concernant la reproductibilité intra-appareil de la ceinture Polar® sont montrées dans le Tableau 18 (p. 189).

## 2.2. Collecte des données

Tous les appareils étaient initialisés approximativement 10 minutes avant le début de chaque session de marche. Au début de chaque période de marche, le temps UTC était rapporté selon une précision de l'ordre de la seconde, et un marqueur électronique était simultanément effectué dans le fichier de données du K4b<sup>2</sup>. Le but de cette procédure était de pouvoir faire correspondre les données obtenues avec le K4b<sup>2</sup>, et celles obtenues avec le récepteur GPS et l'accéléromètre, lors de la phase de traitement des données. Le K4b<sup>2</sup> mesurait les échanges gazeux en cycle-à-cycle et enregistrait les données d'échanges gazeux et celles de FC de manière simultanée. À la fin de chaque session de marche en extérieur, les données de tous les appareils étaient téléchargées vers un ordinateur personnel en utilisant les logiciels développés par les constructeurs respectifs des appareils utilisés. Les données brutes

d'accélération obtenues avec l'accéléromètre wGT3X+ étaient transformées en *counts* d'AP par seconde en utilisant l'option « filtre normal ». Les données climatiques ([température (°C), humidité (%), vent (km·h<sup>-1</sup>), et pression barométrique (hPa)] qui correspondaient à chaque période de marche étaient également répertoriées en utilisant les informations fournies par les stations météo se trouvant directement à proximité des lieux de marche (<https://www.wunderground.com>).

## 2.3. Analyse des données

### 2.3.1. Échanges gazeux

#### 2.3.1.a. Métabolisme de repos

Le  $\dot{V}O_2$  de repos était mesuré en valeurs absolues lors de la période de mesure de 30 minutes. Le  $\dot{V}O_2$  relatif était obtenu en divisant les valeurs absolues par la masse corporelle des participants.

#### 2.3.1.b. $\dot{V}O_2$ pic

Le  $\dot{V}O_2$  pic était la valeur moyennée sur 30 secondes la plus élevée qui avait été mesurée lors du test incrémenté de course en extérieur. Pour s'assurer et valider que la valeur obtenue correspondait bien à des conditions maximales d'exercice, la valeur de  $\dot{V}O_2$  pic obtenue devait être associée à un quotient respiratoire supérieur ou égal à 1.10, et à une valeur de FC pic supérieure à 95 % de la FC maximale théorique<sup>116</sup> (Midgley *et al.*, 2007). Le  $\dot{V}O_2$  pic relatif était obtenu en divisant les valeurs absolues par la masse corporelle des participants.

#### 2.3.1.c. Dépense énergétique lors de la marche

Les valeurs brutes du  $\dot{V}O_2$  et du  $\dot{V}CO_2$  absolues obtenues lors des différentes sessions de marche en extérieur étaient moyennées sur les trois dernières minutes de chaque période de marche. Compte tenu du fait que la nature du terrain différait selon le lieu de marche, les données moyennées de  $\dot{V}O_2$  étaient ajustées en tenant compte du coût énergétique supplémentaire induit par la nature du terrain. Cet ajustement a été réalisé en utilisant des « coefficients de terrain » ( $\eta$ ) disponibles dans la littérature (Soule & Goldman, 1972). Un coefficient de terrain indique l'ampleur selon laquelle le coût énergétique de la marche sur un type de terrain donné est modifié par rapport à celui de la marche sur un terrain (ou une

---

<sup>116</sup> Calculée à l'aide de la formule de Tanaka *et al.* (2001).

surface) de référence. Dans l'étude de Soule et Goldman (1972), la surface de référence était celle du tapis motorisé, et le coût énergétique de la marche sur surface goudronnée était similaire à celui de la marche sur tapis motorisé ( $\eta = 1.0$ ). Dans la présente étude, pour les sessions de marche sur terrain plat, nous avons estimé que l'effet du terrain sur le coût énergétique de la marche était similaire à l'effet d'une surface goudronnée. Les deux chemins de randonnée utilisés dans cette étude pour les sessions de marche avec pente semblaient très proches de ce qu'on peut appeler dans la littérature anglaise des *dirt roads*, c'est-à-dire des chemins de terre, qui ont été montrés comme étant 1.10 fois plus coûteux en énergie qu'une surface goudronnée (Soule & Goldman, 1972). Le chemin de randonnée utilisé pour les sessions de marche avec une pente moyenne de 3.4 % se caractérisait toutefois par une surface relativement lisse avec de la terre bien tassée, ce qui a été jugé comme étant légèrement moins sollicitant sur le plan énergétique qu'un chemin de terre (cf. Figure 31, panel E, p. 188). Le chemin de randonnée utilisé pour les sessions de marche avec une pente moyenne de 10.4 % présentait quant à lui de la terre tassée mais aussi la présence de cailloux, ce qui a été supposé comme étant légèrement plus sollicitant sur le plan énergétique qu'un chemin de terre (cf. Figure 31, panel F, p. 188). Par conséquent, nous avons défini les coefficients de terrain  $\eta = 1.08$  et  $\eta = 1.12$  pour les sessions de marche en extérieur avec les pentes moyennes de 3.4 % et 10.4 %, respectivement (Soule & Goldman, 1972).

**Tableau 21. Variables utilisées pour caractériser la dépense énergétique dans l'étude ACTI-GPS**

Variable	Formule
$\dot{V}O_{2/abs}$	—
$\dot{V}O_{2net/abs}$	$\dot{V}O_{2/abs} - \dot{V}O_{2RMR/abs}$
$\dot{V}O_{2/rel}$	$\dot{V}O_{2/abs} / M$
$\dot{V}O_{2net/rel}$	$\dot{V}O_{2/rel} - \dot{V}O_{2RMR/rel}$
$MET_{st}$	$\dot{V}O_{2/rel} / 3.5$
$MET_{mes}$	$\dot{V}O_{2/rel} / \dot{V}O_{2RMR/rel}$
$DE_{/abs}$	$[(15.913 \times \dot{V}O_{2/abs} / 1000) + (5.207 \times \dot{V}CO_{2/abs} / 1000)] / 4.186^\dagger$
$DE_{net/abs}$	$[(15.913 + [5.207 \times QR]) \times (\dot{V}O_{2net/abs} / 1000)] / 4.186^\dagger$

Note.  $\dot{V}O_{2/abs}$  =  $\dot{V}O_2$  absolu ( $mlO_2 \cdot min^{-1}$ ), qui était directement mesuré avec le K4b<sup>2</sup> lors des périodes de marche ;  $\dot{V}O_{2net/abs}$  =  $\dot{V}O_2$  absolu net ( $mlO_2 \cdot min^{-1}$ ) ;  $\dot{V}O_{2RMR/abs}$  =  $\dot{V}O_2$  absolu de repos ( $mlO_2 \cdot min^{-1}$ ), qui était directement mesuré avec le K4b<sup>2</sup> lors de la période de 30 minutes de mesure au repos ;  $\dot{V}O_{2/rel}$  =  $\dot{V}O_2$  relatif ( $mlO_2 \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$ ) ; M = masse du participant plus la masse de l'équipement ;  $\dot{V}O_{2net/rel}$  =  $\dot{V}O_2$  relatif net ( $mlO_2 \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$ ) ;  $\dot{V}O_{2RMR/rel}$  =  $\dot{V}O_2$  relatif de repos ( $mlO_2 \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$ ), qui était obtenu en divisant  $\dot{V}O_{2RMR/abs}$  par la masse du participant ;  $MET_{st}$  = METs standards ;  $MET_{mes}$  = METs mesurés ;  $DE_{/abs}$  = niveau de DE absolue ( $kcal \cdot min^{-1}$ ) ;  $DE_{net/abs}$  = niveau de DE absolue nette ( $kcal \cdot min^{-1}$ ) ; QR = quotient respiratoire.

<sup>†</sup>Elia M, Livesey G. Energy expenditure and fuel selection in biological systems: the theory and practice of calculations based on indirect calorimetry and tracer methods. *World Rev Nutr Diet.* 1992;70:68-131.

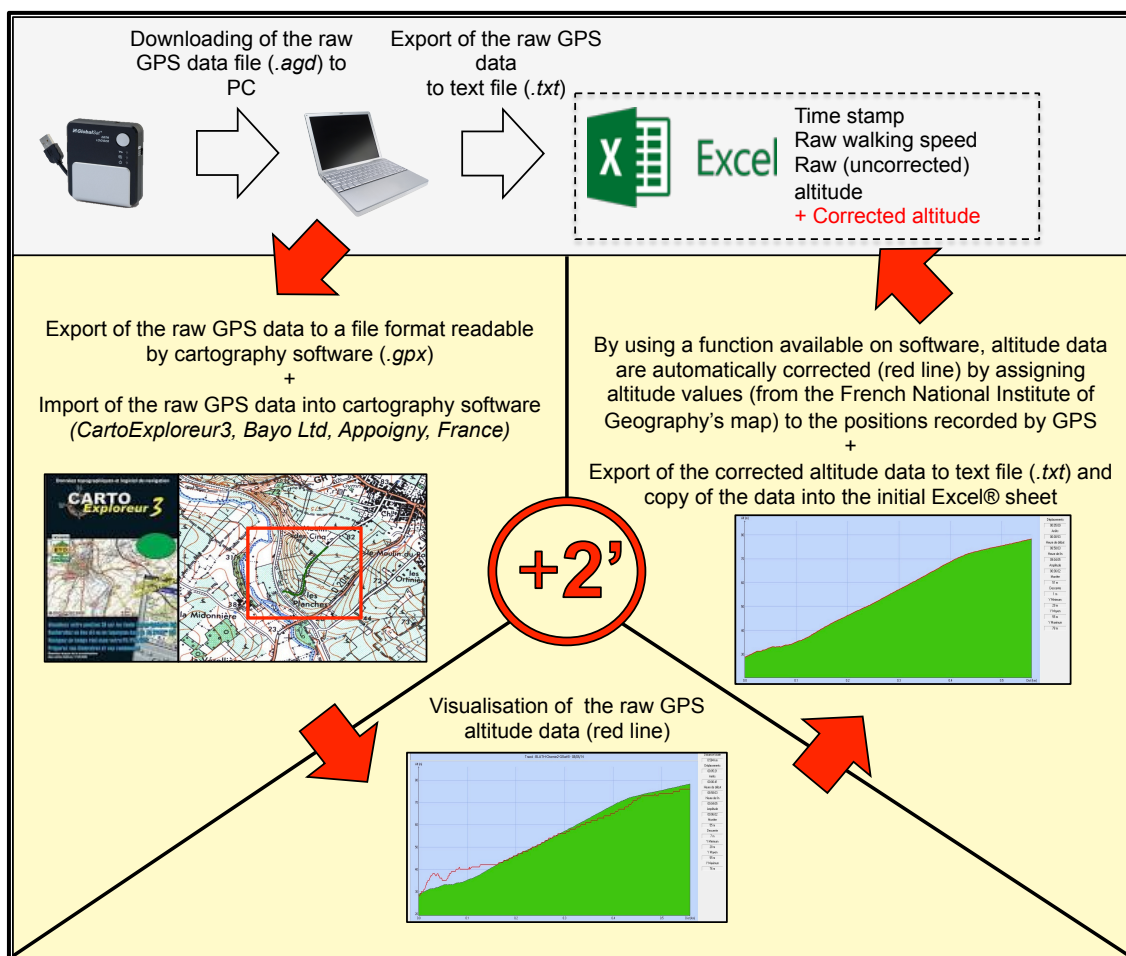
Les données de  $\dot{V}O_2$  absolu obtenues lors des marches étaient divisées par les coefficients correspondants. Plusieurs variables pouvant caractériser la DE lors de la marche ont ensuite été calculées à partir des données initiales de  $\dot{V}O_2$  absolu. Ces variables sont montrées dans le Tableau 21 (p. 195). Ces variables ont été calculées avec l'idée que des chercheurs, des praticiens de santé, ou des développeurs, pourraient être intéressés par des modalités d'expression différentes de la DE.

### 2.3.2. Données GPS

Afin de faciliter l'identification des périodes de marche à partir des fichiers de données de vitesse GPS, le temps *UTC* enregistré par l'expérimentateur lors de la phase des expérimentations, ainsi qu'une méthodologie précédemment validée pour détecter les périodes de marche à partir du signal de vitesse GPS (Le Faucheur *et al.*, 2007), ont été utilisées. Brièvement, l'application de cette méthodologie a consisté à utiliser un filtre passe-haut (valeur individualisée) et un filtre passe-bas (valeur fixe) pour supprimer le bruit de mesure et pour supprimer les potentiels artefacts dans le signal de vitesse GPS, respectivement. Ces deux filtres étaient calculés à partir de la moyenne et du CV du signal de vitesse GPS brut mesuré lors des deux premières minutes de marche. Les valeurs de vitesse qui étaient situées au-dessus de la valeur du filtre passe-bas étaient supprimées et remplacées par la moyenne des cinq valeurs de vitesse suivantes. Les valeurs de vitesse qui étaient en-dessous de la valeur du filtre passe-haut étaient remplacées par 0. Par ailleurs, selon cette méthodologie, les périodes de marche et d'arrêt dont la durée était  $\leq 2$  fois l'intervalle de temps d'enregistrement (*e.g.*, 2 secondes pour un enregistrement à 1 Hz) étaient converties en période d'arrêt et de marche, respectivement. Ces périodes étaient en effet considérées comme étant des périodes « artefacts ».

Pour chaque période de marche, les données de vitesse GPS étaient moyennées sur les trois dernières minutes de marche afin de les faire correspondre aux valeurs de DE calculées. Pour chaque période de marche, la pente GPS moyenne correspondant aux trois dernières minutes de marche était aussi calculée en moyennant les valeurs de pente obtenues à chaque intervalle de 18 s. Ainsi, quelle que soit la vitesse qui était testée, la pente GPS moyenne était toujours calculée en utilisant 10 valeurs ( $10 \times 18 \text{ s} = 180 \text{ s} = 3 \text{ min}$ ). La pente GPS correspondant à chaque intervalle de 18 s était calculée comme suit : (variation d'altitude / distance parcourue)  $\times 100$ . La procédure de calcul de la pente a été utilisée selon deux manières différentes afin de calculer des valeurs de pente non corrigées et des valeurs de pente corrigées. Dans un premier cas, seules les données brutes (non corrigées) d'altitude

mesurées par le récepteur GPS étaient utilisées pour calculer la pente. Dans le second cas, les données brutes d'altitude étaient corrigées à l'aide d'un logiciel cartographique (CartoExplreur3, version 3.11.0, build 2.6.6.22, Bayo, Ltd, Appoigny, France). Ce logiciel permettait de corriger les données d'altitude obtenues avec GPS en attribuant à chaque position (latitude ; longitude) mesurée par le récepteur GPS la valeur d'altitude correspondante répertoriée par l'Institut national de l'information géographique et forestière (IGN). Cette procédure est illustrée sur la Figure 32 (ci-dessous).



**Figure 32. Procédure utilisée pour corriger les données d'altitude mesurées avec GPS dans l'étude ACTI-GPS**

Par rapport à la procédure « classique », la procédure utilisée pour corriger les données d'altitude initialement mesurées par le récepteur GPS ne rajoutait que peu de temps dans la phase de traitement générale des données (environ deux minutes pour un utilisateur habitué au logiciel). Ici, la correction des données d'altitude avec le logiciel CartoExplreur3 (version 3.11.0, build 2.6.6.22, Bayo, Ltd, Appoigny, France) comprenait quatre étapes : i) exportation des données d'altitude GPS « brutes » (initialement exportées dans une feuille de calcul Excel®) vers le logiciel cartographique ; ii) visualisation du profil d'altitude généré à partir des données GPS qui ont été initialement mesurées ; iii) activation d'une fonction nommée « Caler les altitudes » (l'activation de cette fonction entraîne une attribution, pour chaque position [latitude ; longitude] enregistrée avec le récepteur GPS, de la valeur d'altitude qui a été répertoriée par l'Institut national de l'information géographique et forestière [IGN], créant ainsi un nouveau fichier de données d'altitudes) ; iv) exportation des données d'altitudes corrigées vers une feuille de calcul Excel®, les données d'altitude corrigées pouvant alors être introduites dans le fichier d'analyse initial des données GPS. Adapté de "Accuracy of a low-cost global positioning system receiver for estimating grade during outdoor walking" de P. Y. de Müllenheim, S. Chaudru, M. Gernigon, G. Mahé, S. Bickert, J. Prioux, B. Noury-Desvaux, et A. Le Faucheur, 2016, *Physiol Meas*, 37(10), 1741-1756.

### 2.3.1. Données accélérométriques

Deux paramètres mesurés par l'accéléromètre ont été considérés dans cette étude : les *counts* d'AP (par seconde) mesurés le long de l'axe vertical, et le VM. Les valeurs de *counts* d'AP (par seconde) étaient moyennées sur les trois dernières minutes de chaque période de marche.

### 2.3.2. Données de fréquence cardiaque

Trois paramètres relatifs à la FC ont été considérés : i) la FC brute enregistrée au cours des périodes de marche ( $FC_{(brute)}$ , en battements par minute (bpm)) ; ii) la FC nette ( $FC_{(nette)}$ , en bpm) qui correspondait à la différence entre  $FC_{(brute)}$  et la FC de repos (notée  $FC_{(repos)}$ , et obtenue lors de la mesure du métabolisme de repos) ; iii) le pourcentage de FC de réserve (noté  $FC_{(res)}$ , en %) calculé comme suit :  $FC_{(res)} = [(FC_{(brute)} - FC_{(repos)}) / (FC_{(pic)} - FC_{(repos)})] \times 100$ , avec  $FC_{(pic)}$  la FC maximale mesurée lors du test incrémenté de course en extérieur. La FC pic a été estimée pour un participant en utilisant la formule de Tanaka *et al.* (2001) car ce participant n'avait pas pu réaliser le test maximal et incrémenté de course en raison de contraintes d'emploi du temps. Les moyennes de  $FC_{(brute)}$ ,  $FC_{(nette)}$ , et  $FC_{(res)}$ , ont été calculées pour les trois dernières minutes de chaque période de marche.

## 2.4. Analyses statistiques

Plusieurs analyses statistiques ont été réalisées pour répondre aux questions posées au début de ce chapitre dans la partie « Problématique et objectifs » (p. 181). Le détail de ces analyses est présenté dans les articles ( $P1^{117}$ ,  $P2^{118}$  et  $P3^{119}$ ) joints à la fin de cette thèse.

## 3. Résultats principaux

L'ensemble des résultats sont présentés dans les articles joints à la fin de cette thèse. Seule une synthèse des résultats est proposée ici.


---

<sup>117</sup> de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Accuracy of a low-cost global positioning system receiver for estimating grade during outdoor walking. *Physiol Meas*, 37(10), 1741-1756 (cf. p. LV).

<sup>118</sup> de Müllenheim, P. Y., Dumond, R., Gernigon, M., Mahé, G., Lavenu, A., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Predicting metabolic rate during level and uphill outdoor walking using a low-cost GPS receiver. *J Appl Physiol (1985)*, 121(2), 577-588 (cf. p. LVII).

<sup>119</sup> de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Emily, M., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (submitted). Using GPS, accelerometry and heart rate to predict outdoor graded walking energy expenditure. *J Sci Med Sport* (cf. LIX).


### 3.1. Précision du géo-positionnement par satellites pour estimer la pente lors de la marche en extérieur

 **P1. de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Accuracy of a low-cost global positioning system receiver for estimating grade during outdoor walking. *Physiol Meas*, 37(10), 1741-1756.

La précision du récepteur GPS utilisé pour estimer la pente lors de la marche, à partir des données non corrigées d'altitude, était médiocre, avec des limites d'agrément à 95 % qui étaient de  $\pm 6.6\%$ <sup>120</sup>. La précision était nettement améliorée et relativement élevée lorsque les données corrigées d'altitude étaient utilisées pour le calcul de la pente, avec des limites d'agrément à 95 % qui étaient de  $\pm 1.9\%$ .

La précision du GPS pour estimer la pente était influencée par le niveau de pente, la vitesse de marche, et le lieu où étaient réalisées les mesures. L'erreur associée à l'estimation de la pente à partir des données d'altitude non corrigées semblait plus importante sur le lieu présentant une pente moyenne de 10.4 % en comparaison avec les autres lieux de marche<sup>121</sup>. De plus, l'erreur diminuait à mesure que la vitesse de marche augmentait. Lorsque les données d'altitude corrigées étaient utilisées, ce phénomène ne se produisait toutefois qu'entre 2.0 et 3.5 km·h<sup>-1</sup>. Enfin, la précision de l'estimation de la pente obtenue avec les données d'altitude corrigées était nettement différente dans les deux lieux investis pour effectuer les marches en extérieur sur terrain plat.

### 3.2. Précision du géo-positionnement par satellites pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur

 **P2. de Müllenheim, P. Y.**, Dumond, R., Gernigon, M., Mahé, G., Lavenu, A., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Predicting metabolic rate during level and uphill outdoor walking using a low-cost GPS receiver. *J Appl Physiol* (1985), 121(2), 577-588.

<sup>120</sup> L'unité « % » utilisée ici désigne bien l'unité de la pente, et non pas une erreur relative.

<sup>121</sup> Il n'est pas exclu que ce résultat soit dû non pas à l'importance de la pente, mais aux caractéristiques de l'environnement (le niveau d'obstruction était en général faible, mais il est possible qu'il ait été, sur le chemin avec pente de 10.4 %, le plus important des trois lieux investis dans l'étude ACTI-GPS).



La précision associée à l'estimation de la DE à partir des données réelles de vitesse et de pente était élevée [ $R^2 = 0.85$  ; racine carrée de la moyenne des erreurs au carré (RMSE) = 0.68 MET]. La précision de l'estimation était diminuée lorsqu'elle était effectuée à partir de la vitesse GPS et de la pente GPS non corrigée ( $R^2 = 0.66$  ; RMSE = 1.00 MET). Toutefois, la précision de l'estimation était nettement améliorée en utilisant la vitesse GPS et la pente GPS corrigée ( $R^2 = 0.82$  ; RMSE = 0.79 MET). La précision de la prédiction de la DE était diminuée pour la marche en descente par rapport à la marche en montée.

Pour des prédictions de la DE à la fois sur terrain plat et avec pente, la précision associée à l'utilisation d'équations de prédiction provenant de la littérature était la même selon que les données réelles ou GPS de vitesse et de pente (corrigée pour le GPS) étaient utilisées. Pour des prédictions de la DE sur terrain plat seulement, la précision était également la même selon que les données réelles ou GPS de vitesse étaient utilisées.

### 3.3. Intérêt du couplage du géo-positionnement par satellites à l'accélérométrie et à la mesure de la fréquence cardiaque pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur (P3)

📄 P3. de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Emily, M., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (submitted). Using GPS, accelerometry and heart rate to predict outdoor graded walking energy expenditure. *J Sci Med Sport*.

Le fait de combiner deux ou trois types de paramètres (parmi les paramètres de vitesse et de pente GPS, les *counts* d'AP mesurés avec un accéléromètre, et les paramètres de FC) n'améliore pas la précision associée à la prédiction de la DE obtenue en utilisant seulement des données GPS (que la pente GPS soit corrigée ou non).

Le fait de combiner les *counts* d'AP mesurés par l'accéléromètre, ou les paramètres de FC, avec les autres types de paramètres, permettait en général d'obtenir de meilleures prédictions de la DE par apport à l'utilisation isolée de ces paramètres.

La précision associée à l'estimation de la DE à partir d'une équation de prédiction de la littérature, que ce soit en utilisant la vitesse GPS et la pente GPS, ou en utilisant les *counts* d'AP mesurés par l'accéléromètre, dépendait grandement de l'équation de prédiction utilisée.

## 4. Discussion générale

### 4.1. Originalité de l'étude

La présente étude est originale à plusieurs égards<sup>122</sup>. Pour commencer, il s'agit de la première étude à renseigner la précision d'un récepteur GPS de faible coût pour estimer la pente lors de la marche en extérieur. D'autres études ont utilisé des récepteurs GPS en mode *RTK* pour étudier les aspects biomécaniques de la marche en extérieur (Terrier & Schutz, 2005). Ces études laissent à penser que la précision pour estimer la pente lors de la marche pourrait être beaucoup plus élevée (sans doute presque parfaite) avec ce type de méthode. Malheureusement, les appareils associés à cette méthode coûtent particulièrement chers, sont encombrants, et sont en cela d'un intérêt limité en vue d'applications cliniques et de santé publique. Le fait de déterminer la précision d'un récepteur GPS de faible coût pour estimer la pente a été d'un intérêt particulier pour mettre en évidence les facteurs susceptibles d'affecter la prédiction de la DE lors de la marche en extérieur à partir de paramètres GPS. De plus, ces informations pourraient être utiles pour quiconque envisagerait d'étudier les relations entre le profil topographique d'un environnement évalué avec un récepteur GPS d'une part, et l'AP des personnes d'autre part.

L'un des objectifs principaux de cette étude était d'étudier de manière systématique la précision offerte par un récepteur GPS de faible coût pour estimer la DE à la marche avec différentes conditions de vitesse et de pente. Comme expliqué précédemment (p. 137), la précision d'un récepteur GPS pour réaliser une telle estimation n'avait jamais été réellement étudiée auparavant. Le corollaire à cela est que la présente étude est la première à proposer des équations de prédiction de la DE à partir de données de calorimétrie indirecte exclusivement acquises en extérieur. Ces équations sont aussi les premières à permettre une prédiction de la DE en descente. Ceci étant, compte tenu de l'homogénéité de la population de cette étude en matière d'âge et de condition physique notamment, ces équations pourraient ne pas être applicables à des groupes de personnes présentant des caractéristiques différentes. Dans tous les cas, la validité de ces équations devra être évaluée dans des études ultérieures pour supporter leur utilisation. Compte tenu de la moindre influence de la pente sur le coût énergétique associé à la marche lorsque celle-ci s'effectue en descente (entre 0 % et -10 % de pente) par rapport à la marche en montée (Minetti *et al.*, 2002), le réel intérêt d'utiliser des équations spécifiques à la marche en descente pour prédire la DE au cours de mesures prolongées mériterait aussi d'être évalué.

---

<sup>122</sup> Les aspects originaux de l'étude sont également présentés dans les articles joints au présent manuscrit.

Si la présente étude n'est pas la première à évaluer l'intérêt du couplage de capteurs pour améliorer l'estimation de la DE lors de la marche en extérieur avec des variations de dénivelé, elle est, à notre connaissance, la première à explorer la précision associée au couplage [accéléromètre-FC] combiné ou non au GPS pour estimer la DE lors de la marche en extérieur. Comme présenté précédemment (p. 140), plusieurs études ont rapporté des données sur la précision associée à l'estimation de la DE effectuée à partir des *counts* d'AP et de la FC, le tout combiné dans un modèle de prédiction linéaire (Corder *et al.*, 2005; B. W. Fudge *et al.*, 2007; Luke *et al.*, 1997). Toutefois, ces études ont été conduites en proposant de la marche sur tapis motorisé en laboratoire, et donc probablement en environnement thermiquement neutre. Compte tenu i) du fait que le nombre de *counts* d'AP par minute mesurés lors de la marche sur tapis motorisé est différent de celui mesuré en condition de marche non motorisée pour une même vitesse de marche (Barnett *et al.*, 2015; Nichols *et al.*, 2000; Yngve *et al.*, 2003), et ii) de l'influence potentielle de la chaleur ambiante sur la FC, la validité du couplage [accélération-FC] pour estimer la DE en extérieur méritait d'être investiguée. Le protocole proposé dans la présente étude ne permettait pas de comparer la précision de modèles développés pour la marche sur tapis motorisé avec la précision de modèles développés pour la marche en extérieur (ce n'était d'ailleurs pas l'objectif). Cependant, ce protocole a permis de fournir de premières données quant à la validité du couplage [accélération-FC] pour estimer la DE lors de la marche en extérieur. De fait, pour la première fois le couplage [accélération-FC] a été comparé à l'utilisation de la vitesse GPS et de la pente GPS pour estimer la DE lors de la marche. S'il s'est avéré que le couplage [accéléromètre-FC] était moins précis que le GPS, et que le couplage [accéléromètre-FC-GPS] n'améliorait pas les résultats obtenus avec le GPS seul, ces données restent importantes dans la perspective d'utiliser un récepteur GPS pour quantifier la DE à la marche lors de périodes de mesure prolongées, et ce dans des environnements où la précision du GPS pourrait être affectée. En effet, le couplage [accéléromètre-FC], dans cette dernière situation, pourrait être utilisé en remplacement du GPS si ce couplage s'avère être plus précis dans ce cas.

Cette étude présente également l'intérêt d'avoir proposé une validation croisée de plusieurs équations issues de la littérature et utilisant des données de vitesse et de pente d'une part, et des données de *counts* d'AP d'autre part. Au-delà du fait d'avoir pu observer quelles étaient les équations qui permettaient d'atteindre la meilleure précision pour prédire la DE dans la population testée, ceci a permis de mettre en évidence que toutes les équations ne se valent pas, et qu'en cela le choix de l'équation à utiliser, en l'occurrence pour l'étude de la DE lors de la marche en extérieur, est de première importance.

Enfin, un aspect particulier de cette étude est le rang de vitesses faibles qui ont été imposées aux participants. Peu nombreuses sont les études de validation technique dans le domaine de l'AP qui ont imposé des vitesses de marche inférieures à  $3.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ . Ces vitesses sont en tout cas rarement imposées lorsqu'il s'agit d'études de validation d'accéléromètres (cf. : Annexe 3, p. VI ; et Annexe 4, p. IX). Ceci peut se comprendre notamment parce qu'une vitesse de  $3.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  est déjà une vitesse particulièrement lente pour un sujet « sain » (Waters *et al.*, 1988). Toutefois, les patients limités sur le plan fonctionnel, tels que les patients avec AOMI, ont une vitesse de marche qui est en général d'environ  $3.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  (Newman, 1999), et ~25 % des patients avec AOMI et claudication intermittente ont une vitesse  $< 3.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  lors de la marche en extérieur (Gernigon *et al.*, 2014). Probablement qu'en présence de pente (en montée), une plus grande proportion de patients seraient susceptibles d'adopter une vitesse de marche  $< 3.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ . De ce fait, en vue de valider à terme l'utilisation du GPS pour estimer la DE associée à la marche chez les patients avec AOMI, il était intéressant et nécessaire d'observer chez la personne saine comment se comporte la prédiction de la DE à partir des paramètres GPS à des vitesses faibles.

## 4.2. Limites

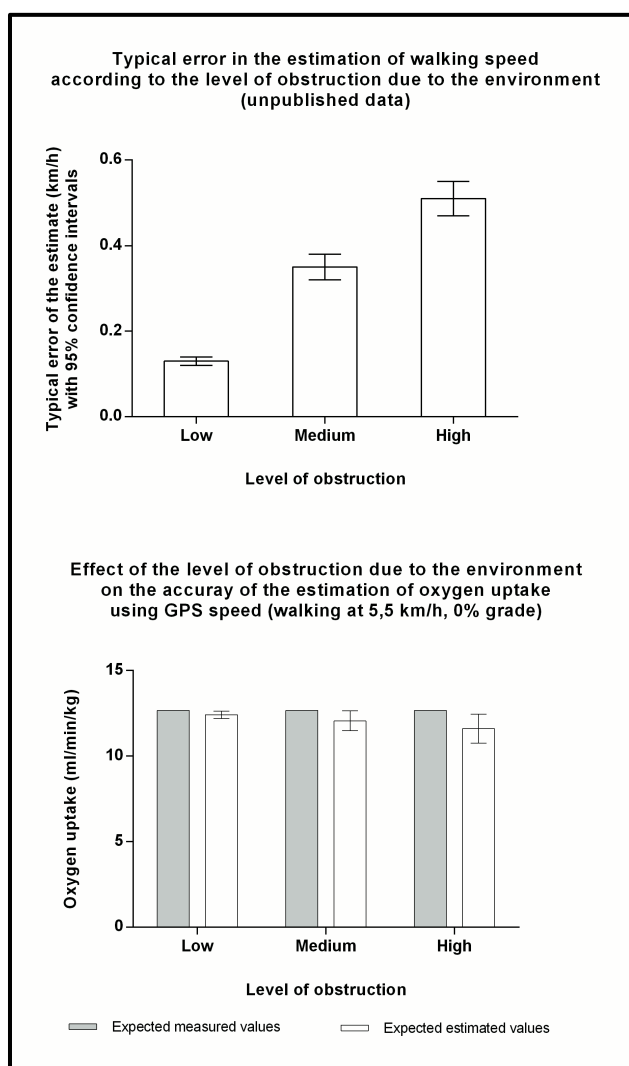
La limite majeure que l'on pourrait associer à la présente étude est que les expérimentations se sont toutes déroulées dans un environnement qui était favorable à la bonne réception des signaux satellites. Par conséquent, il se peut que la validité de nos résultats ne soit limitée qu'à des environnements similaires à ceux qui ont été investis dans cette étude. Plusieurs études ont étudié l'influence du niveau d'obstruction<sup>123</sup> sur la précision d'un récepteur GPS pour estimer la position lors de la marche en extérieur (Rainham *et al.*, 2008; Schipperijn *et al.*, 2014). Ces études ont montré que la précision associée à l'estimation de la position diminue à mesure que le niveau d'obstruction augmente (cf. Figure 27, p. 130). Sur la base de ces études, on peut penser que la précision associée à l'estimation de l'altitude, et donc de la pente, lors de la marche, serait elle aussi détériorée avec un niveau d'obstruction important.

Il n'existe pas à notre connaissance de données publiées concernant l'influence du niveau d'obstruction sur l'estimation de la vitesse de déplacement avec GPS. Toutefois, nous avons des données (Le Faucheur *et al.*, 2015, June) qui montrent que la précision associée à l'estimation de la vitesse avec GPS diminue à mesure que le niveau d'obstruction augmente (cf. Figure 33, p. 204). D'après ces données, l'erreur associée à l'estimation de la vitesse de

---

<sup>123</sup> *i.e.*, l'ampleur selon laquelle la réception des signaux des satellites peut être perturbée.

marche est la plus élevée lorsque le niveau d'obstruction est le plus élevé, avec une erreur typique d'estimation qui va jusqu'à environ  $0.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  pour le niveau d'obstruction le plus élevé. Comme le suggère la Figure 33 (ci-dessous), cette erreur est susceptible d'avoir un impact relativement faible sur l'estimation du  $\dot{V}\text{O}_2$  lors de la marche en extérieur. Toutefois, d'autres études mériteraient d'être menées pour déterminer la précision associée à l'estimation de la DE qui pourrait être atteinte lors de périodes de mesure prolongées et dans des environnements présentant des niveaux d'obstruction différents.



**Figure 33. Erreur dans l'estimation de la vitesse de marche avec GPS en fonction du niveau d'obstruction et impact hypothétique sur l'estimation de la dépense énergétique**

*Panel supérieure.* La figure montre l'erreur typique d'estimation de la vitesse de marche en fonction du niveau d'obstruction imposé par l'environnement. Les données (non publiées) ont été obtenues à partir de mesures effectuées chez 11 participants ( $H/F = 8/3$  ;  $22 \pm 1$  ans ;  $177 \pm 6$  cm ;  $70 \pm 9$  kg) qui devaient réaliser des protocoles prescrits de marche dans trois endroits différents correspondant à trois niveaux d'obstruction différents : faible (piste d'athlétisme en extérieur) ; moyen (parc public) ; élevé (*urban canyon*). Chaque protocole prescrit de marche consistait en une série de périodes de marche de 50 à 400 m attribuées de manière aléatoire et qui devaient être réalisées à des vitesses « usuelles » et « lentes » (nombre de périodes de marche par lieu = 288). Les participants étaient équipés d'un récepteur GPS DG100 dont l'antenne était disposée sur l'épaule droite. Le récepteur GPS enregistrait à 0.5 Hz.

*Panel inférieure.* Ce panel montre l'effet potentiel de l'erreur d'estimation de la vitesse de marche avec GPS (liée au niveau d'obstruction) sur la précision d'estimation du  $\dot{V}\text{O}_2$  à partir de l'équation de l'ACSM lors de la marche à  $5.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  (0 % de pente).

*Low* = faible ; *Medium* = moyen ; *High* = élevé ; *oxygen uptake* : débit de consommation de dioxygène.

Une autre limite qui pourrait être remarquée au sujet de la présente étude est que nous avons développé des modèles de prédiction de la DE en utilisant des données de calorimétrie indirecte qui ont été modifiées, et plus précisément, qui ont été ajustées pour le coût énergétique du terrain. Rappelons tout d'abord que cette procédure n'était pas simplement subjective et qu'elle reposait sur l'utilisation de coefficients établis de manière systématique

par Soule et Goldman (1972). Nous avons caractérisé de manière objective les caractéristiques de la surface du sol pour les chemins de marche en pente, et ensuite, à partir des coefficients proposés par Soule et Goldman (1972), nous avons soigneusement défini des coefficients de terrain adaptés pour les sessions de marche en pente. Cependant, il est vrai que la question de la précision associée à cet ajustement se pose et mérite d'être discutée. Pour cela, nous avons développé des modèles de prédiction de la DE à partir des données métaboliques non ajustées pour le coût énergétique du terrain. Le Tableau 22 (ci-dessous) présente les modèles obtenus en utilisant les données métaboliques non ajustées. Le Tableau 23 (p. 206) compare directement les indices de précision associés aux modèles linéaires mixtes qui ont été développés à partir des données métaboliques non ajustées et ajustées pour le coût énergétique du terrain.

**Tableau 22. Modèles de prédiction de la dépense énergétique à la marche, à la fois sur terrain plat et en montée, obtenus en utilisant les données métaboliques non ajustées par rapport au coût énergétique du terrain**

Model	Equation	$R^2$	AIC	SEE	RMSE
<i>MET</i>					
Réel <sub>[VITESSE &amp; PENTE]</sub>	$0.7121 + 0.7028 \cdot V + 0.1037 \cdot V \cdot G$	0.84	684.93	0.75	0.86
GPS <sub>[CORRIGÉ]</sub>	$0.6456 + 0.7310 \cdot V + 0.1014 \cdot V \cdot G$	0.83	667.18	0.69	0.88
$\dot{V}O_2$					
Réel <sub>[VITESSE &amp; PENTE]</sub>	$2.4734 + 2.4678 \cdot V + 0.3627 \cdot V \cdot G$	0.84	1345.401	2.61	3.02
GPS <sub>[CORRIGÉ]</sub>	$2.2409 + 2.5663 \cdot V + 0.3546 \cdot V \cdot G$	0.83	1328.36	2.40	3.07

*Note.* MET = équivalent métabolique ; Réel<sub>[VITESSE & PENTE]</sub> = modèle obtenu en utilisant la vitesse et la pente réelles ; GPS<sub>[CORRIGÉ]</sub> = modèle obtenu en utilisant la vitesse et la pente GPS, avec la pente calculée en utilisant les données d'altitude corrigée à partir d'un logiciel cartographique ;  $\dot{V}O_2$  (mlO<sub>2</sub>·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>) = débit de consommation de dioxygène ; V = vitesse (km·h<sup>-1</sup>) ; G = pente (%) ;  $R^2$  = coefficient de détermination ; AIC = *Akaike information criteria* (les valeurs d'AIC sont utilisées pour comparer l'ajustement des données de chaque modèle ; plus la valeur d'AIC est faible, plus haut est le caractère prédictif du modèle) ; SEE = erreur standard d'estimation ; RMSE = racine carrée de la moyenne des erreurs au carré obtenues suite à la procédure de validation croisée de type *leave-one-out*.

Un premier résultat que l'on peut remarquer est que les coefficients  $R^2$  obtenus pour les modèles développés à partir des données métaboliques non ajustées sont quasiment similaires à ceux obtenus pour les modèles développés à partir des données métaboliques ajustées (Tableau 23, ci-dessous). De plus, les hiérarchies des modèles qui ont été testés avec les données métaboliques non ajustées et ajustées étaient les mêmes. Ainsi, bien que l'ajustement des données de DE ait affecté les équations développées, ceci n'a pas eu d'effet sur la comparaison statistique des modèles développés à partir des données réelles ou GPS de vitesse et de pente<sup>124</sup>.

<sup>124</sup> En sachant que cette comparaison était au cœur de la démonstration de l'intérêt du GPS pour estimer la DE lors de la marche en extérieur.

**Tableau 23. Comparaison des statistiques associées aux modèles de prédiction de la dépense énergétique pour la marche, à la fois sur terrain plat et en montée, et en utilisant les données métaboliques non ajustées et ajustées par rapport au coût énergétique du terrain**

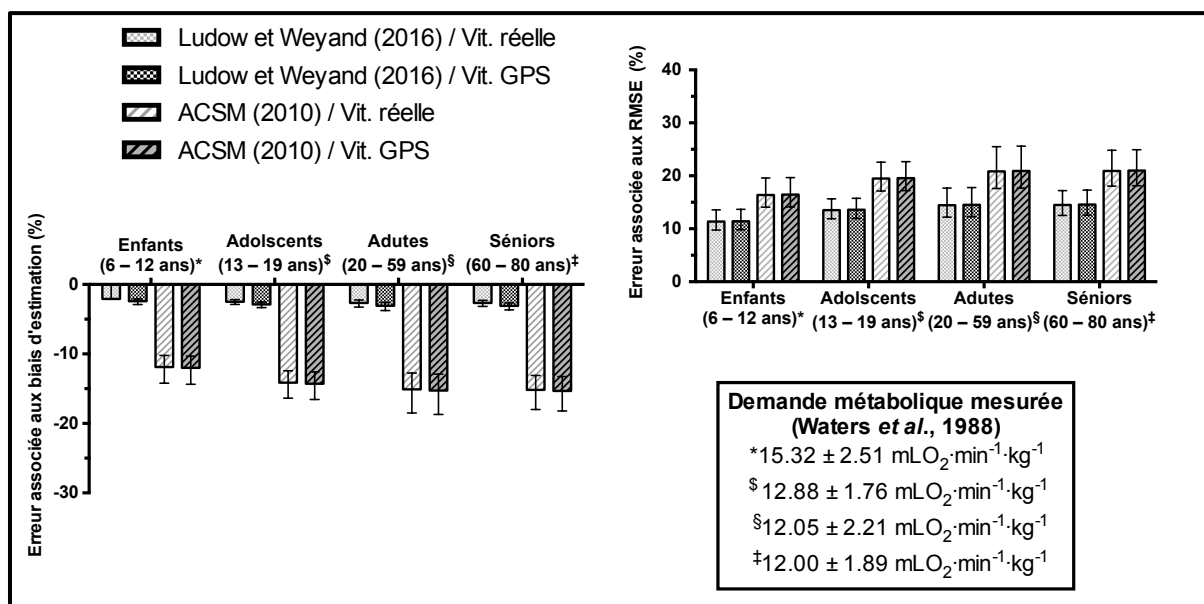
Model	$R^2$		AIC		SEE		RMSE	
	Non Aj.	Aj.	Non Aj.	Aj.	Non Aj.	Aj.	Non Aj.	Aj.
<i>MET</i>								
Réel <sub>[VITESSE &amp; PENTE]</sub>	0.84	0.85	684.93	439.73	0.75	0.47	0.86	0.68
GPS <sub>[CORRIGÉ]</sub>	0.83	0.82	667.18	600.59	0.69	0.63	0.88	0.79
<i>VO<sub>2</sub></i>								
Réel <sub>[VITESSE &amp; PENTE]</sub>	0.84	0.86	1345.40	1106.77	2.61	1.64	3.02	2.39
GPS <sub>[CORRIGÉ]</sub>	0.83	0.82	1328.36	1261.87	2.40	2.19	3.07	2.76

*Note.* Les modèles utilisant les données métaboliques ajustées pour le coût énergétique du terrain semblaient plus précis que les modèles utilisant les données métaboliques non ajustées pour le coût énergétique du terrain. MET = équivalent métabolique ; Réel<sub>[VITESSE & PENTE]</sub> = modèle obtenu en utilisant la vitesse et la pente réelles ; GPS<sub>[CORRIGÉ]</sub> = modèle obtenu en utilisant la vitesse et la pente GPS, avec la pente calculée en utilisant les données d'altitude corrigées à partir d'un logiciel cartographique ;  $\dot{V}O_2$  (mlO<sub>2</sub>·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup>) = débit de consommation de dioxygène ;  $R^2$  = coefficient de détermination ; AIC = Akaike information criteria (les valeurs d'AIC sont utilisées pour comparer l'ajustement des données de chaque modèle ; plus la valeur d'AIC est faible, plus haut est le caractère prédictif du modèle) ; SEE = erreur standard d'estimation ; RMSE = racine carrée de la moyenne des erreurs au carré obtenues suite à la procédure de validation croisée de type *leave-one-out* ; Non Aj. = données métaboliques non ajustées ; Aj. = données métaboliques ajustées.

Une seconde information importante est que bien que les coefficients  $R^2$  obtenus pour les modèles développés à partir des données métaboliques non ajustées et ajustées pour le coût énergétique du terrain étaient similaires, les modèles développés à partir des données ajustées étaient associés à des valeurs d'AIC, d'erreur standard d'estimation et de RMSE qui étaient plus faibles. Ces dernières données suggèrent que la précision de l'ajustement des données métaboliques qui a été proposé dans la présente étude était tout à fait acceptable, même s'il est vrai qu'on ne peut écarter l'éventualité que le choix de coefficients légèrement différents auraient aussi pu amener à de meilleurs résultats.

### 4.3. Perspectives

La présente étude a permis de montrer que la précision associée à la prédiction de la DE à partir d'équations de la littérature n'est pas affectée par le fait d'utiliser les données réelles ou GPS de vitesse et de pente (avec pente GPS corrigée en cas de prédiction de la DE pour la marche en montée). Afin d'essayer de traduire la conséquence de ce dernier résultat dans la population générale, la Figure 34 (p. 207) propose une estimation de l'erreur qui pourrait être associée à la prédiction de la DE réalisée lors de la marche en ambulatoire chez des personnes saines et appartenant à différentes catégories d'âge.



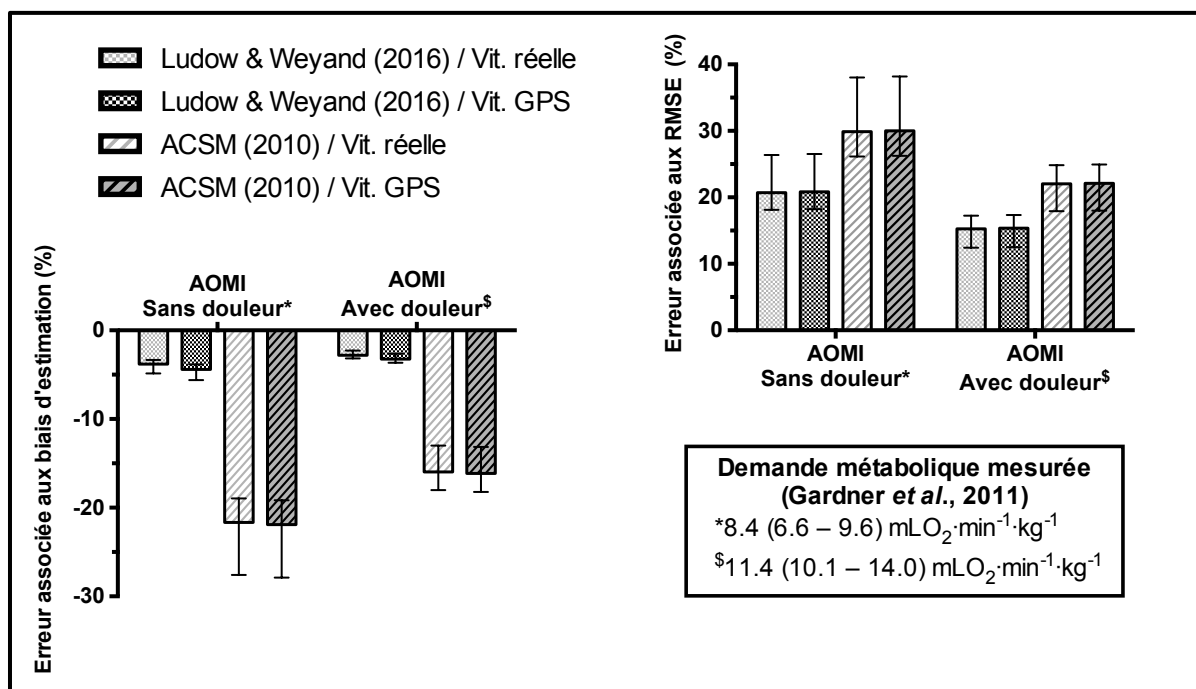
**Figure 34. Erreur hypothétique associée à la prédiction de la dépense énergétique réalisée à partir d'équations de la littérature et de données de vitesse réelle et GPS lors de la marche en extérieur sur terrain plat chez la personne saine**

La figure montre l'erreur relative qui serait associée à l'estimation de la DE réalisée à partir d'équations de prédiction de la littérature et de données de vitesse réelle et GPS lors de la marche, et ce chez des personnes saines et appartenant à différentes catégories d'âge. L'erreur hypothétique d'estimation a été calculée de deux manières : soit en utilisant les biais d'estimation qui ont été associés aux équations dans l'article "Predicting metabolic rate during level and uphill outdoor walking using a low-cost GPS receiver" (*panel gauche*), soit à partir des valeurs de RMSE qui ont été associées à ces équations dans le même article (*panel droite*). Les données de  $\dot{V}O_2$  qui ont servi de référence pour réaliser cette figure (montrées en tant que moyennes ± écart-types dans l'encart de droite) ont été mesurées chez 260 personnes saines (61 enfants âgés de 6 à 12 ans, 53 adolescents âgés de 13 à 19 ans, 73 jeunes adultes âgés de 20 à 59 ans, et 73 séniors âgés de 60 à 80 ans) lors d'une marche sur piste en extérieur à vitesse normale spontanée (vitesses : 4.18 km·h<sup>-1</sup>, 4.40 km·h<sup>-1</sup>, 4.79 km·h<sup>-1</sup> et 4.41 km·h<sup>-1</sup>, respectivement). Ces dernières données proviennent de l'article "Energy-speed relationship of walking: standard tables" de R. L. Waters, B. R. Lunsford, J. Perry, et R. Byrd, 1988, *J Orthop Res*, 6(2), p. 291, Tableau 3. Les barres d'histogramme décrivent l'amplitude de l'erreur associée à la valeur moyenne de  $\dot{V}O_2$  mesurée chez les sujets. Les barres d'erreur décrivent l'amplitude de l'erreur associée à l'écart-type des valeurs de  $\dot{V}O_2$  qui ont été mesurées chez les sujets. Vit. = vitesse ; GPS = géo-positionnement par satellites.

Cette estimation a été effectuée en utilisant d'une part les données de  $\dot{V}O_2$  mesurées par Waters *et al.* (1988) chez 260 personnes (61 enfants âgés de 6 à 12 ans, 53 adolescents âgés de 13 à 19 ans, 73 adultes âgés de 20 à 59 ans, et 73 séniors âgés de 60 à 80 ans), et d'autre part les résultats de la validation croisée des équations de Ludlow et Weyand (2016) et de l'American College of Sports Medicine (2010) publiés dans le cadre de cette thèse (P2). Cette figure montre que la prédiction de la DE réalisée en utilisant des données de vitesse GPS ne serait pas détériorée par rapport à la prédiction réalisée en utilisant des données de vitesse réelle. En utilisant l'équation de Ludlow et Weyand (2016) (par exemple), le biais d'estimation de la DE réelle associé à cette équation se traduirait par une sous-estimation de moins de 3 % chez la personne saine (Figure 34, ci-dessus, panel gauche), et les valeurs de RMSE calculées dans P2 induiraient une erreur d'estimation de la DE < 15 % (Figure 34, ci-dessus, panel droit), quelles que soient les données de vitesse utilisées (réelles ou GPS).



La Figure 35 (ci-dessous) propose d'estimer l'erreur qui pourrait être associée à l'estimation de la DE réalisée à partir d'équations de la littérature et de données de vitesse réelle et GPS lors de la marche en ambulatoire chez des patients avec AOMI. Cette estimation a été effectuée en utilisant d'une part les données de  $\dot{V}O_2$  mesurées par Gardner *et al.* (2011) chez 33 patients avec AOMI et claudication intermittente lors d'un TM6, et d'autre part en utilisant les résultats de la validation croisée des équations de Ludlow et Weyand (2016) et de l'American College of Sports Medicine (2010) qui sont présentés dans P2.



**Figure 35. Erreur hypothétique associée à la prédiction de la dépense énergétique réalisée à partir d'équations de la littérature et de données réelles et GPS de vitesse lors de la marche sur terrain plat chez des patients avec AOMI**

La figure montre l'erreur relative qui serait associée à l'estimation de la DE réalisée à partir d'équations de prédiction de la littérature, et de données de vitesse réelle ou GPS, lors de la marche chez des patients avec AOMI et claudication intermittente. L'erreur hypothétique d'estimation a été calculée de deux manières : soit en utilisant les biais d'estimation qui ont été associés aux équations dans l'article "Predicting metabolic rate during level and uphill outdoor walking using a low-cost GPS receiver" (*panel gauche*), soit à partir des valeurs de RMSE (pour *Root-mean squared error*) qui ont été associées à ces équations dans le même article (*panel droit*). Les données de  $\dot{V}O_2$  qui ont servi de référence pour réaliser cette figure [montrées en tant que : moyennes (étendues)] ont été mesurées chez 33 patients avec AOMI et claudication intermittente lors d'un TM6 (vitesse moyenne :  $\sim 4.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ). Ces données proviennent de l'article "Oxygen uptake before and after the onset of claudication during a 6-minute walk test" de A. W. Gardner, R. M. Ritti-Dias, J. A. Stoner, P. S. Montgomery, A. Khurana, et S. M. Blevins, 2011, *J Vasc Surg*, 54(5), p. 1370, Tableau IV. Les barres d'histogramme décrivent l'amplitude de l'erreur associée à la valeur moyenne de  $\dot{V}O_2$  mesuré chez les patients avec AOMI. Les barres d'erreur décrivent l'amplitude de l'erreur associée aux valeurs extrêmes de  $\dot{V}O_2$  qui ont été mesurées chez les patients. Vit. = vitesse ; GPS = géo-positionnement par satellites.

Comme illustré sur la Figure 35 (ci-dessus), le biais d'estimation montré dans P2 pour l'équation de Ludlow et Weyand (2016) se traduirait par une sous-estimation de moins de 5 % de la DE réelle des patients avec AOMI ayant participé à l'étude de Gardner *et al.* (2011).

Avec l'équation de l'American College of Sports Medicine (2010), on obtiendrait une sous-estimation moyenne de 16 à 22 % selon que la marche se déroule avec ou sans douleur. Les valeurs de RMSE associées à ces deux équations (cf. P2) se traduiraient par une erreur allant de 15 à 21 % avec l'équation de Ludlow et Weyand (2016), et par une erreur allant de 22 à 30 % avec l'équation de l'American College of Sports Medicine (2010), selon que la marche se déroule avec ou sans douleur. Bien sûr, l'erreur exacte d'estimation de la DE chez les patients avec AOMI serait susceptible d'être différente en réalité car on ne sait pas avec quelle précision les équations de Ludlow et Weyand (2016) et de l'American College of Sports Medicine (2010), initialement développées pour l'étude de la marche chez la personne saine, estimeraient la DE chez les patients avec AOMI. En dépit de cela, cette figure esquisse déjà une idée de la précision qui pourrait être obtenue à partir de ces modèles et de données de vitesse GPS. Cette figure montre également que la prédiction de la DE réalisée en utilisant des données de vitesse GPS ne serait pas détériorée par rapport à la prédiction réalisée en utilisant des données de vitesse réelle. De plus, la figure montre bien l'impact que pourrait avoir le choix d'une équation plutôt que d'une autre dans la précision associée à l'estimation de la DE chez ces patients. Ces estimations confortent la perspective d'utiliser le GPS pour estimer la DE associée à la marche en extérieur en vue de pouvoir mieux interpréter les résultats de capacité de marche qui seraient associées à des conditions de vitesse et de pente différentes lors de la marche.

La présente étude a montré que le GPS permet une estimation relativement précise de la DE lors de la marche en extérieur avec différentes conditions de vitesse et de pente. Comme évoqué dans la partie précédente, l'une des nuances à apporter à cette conclusion est qu'on ne connaît pas l'influence que pourrait avoir le niveau d'obstruction des signaux satellites imposé par différents types d'environnements sur l'estimation de la DE. Ceci devrait être évalué, et notamment lors de périodes de marche prolongées en milieu urbain afin de quantifier aussi l'erreur qui serait associée à l'estimation de la DE lors de différents trajets typiques de la vie quotidienne.

Une autre perspective associée à la présente étude pourrait être d'évaluer l'intérêt de changer de méthode de quantification de la DE en fonction de l'environnement où se déroule l'activité de marche. Par exemple, on pourrait imaginer un dispositif qui utiliserait la vitesse et la pente GPS pour quantifier la DE lorsque le niveau d'obstruction est faible, et qui utiliserait une seconde méthode, telle que le couplage [accéléromètre-FC], pour estimer la DE lorsque le niveau d'obstruction est élevé. La mise en œuvre d'un tel dispositif impliquerait

toutefois de déterminer au préalable i) le type d'informations à utiliser pour pouvoir quantifier le niveau d'obstruction des signaux satellites, et ii) le niveau d'obstruction à partir duquel il deviendrait effectivement plus intéressant de ne pas utiliser le GPS mais une autre méthode, ou une combinaison des deux, pour estimer la DE lors de la marche en extérieur. Plusieurs études ont déjà utilisé les coefficients de *DOP* (pour *Dilution Of Precision*) pour rendre compte de la potentielle imprécision de la mesure offerte par le système GPS au cours même de l'enregistrement des données (Brondeel *et al.*, 2015; Rainham *et al.*, 2008; Schipperijn *et al.*, 2014). Les coefficients de *DOP* renseignent sur l'arrangement géométrique des satellites dans le ciel, lequel est un facteur important de la précision associée à l'estimation de la position<sup>125</sup>. Le dispositif évoqué plus haut pourrait se servir de ce type d'information. D'ailleurs, certains auteurs ont déjà utilisé les coefficients de *DOP* pour évaluer la précision des paramètres obtenus avec un récepteur GPS (Brondeel *et al.*, 2015).

Enfin, si cette étude s'est focalisée sur l'activité de marche, la littérature suggère que d'autres AP pourraient être quantifiées sur le plan de la DE à l'aide du GPS. En effet, la vitesse et la pente sont aussi des prédicteurs importants de la DE associée aux activités de course et de pédalage sur bicyclette (Ardigo *et al.*, 2003). Plusieurs études ont montré que le GPS, seul et surtout lorsqu'il est combiné à d'autres informations telles que celles obtenues avec un accéléromètre, permettent la reconnaissance de différents modes de transport actif en extérieur, dont la marche, la course, et le déplacement à vélo (Brondeel *et al.*, 2015; J. A. Carlson *et al.*, 2015; Cho *et al.*, 2011). Ceci pourrait être d'un intérêt particulier pour quantifier la DE en extérieur, non plus seulement à la marche, mais pour l'ensemble du temps passé en extérieur.

---

<sup>125</sup> Cf. Annexe 9 (p. XV) pour une description plus détaillée sur ce sujet.

## 5. Valorisation

### *Articles publiés*

**de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Accuracy of a low-cost global positioning system receiver for estimating grade during outdoor walking. *Physiol Meas*, 37(10), 1741-1756.

**de Müllenheim, P. Y.**, Dumond, R., Gernigon, M., Mahé, G., Lavenu, A., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Predicting metabolic rate during level and uphill outdoor walking using a low-cost GPS receiver. *J Appl Physiol (1985)*, 121(2), 577-588.

### *Article soumis*

**de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Emily, M., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (submitted). Using GPS, accelerometry and heart rate to predict outdoor graded walking energy expenditure. *J Sci Med Sport*.

### *Communications orales*

Gernigon, M., **de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Caron, N., Bruneau, A., Bickert, S., Noury-Desvaux, B., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2013, September). Validity of global positioning system and comparison with accelerometry in the estimation of energy expenditure during horizontal and grade walking and running on the field. *European Journal of Sports Medicine*, 1(Suppl 1), 88-89. *Communication presented at the 8th European Sport Medicine Congress of European Federation of Sports Medicine Associations (EFSMA) / 6th joint Meeting French Society of Exercise & Sport Medicine (SFMES) & French Society of Sports Traumatology (SFTS), Strasbourg, France.*

**de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., M., Gernigon, Caron, N., Bruneau, A., Bickert, S., Noury-Desvaux, B., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2013, octobre). Validité du Géo-Positionnement Satellitaire et comparaison avec l'accélérométrie dans l'estimation de la dépense énergétique lors de la marche et la course en extérieur. *Communication présentée au 15ème congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Grenoble, France.*

**de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., M., Gernigon, Caron, N., Bruneau, A., Bickert, S., Noury-Desvaux, B., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2013, novembre). Intérêt du géo-positionnement satellitaire dans l'estimation de la dépense énergétique lors de la marche et la course en extérieur : validité et comparaison avec l'accélérométrie. *Communication présentée au 5ème colloque Sport et Recherche en Pays de la Loire (SRPDL), Laval, France.*

**de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., M., Gernigon, Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2015, June). Accuracy of a low-cost commercially available GPS data logger/receiver to estimate the slope during outdoor walking. *Communication presented at the 4th International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement (ICAMPAM), Limerick, Ireland.*

Le Faucheur, A., **de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Emily, M., Bickert, S., Prioux, J., Mahé, G., & Noury-Desvaux, B. (2016, June). Comparison of GPS, accelerometry, and heart rate for estimating metabolic rate during level and uphill outdoor walking. *Communication presented at the 21st Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Vienna, Austria.*



# **Chapitre 5. Projet CLASH : étude de l'influence de la durée de récupération, suite à une marche symptômes-limitée, sur la capacité de marche lors de la marche subséquente chez des patients AOMI**

## **1. Problématique et objectifs**

L'objectif principal de l'étude CLASH est de déterminer prospectivement l'effet de la durée de récupération, suite à une marche symptômes-limitée, sur la capacité de marche des patients avec AOMI. De manière secondaire, l'étude CLASH vise à étudier les relations entre les mesures objectives de l'ischémie d'exercice, les adaptations cardiorespiratoires, l'occurrence et l'évolution de la douleur (en récupération et lors de la marche), et le temps de récupération préalable. Un autre objectif secondaire associé à cette étude est de déterminer dans quelle mesure la procédure expérimentale utilisée (cf. partie « Procédure expérimentale » ci-après : blocs de marche isolés vs. périodes de marche consécutives), ainsi que le contexte de la marche (en laboratoire vs. en extérieur), influence la relation entre la durée de récupération et la capacité de marche, ainsi que la détermination d'une durée « optimale » de récupération vis-à-vis de la capacité de marche. Enfin, l'étude CLASH vise à caractériser la relation entre la durée « optimale » de récupération et, d'une part, le profil d'activité de marche évalué par mesure accélérométrique en condition de vie réelle, et d'autre part l'occurrence des douleurs au quotidien.

## **2. Procédure expérimentale et prérequis méthodologiques**

### **2.1. Organisation générale de l'étude**

Les patients qui ont participé à l'étude CLASH ont été recrutés au service de radiologie et d'imagerie médicale du Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de Rennes à la suite d'une consultation. Les patients recrutés répondaient aux critères d'inclusion et de non inclusion présentés dans le Tableau 24 (p. 214). Le nombre minimal de patients à inclure dans l'étude CLASH était de 28 compte tenu : i) de l'hypothèse principale associée à la présente étude (à savoir : *suite à une marche symptôme (douleur)-limitée, du fait de l'ischémie induite, le temps de récupération prédit significativement la distance de marche subséquente*); ii) de

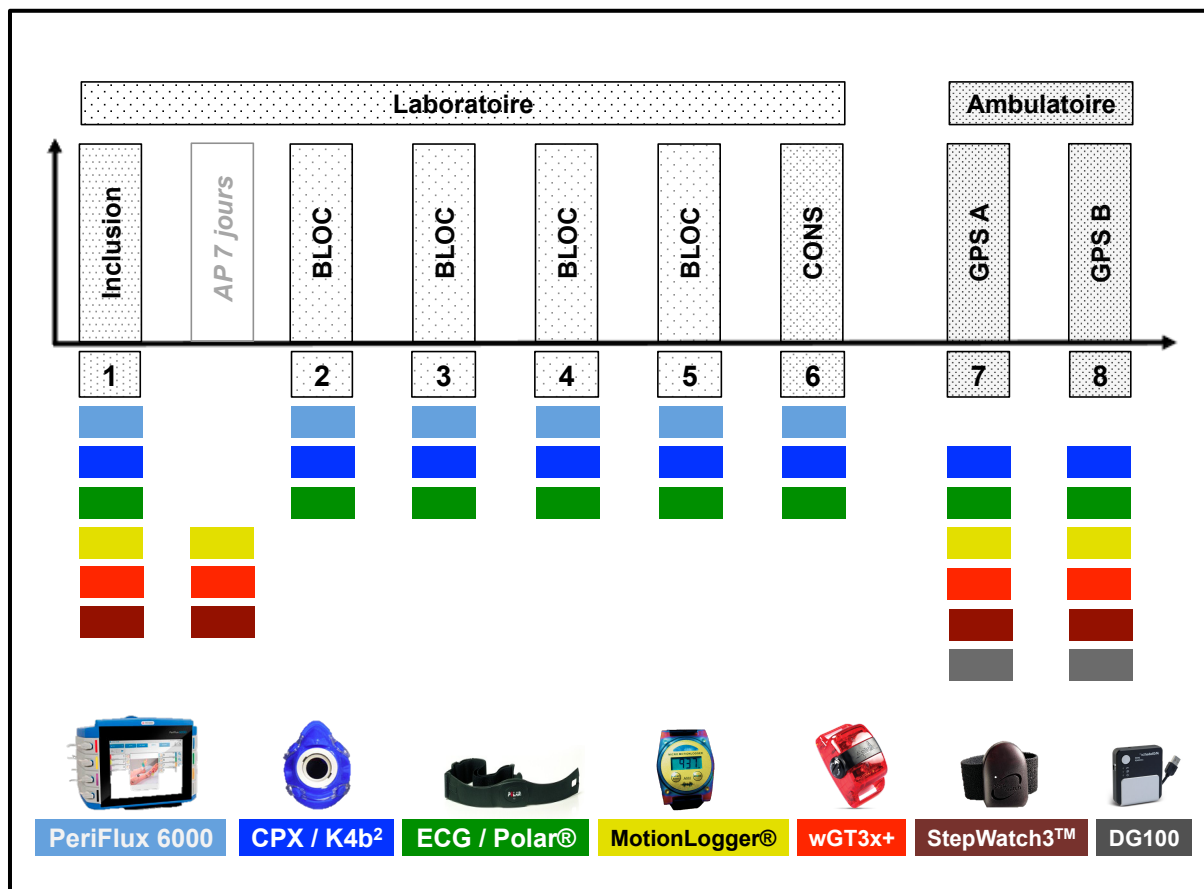
l'hypothèse statistique selon laquelle le coefficient de détermination du modèle prédictif de type  $Y = \alpha x + b$  avec « Y » la distance maximale de marche suivante (m) et « x » le temps de récupération préalable (min) sera  $\geq 0.70$  ; iii) d'un coefficient  $\beta$  d'au moins 0.70 avec une puissance de 0.80 et un risque alpha à 0.05 ; et iv) d'un rapport entre l'écart type des erreurs du modèle prédictif et l'écart type des valeurs de la variable prédictive estimé à 25 %.

**Tableau 24. Critères d'inclusion et de non inclusion dans l'étude CLASH**

Critères d'inclusion	Critères de non inclusion
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Âge supérieur <math>\geq 18</math> ans, sans limite maximale d'âge</li> <li>• Assuré social</li> <li>• Index de Pression Systolique (IPS) <math>\leq 0.90</math></li> <li>• Symptomatologie de type « claudication intermittente » définie par des douleurs dans les membres inférieurs survenant à la marche et qui obligent le patient à s'arrêter, la douleur diminuant ou cédant en 10 minutes ou moins [(stade II sur la classification de Leriche et Fontaine, Classe I sur la classification de Rutherford (Rutherford <i>et al.</i>, 1997)] ; les patients présentant également des douleurs de repos d'origine potentiellement vasculaire peuvent également être inclus (ces douleurs de repos ne doivent survenir préférentiellement que la nuit et/ou que lorsque le patient est en position allongée ou assise ; les patients présentant des douleurs de repos survenant régulièrement en position debout ne peuvent pas être inclus)</li> <li>• Distance maximale de marche sur tapis <math>&lt; 500</math> m (protocole <math>3.2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}</math>, 10 % de pente)</li> <li>• Ayant donné un consentement libre, éclairé et par écrit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Inaptitude à comprendre les consignes de l'étude</li> <li>• Habitation située à plus de 50 km du CHU</li> <li>• Traitement médicamenteux pour la prise en charge chronique de la douleur (paracétamol, vasodilatateur, homéopathie, aspirine à dose <math>\geq 500 \text{ mg} \cdot \text{j}^{-1}</math>)</li> <li>• Contre-indication à la marche (anévrisme de l'aorte abdominale <math>&gt; 4</math> cm)</li> <li>• AOMI avec ischémie aiguë nécessitant une intervention en urgence, troubles trophiques imposant ou ayant imposé une amputation de jambe</li> <li>• Limitation à l'exercice de cause non vasculaire</li> <li>• Accident cardio-vasculaire majeur dans les trois mois précédant l'inclusion</li> <li>• Femme enceinte et parturiente</li> <li>• Personnes majeures faisant l'objet d'une protection légale (sauvegarde de justice, curatelle, tutelle), personnes privées de liberté</li> </ul>

Le déroulement général du protocole CLASH est illustré sur la Figure 36 (p. 215). Le protocole comprenait 8 visites, dont 6 en laboratoire (au CHU de Rennes), et 2 en ambulatoire (sur la piste d'athlétisme du Campus de Ker Lann, à Bruz). Les visites étaient séparées d'au moins 48 heures. La visite d'inclusion constituait la première visite en laboratoire. Les cinq autres visites en laboratoire renvoyaient à deux modalités d'évaluation différentes (cf. Figure 36, p. 215), à savoir : i) la modalité « BLOC », qui correspondait à quatre visites au total et au cours desquelles les patients ont effectué 11 blocs de marche pour tester l'effet de 11 durées de récupération différentes (un bloc de marche consistait à réaliser deux marches symptômes-limitées entrecoupées d'une période de récupération) ; ii) la modalité « CONS », qui correspondait à une seule visite, et au cours de laquelle les patients effectuaient

consécutivement sept marches symptômes-limitées séparées par une période récupération imposée et dont la durée variait.



**Figure 36. Vue générale du protocole de l'étude CLASH**

Pour une question de présentation, les tests en laboratoire sont présentés avant les tests en ambulatoire. En réalité, l'ordre de réalisation de ces tests était attribué aux participants de manière semi-aléatoire (voir texte). Sept jours au moins séparaient la visite d'inclusion de la première expérimentation. BLOC = visite lors de laquelle les patients effectuaient 3 blocs de 2 marches symptômes-limitées (ou 2 blocs de 2 marches lors de la première visite « BLOC ») ; CONS = visite lors de laquelle les patients effectuaient 7 marches symptômes limitées de manière consécutive ; GPS A = évaluation de la capacité de marche en ambulatoire avec mesures GPS ; GPS B = visite lors de laquelle les patients effectuaient 7 marches symptômes-limitées de manière consécutive en ambulatoire avec mesures GPS. L'appareil PeriFlux 6000 était utilisé pour mesurer la pression transcutanée en dioxygène (tcPO<sub>2</sub>). Les appareils MasterScreen CPX (CPX) et K4b<sup>2</sup> étaient utilisés pour mesurer les échanges gazeux en laboratoire et en ambulatoire, respectivement. L'électrocardiogramme et la ceinture Polar® étaient utilisés pour mesurer la FC en laboratoire et en ambulatoire, respectivement. La montre MicroMotionLogger®, l'accéléromètre wGT3X+, et le podomètre StepWatch3™ étaient utilisés pour l'ensemble des mesures en ambulatoire alors que le récepteur GPS DG100 n'était utilisé que lors des visites « GPS A » et « GPS B ». La montre était utilisée pour que le patient indique le moment où la douleur apparaissait et lorsqu'elle le forçait à s'arrêter lors de la marche. D'autres mesures, qui étaient réalisées lors des visites en laboratoire (e.g., glycémie, pression artérielle), ne sont pas représentées sur la figure.

Les deux visites en ambulatoire qui se déroulaient en extérieur, avec notamment des mesures GPS, étaient regroupées toutes les deux sous la modalité « GPS » (cf. Figure 36, ci-dessus). Les deux visites « GPS » étaient consécutives. La visite « GPS A » consistait en la réalisation d'une période d'ambulation de 45 à 60 minutes (temps d'arrêt inclus) pendant laquelle le patient devait marcher à son rythme jusqu'à ce que ses symptômes de douleur le



forcent à s'arrêter, pour ensuite reprendre la marche comme il le faisait habituellement dans la vie quotidienne. La visite « GPS B » consistait à réaliser consécutivement sept marches symptômes-limitées à un rythme habituel et séparées par une période de récupération imposée et dont la durée variait.

L'ordre des visites qui suivaient la visite d'inclusion était établi pour chaque patient de manière semi-aléatoire et selon une procédure qui comprenait deux niveaux. À un premier niveau, la procédure prévoyait que les trois modalités définies plus haut (« BLOC », « CONS », et « GPS ») soient représentées parmi les trois premières visites faisant suite à la visite d'inclusion (*e.g.*, CONS – BLOC – GPS). Étant donné qu'il y avait quatre visites « BLOC », le protocole de l'étude CLASH se terminait par trois visites « BLOC ». Lors de la première visite « BLOC », seulement deux blocs de marches étaient réalisés avec au préalable un TM6. Lors des visites « BLOC » restantes, 3 blocs de marches étaient réalisés. À un second niveau, la procédure consistait à définir de manière aléatoire les ordres suivants : i) l'ordre des durées de récupération testées lors des visites « BLOC » ; ii) l'ordre des durées de récupération testées lors de la visite « CONS » ; et iii) l'ordre de réalisation des visites « GPS A » et « GPS B » pour la modalité « GPS »<sup>126</sup>. Une période de sept jours (au minimum) séparait la visite d'inclusion de la visite suivante, période pendant laquelle une mesure de l'AP et de l'occurrence des douleurs quotidiennes était effectuée.

## 2.2. Expérimentations

### 2.2.1. Visite d'inclusion

La visite d'inclusion se composait de plusieurs phases. Une première phase consistait à prendre connaissance de l'histoire clinique du patient : biologie sanguine, traitements médicamenteux en cours, histoire tabagique, histoire médicale et chirurgicale (en particulier s'agissant de l'AOMI et des symptômes associés). Ensuite, les réponses à plusieurs questionnaires étaient obtenues suite à l'interrogatoire du patient. Ces questionnaires étaient : le *San Diego claudication questionnaire* ; le *Walking Impairment questionnaire* ; et le questionnaire de qualité de vie *Short-Form 36 (SF-36)*. Les distances (*ICD* et *ACD*) et temps (*COT* et *PWT*) maximaux de marche estimés par le patient étaient également évalués.

---

<sup>126</sup> À titre d'illustration, l'ordre des visites n°2 à n°8 (visite n°1 = visite d'inclusion) pour un patient inclus dans l'étude pouvait être le suivant : visite n°2 = « CONS » ; visite n°3 = « BLOC » ; visite n°4 = « GPS B » ; visite n°5 = « GPS A » ; visite n°6, 7 et 8 = « BLOC ».

Une seconde phase consistait à effectuer une série de mesures anthropométriques lors de laquelle la taille, la masse, l'index de masse corporelle (IMC) et le tour de taille, étaient mesurés. Ces informations venaient s'ajouter aux informations relatives à l'âge et au sexe du patient qui étaient répertoriées au début de la première phase de la visite.

Une troisième phase était dédiée à la mesure de l'IPS. Cette mesure, effectuée à l'aide d'une sonde Doppler en suivant les recommandations de l'*AHA* en vigueur (Aboyans *et al.*, 2012), permettait notamment de s'assurer que le patient avait bien un IPS pathologique (*i.e.*,  $\leq 0.90$ ). La procédure complète adoptée pour la mesure de l'IPS était effectuée deux fois sur l'ensemble du protocole : une première fois lors de la visite d'inclusion, et une seconde fois lors de la seconde visite en laboratoire au CHU. À la fin de la troisième phase de la visite d'inclusion, les pressions artérielles systolique et diastolique aux bras étaient mesurées une nouvelle fois (en plus de l'IPS) de manière automatique avec un appareil Dinamap® V100 (Critikon, Tampa, FL).

Une quatrième et dernière phase consistait pour le patient à réaliser un test de marche à charge croissante sur tapis motorisé en suivant le protocole de Gardner-Skinner (Gardner *et al.*, 1991a)<sup>127</sup>. Avant le début du test, une mesure de la glycémie et de la lactatémie était effectuée à partir d'une goutte de sang prise au doigt de la main (en général l'index). Plusieurs mesures physiologiques étaient effectuées tout au long du test :  $tcPO_2$  aux niveaux des régions du thorax, des fesses et des mollets ; échanges gazeux ; FC ; et  $StO_2$  au niveau du lobe de l'oreille. Au cours du test, les sensations de douleurs ressenties par le patient (apparition de la douleur, intensité de la douleur) étaient également répertoriées. À la fin du test, les distances de claudication relative et absolue ( $ICD_{GARDNER}$  et  $ACD_{GARDNER}$ ) et le temps de claudication relatif et absolu ( $COT_{GARDNER}$  et  $PWT_{GARDNER}$ ) étaient répertoriés.

À la fin de la visite, trois actimètres étaient remis au patient pour qu'il les porte pendant une semaine. Ces trois actimètres incluaient un accéléromètre, un podomètre, et une montre avec marqueur d'événements pour indiquer les moments où la douleur apparaissait lors de la marche et lorsqu'un arrêt lors de la marche était imposé par le ressenti de la douleur. Les patients se voyaient également remettre un cahier à compléter de manière journalière pendant une semaine. Ce cahier comprenait un questionnaire d'évaluation de la qualité du sommeil, et des cases à remplir pour indiquer approximativement les activités de la journée réalisées et les moments de la journée lors desquels ces activités s'étaient déroulées. Au cours de la semaine faisant suite à la visite d'inclusion, un message SMS était envoyé chaque matin pour rappeler au patient de porter les appareils.

---

<sup>127</sup> Cf. Chapitre 2 – 2.1.2. Tests de marche sur tapis à charge croissante (p. 55).

### 2.2.2. Blocs de marche (modalité « BLOC »)

La première des quatre visites « BLOC » débutait par un TM6 au cours duquel les échanges gazeux et la FC, la quantité d'accélération produite à la hanche, et le nombre de pas, étaient mesurés respectivement avec un système de mesure métabolique portable, un accéléromètre, et un podomètre. Après le TM6, un temps de récupération d'au moins 30 minutes était respecté avant de débiter la phase des blocs de marche sur tapis. Deux blocs de marche étaient réalisés lors de la première visite « BLOC » et trois blocs de marche étaient réalisés lors des autres visites « BLOC ». La vitesse de marche sur tapis motorisé était de 3.2 km·h<sup>-1</sup> et la pente de 12 %. Les durées de récupération qui étaient testées au cours des blocs de marche pour chaque patient incluaient 10 durées fixes et une durée dite « spontanée ». Les durées fixes étaient les suivantes : 0.5 ; 1.5 ; 2.5 ; 3.5 ; 4.5 ; 5.5 ; 6.5 ; 7.5 ; 8.5 ; 9.5 minutes. Lorsque la récupération « spontanée » était testée lors d'un bloc de marche, il était demandé au patient de prendre le temps nécessaire pour récupérer et débiter la marche suivante comme il l'aurait fait dans la vie quotidienne. Des mesures identiques à celles réalisées lors du test de Gardner-Skinner au cours de la visite d'inclusion étaient effectuées lors de chaque visite « BLOC ». Une durée de récupération suffisante était laissée entre deux blocs de marche à suivre (minimum 15 minutes). La récupération inter-blocs était d'une durée suffisante pour permettre de retrouver des valeurs de tcPO<sub>2</sub> (*DROP*<sup>128</sup>), similaires à celles observées lors de la phase initiale de repos.

### 2.2.3. Marches consécutives en laboratoire (modalité « CONS »)

Lors de la visite « CONS », les patients effectuaient sept marches symptômes-limitées sur tapis motorisé à 3.2 km·h<sup>-1</sup> et 12 % de pente. Les marches étaient séparées par une durée de récupération qui variait à chaque nouvelle période de récupération. Parmi les six durées de récupération différentes qui étaient testées lors de cette visite, cinq étaient fixes, et une était dite « spontanée ». Les durées de récupération fixes étaient les suivantes : 0.5 ; 2.5 ; 4.5 ; 6.5 ; et 8.5 minutes. Lors de la visite « CONS », les mêmes mesures que celles réalisées lors des visites « BLOC » étaient effectuées.

---

<sup>128</sup> Voir explication dans la sous-partie « Système de mesure de la pression transcutanée en dioxygène », p. 222).

#### 2.2.4. Evaluation de la capacité de marche en ambulatoire (modalité « GPS A »)

La visite du protocole CLASH correspondant à la modalité « GPS A » visait à évaluer la capacité de marche en extérieur des patients à l'aide de la technique GPS comme décrit précédemment (Le Faucheur *et al.*, 2008). Brièvement, cette évaluation consistait pour le patient à marcher à son rythme de marche habituel jusqu'à ce que ses symptômes de douleur apparaissent et finalement le forcent à s'arrêter de marcher. Tout au long de la durée de l'ambulation (entre 45 et 60 minutes), le patient décidait du moment où il repartait pour la marche suivante après s'être initialement arrêté à cause de ses douleurs. L'évaluation se déroulait en extérieur sur la piste du stade situé sur le campus de Ker Lann (Buz, France ; latitude : 48°2'51.45" Nord ; longitude : 1°44'11.63 Ouest). Lors de cette évaluation, plusieurs mesures étaient effectuées : la vitesse de marche était mesurée avec GPS ; la quantité d'accélération produite à la hanche était mesurée à l'aide d'un accéléromètre, et le nombre de pas était mesuré à l'aide d'un podomètre. Lors de l'évaluation, le patient portait une montre pour indiquer lorsque la douleur apparaissait et lorsqu'il s'arrêtait à cause de ses douleurs. Lors de cette évaluation, les patients étaient également équipés du système K4b<sup>2</sup>.

#### 2.2.5. Marches consécutives en ambulatoire (modalité « GPS B »)

Lors de la visite « GPS B », les consignes et le matériel donnés au patient étaient les mêmes que lors de la visite « GPS A ». La seule différence avec la visite « GPS A » était que les patients devaient effectuer un nombre défini de marche ( $n = 7$ ) et que la durée de récupération entre les périodes de marche était établie à l'avance. Les marches étaient séparées par une durée de récupération qui variait à chaque nouvelle période de récupération. Au cours de cette visite, parmi les six durées de récupération qui étaient testées, cinq étaient fixes, et une était dite « spontanée ». Les durées de récupération fixes étaient les suivantes : 0.5 ; 1.5 ; 2.5 ; 3.5 ; et 4.5 minutes.

### 2.3. Outils

#### 2.3.1. Questionnaires

##### 2.3.1.a. *San Diego claudication questionnaire*

Le questionnaire de claudication de San Diego (Criqui *et al.*, 1996) permet de caractériser la nature et la localisation des symptômes de douleur ressentis par les patients

avec AOMI. Ce questionnaire est consultable en version française (celle qui était utilisée dans l'étude CLASH) à l'Annexe 16 (p. XL). Ce questionnaire était utilisé dans le cadre de l'étude CLASH pour définir les catégories de symptômes suivantes : i) absence de douleur ; ii) douleurs au repos et à l'exercice ; iii) claudication intermittente de type Rose (douleurs survenant seulement au(x) mollet(s) ; iv) claudication intermittente de type non-Rose (douleurs survenant également ou seulement aux niveaux des fesses et/ou des cuisses) ; v) claudication atypique (délai de disparition de la douleur > 10 min) ; vi) douleurs atypiques à l'exercice (n'imposent pas le ralentissement ni/ou l'arrêt de la marche).

### *2.3.1.b. Walking impairment questionnaire*

Le *Walking Impairment Questionnaire (WIQ)* permet d'évaluer le niveau des limitations fonctionnelles perçues par le patient. Ce questionnaire renseigne sur la capacité perçue du patient à : i) marcher sur des distances allant de « marcher chez soi » à 500 m ; ii) marcher à des vitesses allant de « lente » à l'allure de footing ; et à iii) monter un nombre d'escaliers allant de 1 étage à 3 étages (McDermott *et al.*, 1998; Myers *et al.*, 2008; Schiano *et al.*, 2006). Ce questionnaire permet de calculer un score pour chacun de ces aspects fonctionnels. Une version française de ce questionnaire, qui était utilisée dans le cadre de l'étude CLASH, est disponible Annexe 17 (p. XLI).

### *2.3.1.c. Short-Form 36*

Le questionnaire de qualité de vie *Short-Form 36* n'est pas un questionnaire qui a été spécifiquement élaboré pour l'évaluation des patients avec AOMI (Beattie *et al.*, 1997). Ce questionnaire comporte 36 items liés à différents aspects de la qualité de vie. À partir des réponses données à l'ensemble de ces items, un score peut être calculé pour définir un niveau de qualité de vie globale.

## 2.3.2. Appareils de mesures physiologiques

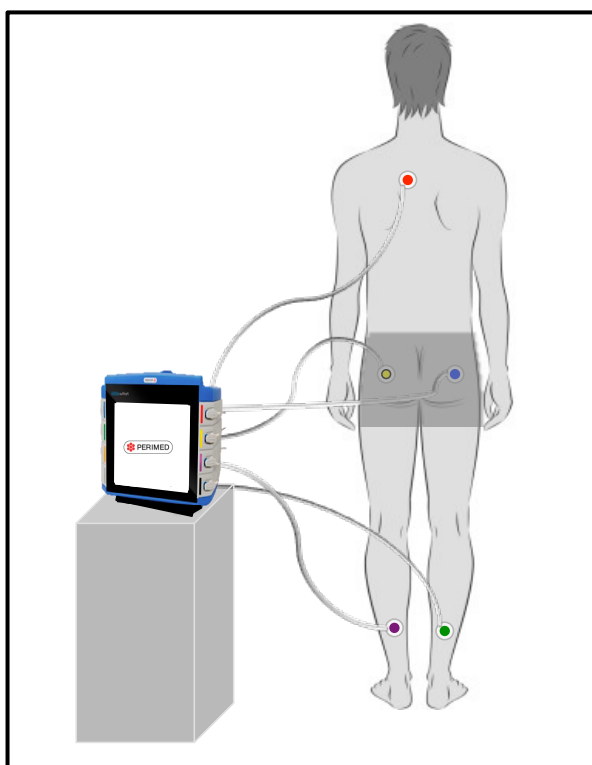
### *2.3.2.a. Système de mesure de la pression transcutanée en dioxygène*

Dans l'étude CLASH, la mesure de la tcPO<sub>2</sub> était effectuée à l'aide d'un système PerimedFlux 6000. Le système comprenait cinq électrodes fixées sur la peau à l'aide de bagues adhésives. Une électrode était disposée au niveau de chaque région suivante : la partie supérieure du dos, entre les omoplates ; la fesse droite ; la fesse gauche ; le mollet droit ; le mollet gauche. Une vue d'ensemble du dispositif utilisé pour la mesure de la tcPO<sub>2</sub> est

montrée sur la Figure 37 (ci-dessous). Les mesures de tcPO<sub>2</sub> étaient utilisées pour le calcul du *DROP*<sup>129</sup> afin de caractériser l'ischémie. Le *DROP* est un index qui permet de prendre en compte les variations potentielles de la tcPO<sub>2</sub> au thorax et de s'affranchir de la valeur initiale de tcPO<sub>2</sub> mesurée au site considéré (Abraham *et al.*, 2003; Bouye *et al.*, 2005; Mahe *et al.*, 2015; Signolet *et al.*, 2016). Le calcul du *DROP* est présenté ci-dessous (Mahe *et al.*, 2015) :

$$DROP_{(site)} = [PO_{2(site)t_t} - PO_{2(site)t_0}] - [PO_{2(thorax)t_t} - PO_{2(thorax)t_0}], \quad \text{Équation 7}$$

où PO<sub>2(site)t<sub>t</sub></sub> désigne la tcPO<sub>2</sub> mesurée à un site ou une région donnée des membres inférieurs (fesse droite, fesse gauche, mollet droit, mollet gauche) au temps t, PO<sub>2(site)t<sub>0</sub></sub> désigne la tcPO<sub>2</sub> moyenne mesurée au site considéré lors de la période de repos précédant le début du test, PO<sub>2(thorax)t<sub>t</sub></sub> désigne la tcPO<sub>2</sub> mesurée au thorax au temps t, et PO<sub>2(thorax)t<sub>0</sub></sub> désigne la tcPO<sub>2</sub> moyenne mesurée au thorax lors de la période de repos précédant le début du test.



**Figure 37. Dispositif utilisé dans l'étude CLASH pour la mesure de la tcPO<sub>2</sub> en laboratoire**

Les sondes utilisées pour la mesure de la tcPO<sub>2</sub> (rouge, jaune, bleue, violette, et verte sur la figure) étaient maintenues sur la peau à l'aide de bagues adhésives.

Avec le *DROP*, l'ischémie n'est plus caractérisée par la valeur absolue de tcPO<sub>2</sub> directement mesurée à un site donné, mais par la variation de tcPO<sub>2</sub> à ce site, corrigée par rapport à la variation de tcPO<sub>2</sub> mesurée au thorax au cours de l'exercice. Plus la valeur de

<sup>129</sup> Pour *Decrease from Rest of Oxygen Pressure* (Bouye *et al.*, 2005).

*DROP* est importante, plus la présence d'une ischémie peut être suspectée, et plus grande est sensée être l'ischémie. Une valeur de *DROP*<sub>min</sub><sup>130</sup> mesurée aux fesses lors d'un test de marche sur tapis à charge constante (3.2 km·h<sup>-1</sup> et 10 % de pente) ≤ -15 mmHg (soit une chute d'au moins 15 mmHg) a été associée à la présence de lésions artérielles significatives (*i.e.*, occlusion ou obstruction de la lumière du vaisseau ≥ 75 %) au niveau hypogastrique (Abraham *et al.*, 2003). Plus récemment, Koch *et al.* (2016) ont montré qu'une valeur de *DROP* ≤ -16 mmHg permet de détecter efficacement la présence de lésions artérielles dans les membres inférieurs, particulièrement lorsque l'artère est plus de 60 % occluse. L'un des intérêts d'utiliser le *DROP* pour caractériser l'ischémie est le fait que sa mesure s'avère beaucoup plus reproductible que les indices de l'ischémie qui étaient initialement utilisés (*i.e.*, les valeurs minimales de tcPO<sub>2</sub> « brute » et le rapport entre la tcPO<sub>2</sub>(site) et la tcPO<sub>2</sub>(thorax)) (Bouye *et al.*, 2004). En effet, la mesure du *DROP*<sub>min</sub> a été associée à un coefficient de corrélation de Spearman, obtenu suite à la réalisation de deux tests de marche sur tapis motorisé, de 0.82 ( $p < 0.0001$ ) ; alors que les autres indices de l'ischémie, dans la même étude, ont été associés à des coefficients ≤ 0.10 et qui n'étaient pas significatifs (Bouye *et al.*, 2004). Ces résultats font écho à la grande variabilité qu'avait observé Gardner (1997) pour la mesure de tcPO<sub>2</sub> « brute » au niveau pied. En effet, Gardner (1997) avait obtenu un CV aux environs de 30 % pour des mesures de tcPO<sub>2</sub> au repos, en fin d'exercice, et en récupération.

### 2.3.2.b. Systèmes de mesure des échanges gazeux et de la fréquence cardiaque

Les échanges gazeux et la FC étaient mesurés à l'aide d'un appareil MasterScreen CPX (station fixe) pour les mesures en laboratoire, et à l'aide d'un appareil K4b<sup>2</sup> pour les mesures en ambulatoire. Une description des caractéristiques techniques de ces appareils est disponible dans l'Annexe 12 (p. XXII). Étant donné que ces deux systèmes devaient permettre notamment de comparer la DE lors de la marche sur tapis motorisé (visite « BLOC » et « CONS ») et lors de la marche en extérieur (visites « GPS »), une étude sur l'agrément des mesures effectuées par ces deux appareils, ainsi que sur leur reproductibilité respective pour la mesure des variables cardio-respiratoires et métaboliques, a été conduite. Le compte rendu de cette étude est disponible dans l'Annexe 13 (p. XXIII). Les appareils de mesures des échanges gazeux étaient calibrés juste avant le début de l'expérimentation en suivant les recommandations fournies par le constructeur. En laboratoire, la FC était mesurée à l'aide d'un électrocardiogramme à 10 dérivations. Pour cela, 6 électrodes étaient disposées sur la

---

<sup>130</sup> *DROP*<sub>min</sub> désigne la plus grande variation négative de tcPO<sub>2</sub> mesurée au cours du test.

partie supérieure du thorax, et les 4 restantes étaient disposées dans le dos (2 électrodes en haut, à droite et à gauche ; 2 électrodes en bas, à droite et à gauche). En ambulatoire, la FC était mesurée à l'aide d'une ceinture Polar® qui était associée à l'appareil K4b<sup>2</sup>.

### 2.3.3. Actimètres

Lors de la mesure de l'AP ainsi que lors des expérimentations en ambulatoire, les patients portaient des actimètres : une montre « marqueurs d'événements » MicroMotionlogger®, un accéléromètre wGT3X+, et un podomètre StepWatch3<sup>TM</sup>. Lors des mesures en ambulatoire, les patients portaient également un récepteur GPS DG100. Les caractéristiques techniques de ces appareils sont présentées dans l'Annexe 14 (p. XXXVIII) et dans l'Annexe 15 (p. XXXIX).

La montre MicroMotionlogger® était donnée aux patients afin qu'ils indiquent lors de chaque marche, *via* un bouton marqueur d'évènement, le moment où la douleur apparaissait au niveau des membres inférieurs, et le moment où la douleur les forçait à s'arrêter. Le patient appuyait une fois sur le bouton lorsque la douleur apparaissait, et appuyait au moins deux fois lorsqu'un arrêt était causé par la douleur.

L'accéléromètre wGT3X+ a été décrit dans le chapitre précédent (Chapitre 6 – 2.1.3. Accéléromètre, p. 190). Dans l'étude CLASH, l'accéléromètre était configuré pour enregistrer à 30 Hz et était porté par le patient à la hanche droite.

Le podomètre StepWatch3<sup>TM</sup> est un appareil qui se porte à la cheville. Sa validité et sa reproductibilité ont été montrées comme étant excellentes dans différents types de populations cliniques (Cindy Ng *et al.*, 2012; Feito *et al.*, 2012; Feito *et al.*, 2015; Foster *et al.*, 2005; Karabulut *et al.*, 2005; Mudge *et al.*, 2007; Tyo *et al.*, 2011). Dans l'étude CLASH, le StepWatch3<sup>TM</sup> était configuré de telle sorte à enregistrer le nombre d'enjambées effectuées et accumulées sur des intervalles de 10 secondes.

Le récepteur GPS DG100 a été décrit dans le chapitre (Chapitre 6 – 2.1.2. Récepteur GPS, p. 190). Dans l'étude CLASH, le récepteur GPS était porté à l'aide d'un système en bandoulière avec l'antenne fixée sur l'épaule droite du patient (angle externe de l'omoplate). La fréquence d'échantillonnage de l'appareil était fixée à 1 Hz.

### 2.3.4. Echelle de douleur

Au cours des tests en laboratoire et lors de la récupération au cours de la visite « GPS B », il était demandé aux patients d'indiquer l'évolution de leurs sensations de douleur à l'aide d'une échelle d'évaluation verbale. Cette échelle comprenait une liste d'adjectifs



communément utilisés et associés à des nombres pour décrire la douleur : 0 = « pas de douleur » ; 1 = « douleur légère » ; 2 = « douleur modérée » ; 3 = « douleur intense » (Williamson & Hoggart, 2005). La validité d'une telle échelle a été préalablement établie (Williamson & Hoggart, 2005). Cette échelle est généralement appréciée par les patients pour sa simplicité. Le niveau de douleur imposant l'arrêt était considéré comme maximal : 4 = « douleur maximale ». Cette échelle a déjà été utilisée auparavant chez des patients avec AOMI afin qu'ils caractérisent leurs sensations de douleur au cours de la marche (Gardner *et al.*, 2000).

## 2.4. Collecte des données

Au moment de la rédaction du manuscrit de thèse, seules les données obtenues lors des visites « BLOC » avaient été traitées et analysées sur le plan statistique pour répondre à l'objectif principal de l'étude. Par conséquent, pour cette partie et celles qui suivent, seules les procédures d'acquisition et de traitement des données qui ont servi à caractériser les patients (*i.e.*, celles acquises lors de la visite d'inclusion) et celles qui ont permis d'étudier la relation [capacité de marche *vs.* temps de récupération] lors des blocs de marche (*i.e.*, lors des visites « BLOC »), sont présentées.

Une fois que le patient était placé debout sur le tapis, que les électrodes de l'ECG et les sondes de tcPO<sub>2</sub> étaient installées, l'enregistrement de la mesure de tcPO<sub>2</sub> était lancé. Le lancement de la mesure de la tcPO<sub>2</sub> était suivi d'une période d'attente d'au moins 10 minutes pour permettre la mise à température des sondes et la stabilisation des valeurs de tcPO<sub>2</sub>. Lorsque les valeurs de tcPO<sub>2</sub> devenaient stables, l'appareil de mesure des échanges gazeux était calibré puis installé sur le patient, de même que la sonde permettant la mesure de la StO<sub>2</sub> au lobe de l'oreille. Le test débutait systématiquement par une phase de repos de deux minutes pendant laquelle le patient était debout, immobile. Au début du test, la vitesse et la pente augmentaient progressivement de telle sorte que les valeurs cibles de vitesse et de pente (3.2 km·h<sup>-1</sup> ; 12 % de pente) étaient atteintes en 24 secondes. Lors de chaque test ou période de marche, il était rappelé régulièrement au patient d'indiquer l'apparition et l'évolution de la douleur. Lorsque la douleur maximale (douleur = 4) était atteinte, le tapis était mis à l'arrêt avec une diminution progressive de la vitesse et de la pente jusqu'à atteindre des valeurs nulles en quelques secondes (< 5 secondes). Il était également demandé aux patients d'indiquer l'évolution de leur douleur lors de la récupération. Lors de chaque test ou période de marche, que ce soit lors du test de Gardner-Skinner ou lors des blocs de marche, il était

indiqué au patient de n'utiliser les barres du tapis que pour s'équilibrer, pas pour s'appuyer. Cette consigne était donnée aux patients pour ne pas altérer la valeur de capacité de marche mesurée et pour la rendre moins variable d'un test à l'autre (Gardner *et al.*, 1991b). En outre, le patient était encouragé à aller jusqu'au maximum de ses possibilités à chaque test ou période de marche réalisée. Des mesures de PAS au bras, de la glycémie, et de la lactatémie, étaient ensuite effectuées. Le temps et la distance de marche réalisées au moment de l'apparition de la douleur (*COT* et *ICD*) et au moment de l'arrêt du tapis (*PWT* et *ACD*) étaient récupérées *a posteriori* de la mesure à partir des données du test qui étaient stockées sur ordinateur.

## 2.5. Analyse des données

Les données de  $\dot{V}O_2$  pic mesurées lors de la visite d'inclusion étaient les seules données qui étaient « traitées », c'est-à-dire calculées, pour obtenir les résultats présentés ensuite. Les données de  $\dot{V}O_2$  étaient initialement moyennées toutes les cinq secondes par le logiciel associé à l'appareil de mesure des échanges gazeux. Afin de déterminer le  $\dot{V}O_2$  pic, les valeurs obtenues lors du test de Gardner-Skinner étaient ensuite moyennées sur 20 secondes à l'aide d'une feuille de calcul Excel®. Le  $\dot{V}O_2$  pic était alors la plus haute valeur de  $\dot{V}O_2$  atteinte lors du test (Bauer *et al.*, 1999).

## 2.6. Analyses statistiques

### 2.6.1. Définitions des variables d'intérêt

Pour rappel, l'objectif de l'étude est de déterminer dans quelle mesure et de quelle manière (linéaire ou logarithmique) la durée de récupération faisant suite à une marche symptômes-limitée affecte la capacité de marche lors de la marche subséquente. La capacité de marche mesurée lors de la seconde marche des blocs de marche a été exprimée de trois manières différentes : en distance de claudication absolue ( $ACD_2$ , en m), en temps de claudication absolue ( $PWT_2$ , en s), et avec le rapport [ $PWT_2 / PWT_1$ ], en %. Le rapport [ $PWT_2 / PWT_1$ ] traduit l'évolution de la capacité de marche lors de la seconde marche par rapport à celle obtenue lors de la première marche. Ce rapport a été calculé pour tenter de minimiser l'effet potentiel, sur la relation étudiée, de la variabilité associée à la mesure de la capacité de marche.

## 2.6.2. Comparaison des valeurs de capacité de marche obtenues pour les différentes durées de récupération testées

Les valeurs de capacité de marche qui ont été obtenues sont par la suite présentées en tant que médianes [IQR, intervalle interquartiles]. Les valeurs associées au rapport [ $PWT_2 / PWT_1$ ] et qui ont été obtenues pour les différentes durées de récupération fixes testées ont été comparées entre-elles, à l'aide du test non paramétrique de Friedman et du test *post-hoc* de Dunn.

## 2.6.3. Modélisation

La relation [capacité de marche vs. durée de récupération] a tout d'abord été étudiée au niveau individuel à l'aide de deux types de modèles. Un premier modèle (Modèle LIN) utilisait directement la durée de récupération tandis que le second modèle (Modèle LOG) utilisait le logarithme de la durée de récupération. Ces deux modèles sont présentés ci-dessous :

$$Y = \alpha_1 + \beta_1 * x + \varepsilon_i \quad (\text{Modèle LIN})$$

$$Y = \alpha_2 + \beta_2 * \log(x) + \varepsilon_i \quad (\text{Modèle LOG})$$

Avec :  $Y$ , la variable dépendante (*i.e.*,  $ACD_2$ ,  $PWT_2$ , ou le rapport  $PWT_2 / PWT_1$ ) ;  $x$ , la variable indépendante (*i.e.*, la durée de récupération) ;  $\alpha_1$  et  $\alpha_2$ , les ordonnées à l'origine ;  $\beta_1$  et  $\beta_2$ , les coefficients de pente ; et  $\varepsilon_i$ , le résidu du modèle.

Le développement de ces deux modèles (Modèle LIN et Modèle LOG) avait pour objectif d'étudier l'effet linéaire et/ou logarithmique de la durée de récupération sur la capacité de marche des patients suite à une première marche symptômes-limitée. Ces modèles ont été testés à partir des données obtenues lors des 10 blocs de marche qui correspondaient aux 10 durées de récupérations fixes qui ont été testées pour chaque patient. Les données acquises lors des blocs de marche qui correspondaient à la durée de récupération « spontanée » n'ont donc pas été utilisées pour l'analyse statistique.

Dans un second temps, la relation [capacité de marche vs. durée de récupération] a été étudiée à l'échelle de l'ensemble du groupe de patients inclus dans l'étude. Pour ce faire, un modèle mixte a été utilisé pour tenir compte de la dépendance des valeurs entre elles (plusieurs valeurs étaient associées à un même sujet). Compte tenu des résultats qui ont été obtenus à l'échelle individuelle (cf. ci-après), seul un modèle mixte utilisant le logarithme de

la durée de récupération comme variable indépendante, et le rapport [ $PWT_2 / PWT_1$ ] comme variable dépendante, a été testé. À l'instar des modèles qui ont été développés à l'échelle individuelle, les blocs de marche incluant la récupération « spontanée » n'ont pas été utilisés pour le développement du modèle mixte. Les effets « durée de récupération » et « individu » associés au modèle mixte étaient, respectivement, les effets fixe et aléatoire du modèle.

Le seuil de significativité associé à l'ensemble des analyses statistiques qui ont été réalisées était fixé à  $p \leq 0.05$ . Les tests statistiques et le calcul des paramètres de position (médianes [IQR]) ont été réalisés à l'aide du logiciel Prism 6 (GraphPad Software, Inc., La Jolla, CA). Les modèles de prédiction de la capacité de marche ont été développés à l'aide du logiciel R (R Core Team, 2014) dans le cadre d'un travail collaboratif avec des statisticiens de l'Agrocampus Ouest (Rennes).

#### 2.6.4. Reproductibilité des mesures de la capacité de marche

Étant donné que les patients ont effectué plusieurs blocs de marche au cours de quatre visites différentes, nous avons calculé la reproductibilité des mesures de la capacité de marche qui correspondaient aux premières marches des blocs de marche ( $PWT_1$ ). L'intention associée à ce calcul était notamment de pouvoir caractériser les facteurs pouvant affecter la relation étudiée dans la présente étude (*i.e.*, capacité de marche *vs.* durée de récupération). La reproductibilité de la capacité de marche a été étudiée de trois manières différentes, à savoir : i) *de manière globale*, en calculant la reproductibilité à l'échelle du groupe de patients et en tenant compte de l'ensemble des valeurs de  $PWT_1$  qui ont été obtenues pour chaque patient, sans tenir compte de la visite lors de laquelle  $PWT_1$  avait été obtenue ; ii) *d'une visite à une autre*, en calculant la reproductibilité à l'échelle du groupe de patients et en tenant compte, pour chaque patient, de la valeur de  $PWT_1$  la plus élevée qui avait été obtenue lors de chaque visite ; et iii) *au cours d'une même visite*, en calculant la reproductibilité à l'échelle individuelle, et en tenant compte, pour chaque patient, seulement des valeurs de  $PWT_1$  qui ont été obtenues lors des visites qui incluaient trois blocs de marches. La reproductibilité a été évaluée en utilisant l'erreur typique (exprimée en CV) associée à la mesure de  $PWT_1$  à l'aide de la feuille de calcul Excel d'Hopkins (2000).

### 3. Résultats préliminaires

#### 3.1. Caractéristiques des patients

Les caractéristiques des patients inclus dans la présente étude et dont les données étaient analysables (n = 13) sont présentées dans le Tableau 25 (ci-dessous). Au moment de la réalisation de l'analyse statistique, 15 patients avaient été inclus, et 2 patients avaient dû être exclus de l'étude. Un premier patient a été exclu en raison de l'apparition de douleurs à la poitrine lors d'activités réalisées à la maison. Un second patient a été exclu en raison de l'impossibilité de confirmer le caractère pathologique de son IPS<sup>131</sup>. Les résultats préliminaires qui sont présentés dans le cadre de cette thèse ne concernent donc 13 patients<sup>132</sup>.

**Tableau 25. Caractéristiques des patients de l'étude CLASH dont les données ont été analysées**

<b>Général</b>	
Âge (ans)	59 ± 12
Taille (cm)	166.6 ± 5.8
Masse (kg)	74.9 ± 14.6
Indice de masse corporelle (kg·m <sup>-2</sup> )	26.9 ± 4.9
Tour de taille (cm)	100.7 ± 9.8
VO <sub>2</sub> pic (mlO <sub>2</sub> ·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> )	15.79 ± 2.23
Index de Pression Systolique	0.65 ± 0.15
Fumeur actuel (n)	6
<b>Comorbidités</b>	
<i>Comorbidités actuelles</i>	
Hypertension	7
Insuffisance cardiaque	2
Hypercholestérolémie	10
Diabète	4
Broncho-pneumopathie obstructive chronique	2
<i>Comorbidités passées</i>	
Revascularisation des membres inférieurs	4
Survenue passée d'un infarctus du myocarde / angine	5
Survenue passée d'un arrêt vasculaire cérébral	1
Cancer	1
Insuffisance rénale	1
Canal lombaire étroit	1
Maladie des disques	1
Arthrose des membres inférieurs	1
Apnée du sommeil	1
<b>Médicaments utilisés (n)</b>	

<sup>131</sup> L'IPS était pathologique lors de la phase de recrutement, mais il était devenu *borderline* au moment de la visite d'inclusion, et il était devenu supérieur à 1.00 une semaine après la visite d'inclusion, probablement à cause d'un changement de traitement médicamenteux.

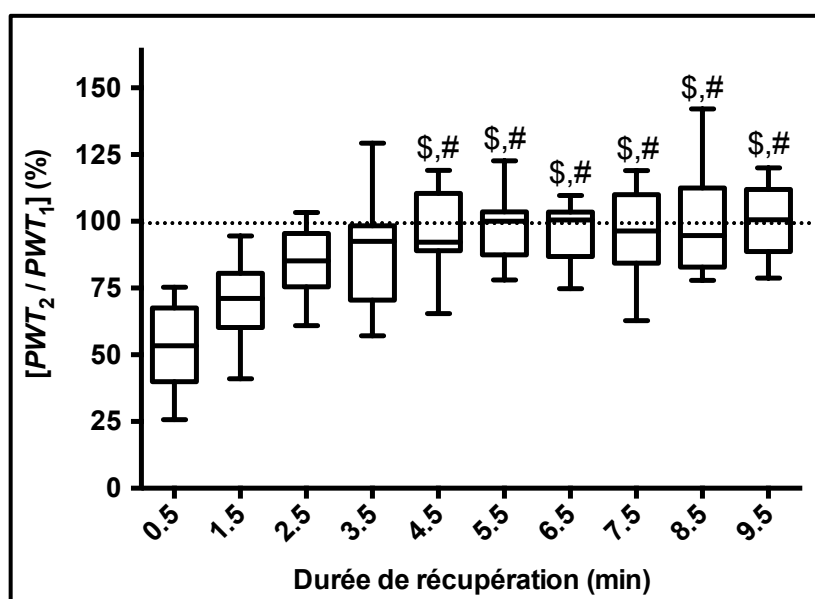
<sup>132</sup> Au 1<sup>er</sup> septembre 2016, l'étude CLASH comptait 20 patients inclus, dont 3 qui avaient dû être exclus par la suite, laissant un total de 17 patients dont les données étaient analysables pour le traitement de l'objectif principal de l'étude.

Anti-diabétiques oraux	3
Insuline	1
Inhibiteurs d'enzyme de conversion	6
Diurétique	2
β-bloquants	2
Anti-agrégants plaquettaires	12
Anti-coagulants	1
Hypocholestérolémiants	13
Vasodilatateurs	2

Note. Les données sont exprimées en tant que moyennes ± écarts-types pour les variables continues. Les nombres de patients sont rapportés pour les variables catégorielles.

### 3.2. Effet du temps de récupération sur la capacité de marche lors de la marche subséquente

La Figure 38 (ci-dessous) montre les valeurs médianes [IQR] des rapports  $[PWT_2 / PWT_1]$  obtenus chez les patients en fonction de la durée de récupération testée lors des blocs de marche.



**Figure 38. Évolution du rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  obtenu en fonction de la durée de récupération testée**

Les lignes horizontales, les extrémités des boîtes, et les extrémités des moustaches, désignent respectivement les médianes, les intervalles interquartiles [15<sup>ème</sup> – 75<sup>ème</sup> percentiles], et les valeurs minimales et maximales obtenues.

\$ $p \leq 0.001$  vs.  $[PWT_2 / PWT_1]$  pour 0.5 min. # $p \leq 0.05$  vs.  $[PWT_2 / PWT_1]$  pour 1.5 min.

Le plus petit rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  était obtenu pour une durée de récupération de 0.5 minute avec une valeur de 53.4 % [40.9 % ; 66.0 %]. IQR et l'étendue des valeurs individuelles pour le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  étaient relativement grands pour chaque période

de récupération testée. La Figure 38 (p. 229) suggère que  $[PWT_2 / PWT_1]$  augmentait à mesure que le temps de récupération augmentait de 0.5 à 2.5 minutes. Toutefois,  $[PWT_2 / PWT_1]$  obtenu pour une durée de récupération  $k$  augmentait de manière significative en comparaison aux durées de récupération inférieures seulement pour  $k \geq 4.5$  minutes *versus*  $k = 0.5$  minute et  $k = 1.5$  minute. Les comparaisons par pair (*post-hoc*) des valeurs du rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  obtenues pour les durées de récupération  $\geq 2.5$  minutes n'ont révélé aucune différence significative.

### 3.3. Caractérisation de la relation entre la capacité de marche et la durée de récupération : modèles individuels

Les statistiques associées aux modèles individuels obtenus pour la relation [capacité de marche vs. durée de récupération] sont présentées dans le Tableau 26 (ci-dessous).

**Tableau 26. Statistiques associées aux modèles individuels développés dans l'étude CLASH pour la prédiction de la capacité de marche à partir du temps de récupération faisant suite à une marche symptômes-limitée**

#	$PWT_2$ (s)				$[PWT_2 / PWT_1]$ (%)			
	Modèle LIN		Modèle LOG		Modèle LIN		Modèle LOG	
	$Y = \alpha_1 + \beta_1 * x + \varepsilon_i$		$Y = \alpha_1 + \beta_1 * \log(x) + \varepsilon_i$		$Y = \alpha_1 + \beta_1 * x + \varepsilon_i$		$Y = \alpha_1 + \beta_1 * \log(x) + \varepsilon_i$	
	$R^2$	$p$ -value	$R^2$	$p$ -value	$R^2$	$p$ -value	$R^2$	$p$ -value
1	0.42	0.043	0.69	0.003	0.57 <sup>§</sup>	0.012	0.66	< 0.001
2	0.56	0.013	0.84	< 0.001	0.72 <sup>§</sup>	0.002	0.88 <sup>§</sup>	< 0.001
3	0.58	0.011	0.83	< 0.001	0.56	0.012	0.85 <sup>§</sup>	< 0.001
4	0.81	< 0.001	0.76	0.001	0.66	0.004	0.63	0.006
5	0.18	0.221	0.30	0.103	0.13	0.311	0.34 <sup>§</sup>	0.076
6	0.36	0.066	0.53	0.016	0.51 <sup>§</sup>	0.020	0.55 <sup>§</sup>	0.014
7	0.00	0.929	0.08	0.428	0.00	0.852	0.07	0.455
8	0.56	0.013	0.72	0.002	0.71 <sup>§</sup>	0.002	0.93 <sup>§</sup>	< 0.001
10	0.48	0.027	0.74	0.002	0.71 <sup>§</sup>	0.002	0.85 <sup>§</sup>	< 0.001
11	0.51	0.021	0.73	0.002	0.39	0.053	0.66	0.004
13	0.76	< 0.001	0.74	0.002	0.78 <sup>§</sup>	< 0.001	0.78 <sup>§</sup>	< 0.001
14	0.41	0.045	0.67	0.004	0.38	0.057	0.65	0.005
15	0.36	0.067	0.26	0.133	0.50 <sup>§</sup>	0.022	0.43 <sup>§</sup>	0.039

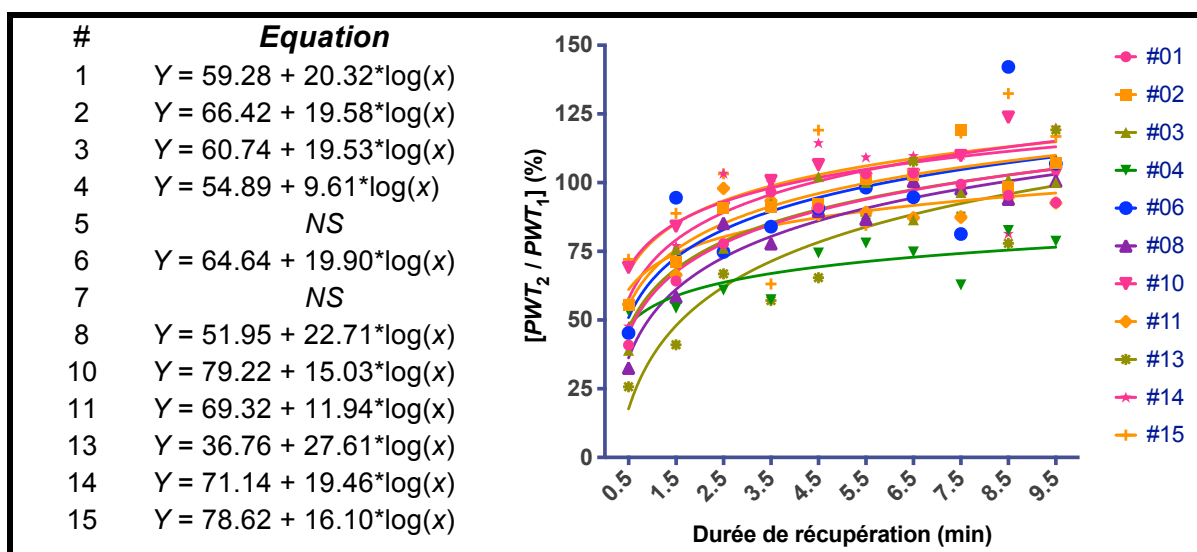
*Note.* Le tableau ne montre que les résultats obtenus en utilisant  $PWT_2$  et le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  comme variables dépendantes. Les modèles LIN et LOG utilisaient respectivement la durée de récupération (min) et le logarithme de la durée de récupération (min) comme variable indépendante. Le style italique désigne le fait que le modèle n'était pas significatif ( $p > 0.05$ ). Les zones grisées indiquent le fait que le coefficient  $R^2$  associé au modèle (LIN ou LOG), pour la variable dépendante considérée, était plus élevé que celui obtenu avec l'autre modèle (LIN ou LOG). # = numéro d'inclusion du patient ;  $R^2$  = coefficient de détermination.

<sup>§</sup>Valeur plus élevée que celle obtenue en utilisant  $PWT_2$  comme variable dépendante pour le modèle considéré (LIN ou LOG).

Le modèle utilisant le logarithme de la durée de récupération comme variable indépendante (modèle LOG), et le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  comme variable dépendante,

décrivait le mieux l'effet de la durée de récupération sur la capacité de marche lors de la marche subséquente : davantage de modèles significatifs et des coefficients  $R^2$  plus élevés étaient obtenus avec ces variables. Les coefficients  $R^2$  significatifs ( $p \leq 0.05$ ) qui ont été obtenus en utilisant ces variables (*i.e.*, le logarithme de la durée de récupération et le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  comme variables indépendante et dépendante, respectivement) allaient de 0.43 à 0.93. Aucun des deux modèles (LIN et LOG) n'était significatif chez les patients n°5 et n°7. Toutefois, pour le patient n°5, avec l'utilisation du rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  comme variable dépendante, le modèle LOG approchait le seuil de significativité avec une valeur de  $p$  de 0.076.

Les équations relatives aux modèles LOG et utilisant le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  comme variable dépendante sont montrées sur la Figure 39 (ci-dessous). Cette figure met en évidence que la forme globale (logarithmique) de la relation étudiée était relativement similaire chez l'ensemble des patients, mais les coefficients de pente et les ordonnées à l'origine étaient variables d'un patient à un autre, traduisant des différences dans l'importance de l'impact de la durée de récupération sur la capacité de marche lors de la marche subséquente.



**Figure 39. Modèles individuels et courbes associées obtenus pour la prédiction de la capacité de marche à partir de la durée de récupération faisant suite à une marche symptômes-limitée**

Les équations présentées pour chaque patient (#) ont été obtenues en utilisant le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  comme variable dépendante et le logarithme de la durée de récupération ( $x$ ) comme variable indépendante. « NS » désigne le fait que l'équation n'est pas présentée car le modèle n'était pas significatif. Les courbes correspondant aux modèles non significatifs ne sont pas représentées sur la figure.



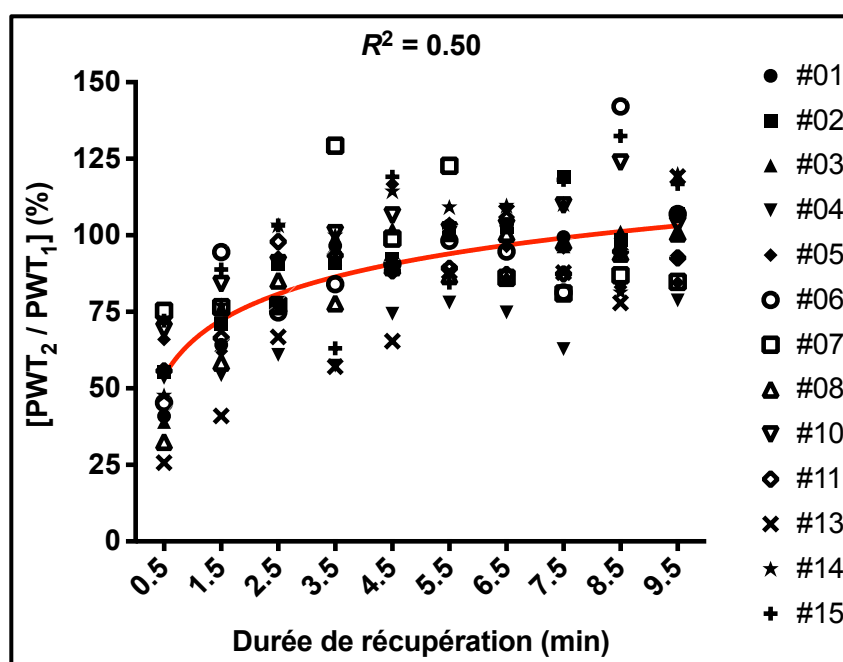
### 3.4. Caractérisation de la relation entre la capacité de marche et la durée de récupération : modèle général

Le modèle mixte a été développé à partir des données de 13 patients (cf. Tableau 25, p. 228). Les statistiques associées à ce modèle sont présentées dans le Tableau 27 (ci-dessous) et la courbe représentative de ce modèle est montrée sur la Figure 40 (ci-dessous).

**Tableau 27. Description du modèle mixte développé pour caractériser la relation [capacité de marche vs. durée de récupération] à l'échelle du groupe de patients**

Ordonnée à l'origine	Coefficient de pente de l'effet fixe	Variance de l'effet aléatoire	Variance résiduelle	$R^2$
$65.49 \pm 3.13$	$16.70 \pm 1.29$	$72.92 \pm 8.54$	$161.28 \pm 12.70$	0.50

*Note.* Les valeurs sont montrées en tant que moyennes  $\pm$  écarts-types. La variable dépendante du modèle était le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  (%) et la variable indépendante était le logarithme de la durée de récupération (min).



**Figure 40. Modèle général obtenu pour la prédiction de la capacité de marche ( $[PWT_2 / PWT_1]$ ) à partir de la durée de récupération faisant suite à une marche symptôme-limitée**

### 3.5. Reproductibilité des mesures de la capacité de marche

Les valeurs de CV obtenues pour caractériser la variabilité de la capacité de marche ( $PWT_1$ ) sont montrées dans le Tableau 28 (p. 233).

**Tableau 28. Reproductibilité des mesures de la capacité de marche ( $PWT_1$ ) correspondant aux blocs de marche réalisés dans le cadre de l'étude CLASH**

<b>Reproductibilité étudiée</b>	<b>Coefficient de variation</b>
<i>Globale</i>	15.26 % [10.72 % ; 26.42 %] <sup>a</sup>
<i>D'une visite à une autre</i>	18.01 % [12.61 % ; 31.43 %] <sup>a</sup>
<i>Au cours d'une même visite</i>	9.51 ± 7.80 % [2.80 % ; 32.46 %] <sup>b</sup>

<sup>a</sup>Valeurs présentées en tant que CV moyen [IC 95 %], avec un CV calculé à partir de l'ensemble des données du groupe. <sup>b</sup>Valeurs présentées en tant que CV moyen ± écart type [min ; max], avec des CVs initialement calculés pour chaque patient.

La reproductibilité globale des mesures de  $PWT_1$ , et celle correspondant à la variabilité de  $PWT_1$  d'une visite à une autre, étaient associées à des CVs < 20 %. La reproductibilité de  $PWT_1$  au cours d'une même visite était associée à un CV individuel moyen < 10 % avec une étendue des valeurs individuelles qui était relativement importante.

## 4. Discussion générale

L'objectif principal de l'étude CLASH est de déterminer et de caractériser, chez les patients avec AOMI, l'effet de la durée de récupération faisant suite à une marche symptômes-limitée sur la capacité de marche lors de la marche subséquente. Cette étude est toujours en cours et seulement les résultats préliminaires obtenus en laboratoire lors des blocs de marche ont été présentés.

### 4.1. Effet de la durée de récupération faisant suite à une marche symptôme-limitée sur la capacité de marche lors de la marche subséquente

Les résultats préliminaires démontrent expérimentalement et pour la première fois qu'il existe un effet de la durée de récupération, faisant suite à une marche symptôme-limitée, sur la capacité de marche lors de la marche subséquente. En effet, la plupart des modèles individuels développés pour la prédiction du rapport [ $PWT_2 / PWT_1$ ] étaient significatifs (10 modèles sur 13 pour le modèle LIN ; 11 modèles sur 13 pour le modèle LOG). L'effet de la durée de récupération sur la capacité de marche semblait être davantage effectif lorsque la durée de récupération était relativement courte : le 75<sup>ème</sup> percentile du rapport [ $PWT_2 / PWT_1$ ] était < 100 % seulement lorsque la durée de récupération testée était ≤ 3.5 minutes (Figure 38, p. 229) ; et la valeur la plus faible associée au rapport [ $PWT_2 / PWT_1$ ] était obtenue pour une durée de récupération de 0.5 minute, avec une réduction de la capacité de marche de près de 50 % par rapport à la marche précédente. Ces résultats semblent en accord avec de premières

observations qui ont été rapportées chez une population qui, semble-t-il, n'incluait pas de patients avec AOMI, mais chez qui la circulation sanguine était volontairement perturbée (Lewis, 1931). La réduction de la capacité de marche chez des patients avec AOMI suite à une première marche symptômes-limitée et une récupération relativement courte a également été observée dans les études qui ont proposé la double épreuve de marche physiologique (Boissier *et al.*, 1997; Coughlin *et al.*, 2006; Coughlin *et al.*, 2001)<sup>133</sup>. Dans ces études, les rapports [ $PWT_2 / PWT_1$ ] médians et moyens allaient de 50 à 65 %. Dans l'étude de Coughlin *et al.* (2001), l'importance de la réduction de la capacité de marche dépendait de la sévérité des limitations fonctionnelles des patients. Les auteurs avaient en effet rapporté une corrélation significative, bien que faible ( $r = -0.31$  ;  $p = 0.04$ ), entre le rapport [ $ACD_2 / ACD_1$ ] et la sévérité de l'atteinte fonctionnelle évaluée lors d'un test de marche sur tapis motorisé. De plus, dans cette même étude, le rapport [ $ACD_2 / ACD_1$ ] semblait meilleur (valeur plus élevée) chez les patients qui pouvaient effectuer un test de marche sur tapis motorisé par rapport à ceux qui ne le pouvaient pas (cf. Tableau 17, p. 168).

La réduction de la capacité de marche observée à la suite d'une première marche symptômes-limitée est probablement liée, dans la présente étude, au fait que l'ischémie développée lors de la marche précédente n'était pas complètement normalisée au moment de la reprise de la marche. Rappelons que l'ischémie qui survient au cours de la marche se caractérise par un manque d'apport en dioxygène au niveau des muscles actifs qui sont mal irrigués lors de l'exercice. L'ischémie cause alors l'apparition d'une douleur qui finit par forcer l'arrêt de la marche. Or, la littérature laisse à penser que l'ischémie n'est pas encore totalement normalisée lors de la reprise la marche à la suite d'une récupération d'une durée inférieure à 10 minutes (P. Byrne *et al.*, 1984; Gardner *et al.*, 1991a; Gardner *et al.*, 1992; Le Faucheur *et al.*, 2010). L'importance du délai nécessaire à la normalisation de l'ischémie pourrait être en partie liée au fait qu'à la suite du développement d'une ischémie dans le membre inférieur, la reperfusion des tissus ischémiques est retardée chez les patients avec AOMI, en plus du fait que l'oxygénation tissulaire est faible, par rapport à des personnes en bonne santé (Slagsvold *et al.*, 1992). En ce sens, la normalisation de l'ischémie à la suite d'une marche symptômes-limitée n'atteindrait pas les 50 % chez les patients avec AOMI dans le cas où la durée de récupération serait < 5 minutes (Gardner *et al.*, 1991a). On pourrait donc penser qu'au moment de la reprise de la marche, et au terme d'une période de récupération d'une durée relativement courte (< 5 minutes), la situation ischémique des tissus qui étaient actifs lors de la marche précédente est telle qu'il faut moins de temps lors de la marche

---

<sup>133</sup> Pour rappel, la période de récupération dure seulement une minute dans le cadre de cette épreuve.

suivante pour atteindre un hypothétique seuil d'ischémie à partir duquel la douleur apparaîtrait et conditionnerait finalement l'arrêt prématuré de la marche.

Par ailleurs, il a été montré chez des sujets sains qu'une ischémie de 15 minutes préalablement induite au niveau de l'avant-bras ralentissait la cinétique de  $\dot{V}O_2$  au début d'un exercice de serrage avec la main (*hand-grip exercise*) par rapport à ce qui était observé sans ischémie induite préalablement (Faisal *et al.*, 2010). Ce retard dans l'augmentation du  $\dot{V}O_2$  était associé principalement à une réduction de la différence artério-veineuse au début de l'exercice, laquelle était liée à l'effet vasoconstricteur des prostaglandines produites par l'organisme lors de la période d'ischémie prolongée et imposée au préalable (Faisal *et al.*, 2010). À défaut de connaître pour le moment la cinétique de  $\dot{V}O_2$  que présentaient les patients lors de la reprise de la marche (dans l'étude CLASH)<sup>134</sup>, ces derniers résultats de Faisal *et al.* (2010) nous amènent à penser qu'elle pouvait être ralentie en raison de la non-normalisation de l'ischémie au moment de la reprise de la marche. Si tel était le cas, ceci pourrait contribuer à expliquer, dans la présente étude, la réduction de la capacité de marche observée lorsque la durée de récupération était relativement courte, ceci en raison de la relation qui existe, chez les patients avec AOMI, entre la cinétique de  $\dot{V}O_2$  au début de l'exercice d'une part, et la capacité de marche d'autre part (Barker *et al.*, 2004).

#### 4.2. Caractérisation de la relation entre la durée de récupération faisant suite à une marche symptôme-limitée et la capacité de marche lors de la marche subséquente

Un deuxième résultat original qui ressort de l'analyse préliminaire de nos données concerne la nature de la relation entre la durée de récupération et la capacité de marche. D'après nos résultats, l'effet de la durée de récupération sur la capacité de marche semble être caractérisé préférentiellement par une relation de type logarithmique. Une relation linéaire a également été observée comme étant significative chez presque tous les patients inclus dans l'étude, mais le modèle logarithmique était en général davantage prédictif de la capacité de marche que ne l'était le modèle linéaire. Dans la présente étude, une relation logarithmique traduisait le fait que : i) l'effet de la durée de récupération était particulièrement important lorsque la durée de récupération était courte ; ii) la capacité de marche augmentait progressivement avec le temps de récupération pour les durées de récupération les plus courtes qui étaient testées ; et iii) à partir d'une certaine durée de récupération, il n'y avait plus d'effet sur la capacité de marche. Les IQR associés aux rapports [ $PWT_2 / PWT_1$ ] (Figure

---

<sup>134</sup> Ces informations seront obtenues lors d'analyses futures.

38, p. 229) suggèrent que l'augmentation progressive de la capacité de marche était permise par une augmentation de la durée de récupération pour des durées allant de 0.5 à 4.5 minutes (incluses) et qu'à partir de 4.5 minutes de récupération, le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  n'augmentait plus. Cependant, seules les durées de récupération  $\geq 4.5$  minutes permettaient d'augmenter significativement la valeur de  $[PWT_2 / PWT_1]$  par rapport aux durées de récupération inférieures, et c'était le cas seulement par rapport aux résultats obtenus pour les durées de récupération de 0.5 et 1.5 minute.

En plus du fait que le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  n'augmentait pas de manière significative pour des durées de récupération  $\geq 2.5$  minutes, le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  était toujours  $\leq 100\%$  (le dépassement des 100 % observé dans la présente étude n'était pas significatif à l'échelle du groupe). Ce dernier point semble rejeter l'idée qu'un pré-conditionnement ischémique associé à la réalisation d'une première marche puisse augmenter la capacité de marche lors de la marche subséquente chez les patients avec AOMI. Ce résultat diffère de celui rapporté par Capecchi *et al.* (1997) qui avaient imposé aux patients une durée de récupération de cinq minutes entre les périodes de marche. Ces derniers auteurs avaient toutefois utilisé une procédure expérimentale différente de la nôtre, avec quatre périodes de marche qui étaient réalisées (et non pas une seule comme dans l'étude CLASH), et ce jusqu'à l'occurrence de la douleur (et non pas jusqu'à la douleur maximale comme dans l'étude CLASH), avant de procéder à une seconde évaluation de la capacité de marche. L'absence d'augmentation de la capacité de marche suite à une procédure de pré-conditionnement ischémique a déjà été observée auparavant (Delagarde *et al.*, 2015; Saes *et al.*, 2013), mais il s'agissait d'un pré-conditionnement ischémique « à distance », avec des occlusions de la circulation sanguine au niveau du bras.

S'il existe une tendance claire quant à l'effet de la durée de récupération sur la capacité de marche et quant à la nature de cet effet (logarithmique), la relation entre la capacité de marche et le temps de récupération semble rester très individuelle. Cette forte variabilité inter-individuelle était observable à plusieurs égards dans la présente étude : l'étendue des valeurs du rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  obtenues pour une durée de récupération donnée était en général importante pour l'ensemble des durées de récupération testées ; et les coefficients  $R^2$  qui étaient associés aux modèles individuels significatifs allaient de 0.43 à 0.93. Cette forte variabilité peut expliquer pourquoi le coefficient  $R^2$  obtenu pour le modèle mixte développé à l'échelle du groupe de patients n'était que de 0.50, soit une valeur relativement peu élevée par rapport à l'ensemble des coefficients  $R^2$  obtenus avec les modèles individuels.

### 4.3. Limites

La limite principale associée aux résultats préliminaires de cette étude concerne le fait que la mesure de la capacité de marche ( $PWT_1$ ) était variable d'un bloc de marche à un autre, avec un CV [IC 95 %] global qui était de 15.26 % [10.72 % ; 26.42 %]. Cette variabilité a pu altérer la force de la relation étudiée. Notons cependant que la variabilité de la capacité de marche ( $PWT_1$ ) observée dans la présente étude était du même ordre que celle rapportée dans la littérature (Degischer *et al.*, 2002; Zwierska *et al.*, 2004).

La variabilité globale de la capacité de marche observée dans la présente étude pouvait dépendre à la fois de la variabilité qu'il y avait au cours d'une même visite, et de la variabilité qu'il y avait d'une visite à une autre. Plusieurs facteurs ont pu affecter la variabilité de la capacité de marche à ces différents niveaux.

Parmi ces facteurs, on distingue la fatigue que les patients ont pu accumuler au fur et à mesure de la répétition des marches au cours d'une même visite. Cette fatigue aurait pu être caractérisée par une augmentation de la lactatémie avec la répétition des périodes de marche. Toutefois, cet effet n'a pas été systématiquement observé (données non montrées). De plus, il ne semble pas y avoir de lien entre la lactatémie atteinte à la fin d'une marche symptômes-limitée et la capacité de marche mesurée sur tapis motorisé (B. Parr *et al.*, 2008).

Le niveau de motivation des patients à répéter des exercices symptômes-limités a pu également affecter la variabilité de la capacité de marche au cours d'une même visite et d'une visite à une autre. Il était systématiquement demandé aux patients d'aller jusqu'au maximum de la douleur au cours des tests. Toutefois, la douleur étant par définition une sensation subjective, il est possible que la persistance dans l'activité de marche en présence de la douleur ait pu varier d'un bloc de marche à un autre en raison d'une plus ou moins grande tolérance à la douleur selon les marches effectuées.

Le processus d'habituation à la marche sur tapis motorisé est un facteur bien connu de la variabilité de la capacité de marche (Brass *et al.*, 2007; McDermott *et al.*, 2014b) et pourrait avoir eu un effet sur la variabilité de la capacité de marche au cours d'une même visite et d'une visite à une autre. Cependant, l'effet de ce processus a probablement été minimisé dans la présente étude grâce au fait que les patients avaient déjà réalisé au moins deux tests de marche sur tapis avant de réaliser les blocs de marche : un premier test sur tapis motorisé ( $3.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  et 10 % de pente) avait été réalisé lors de la phase de recrutement ; et un second test (test de Gardner-Skinner) avait été réalisé lors de la visite d'inclusion. Rappelons que les patients n'étaient autorisés à s'aider des barres du tapis que pour s'équilibrer, ceci afin de réduire au maximum la variabilité de la capacité de marche induite par le fait de s'appuyer sur les barres (Gardner *et al.*, 1991b).

L'AP réalisée par le patient au cours des heures précédant la visite en laboratoire, qui n'était pas maîtrisable, a pu elle aussi faire varier la capacité de marche d'une visite à une autre. En effet, à quelques reprises, certains patients ont rapporté à leur arrivée au CHU qu'ils se sentaient un peu fatigués d'un point de vue général ou musculaire en raison des activités qu'ils avaient réalisées la veille ou durant les heures précédant la visite (en lien avec leur activité professionnelle notamment).

Compte tenu des CVs moyens qui ont été obtenus pour la reproductibilité de la mesure de la capacité de marche d'une visite à une autre (18.0 %) et au cours d'une même visite (9.5 %), on pourrait penser que la variabilité globale de la capacité de marche observée dans la présente étude (15.3 %) était principalement due à la variabilité journalière de la capacité de marche. Toutefois, les CVs obtenus pour les deux premiers types de reproductibilité n'ont pas été calculés exactement de la même manière et sont, qui plus est, associés à un intervalle de confiance (pour le CV correspondant à la variabilité inter-visites) et à une étendue des valeurs individuelles (pour le CV correspondant à la variabilité intra-visite) trop importants pour vraiment conclure sur ce sujet. Enfin, les facteurs qui ont affecté la variabilité de  $PWT_1$  ont pu tout aussi bien affecter  $PWT_2$  (*i.e.*, la capacité de marche mesurée lors de la seconde marche des blocs de marche). À ce sujet, la variabilité dans la motivation des patients à continuer à marcher en présence de la douleur aux membres inférieurs, en admettant que cette variabilité existe, pourrait expliquer pourquoi certains patients, tels que les patients n°5 et n°7, présentaient des « valeurs aberrantes » qui ne suivaient pas du tout la tendance logarithmique ou linéaire du modèle, le rendant alors non significatif (données non montrées).

Quelle que soit l'importance de la variabilité intra-individuelle de la capacité de marche qui a été observée, on peut penser que son effet sur les résultats a été minimisé par le fait que : i) l'ordre de réalisation des blocs de marche pour tester l'effet de chaque durée de récupération était attribué de manière aléatoire ; et ii) la capacité de marche obtenue lors de la seconde marche était rapportée à celle obtenue lors de la première marche (à ce sujet, le Tableau 26 [p. 230] montre que les modèles individuels étaient davantage prédicteurs de la capacité de marche en utilisant le rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  plutôt qu'en utilisant  $PWT_2$  comme variable dépendante, et ce chez la majorité des patients).

#### 4.4. Perspectives

Comme indiqué précédemment, les résultats présentés ici ne sont que préliminaires. D'autres patients doivent être inclus de même que d'autres analyses doivent être réalisées. Ces analyses incluent l'étude de la possibilité de déterminer une durée de récupération

« optimale » pour chacun des patients, c'est-à-dire une durée à partir de laquelle l'augmentation de la durée de récupération n'aurait pas un effet substantiel sur l'augmentation de la capacité de marche lors de la marche subséquente, mais aussi qui permettrait d'obtenir le temps de marche total le plus important possible au cours de l'alternance de plusieurs périodes de marche et de récupération. Une telle information pourrait être utile pour optimiser l'efficacité du réentraînement à la marche dans la mesure où l'on sait que le temps total de la session d'exercice est un prédicteur significatif de l'augmentation de la capacité de marche (Gardner & Poehlman, 1995), avec *a priori* un effet principal du temps effectivement passé à marcher au cours de la session d'exercice (Gardner, 2015). *In fine*, définir une durée « optimale » de récupération pourrait permettre de développer des programmes d'exercices de marche originaux. En effet, dans le cadre du réentraînement des patients avec AOMI, la recommandation actuelle concernant la durée de récupération à prendre à la suite d'une marche symptôme-limitée consiste « simplement » pour le patient à attendre que la douleur disparaisse (Hirsch *et al.*, 2006). À notre connaissance, l'intérêt de cette recommandation n'a pourtant jamais été testé en comparant, par exemple, les effets associés à l'utilisation de durées de récupération plus longues ou plus courtes. Par ailleurs, la détermination d'une durée « optimale » de récupération pourrait aider les patients à mieux gérer leurs douleurs au quotidien. Ces intérêts ne restent toutefois qu'hypothétiques pour le moment.

Plusieurs mesures physiologiques, périphériques et centrales, ont été réalisées dans le cadre de la présente étude. Ces mesures incluaient notamment celles de la  $tcPO_2$  pour caractériser l'ischémie au cours des périodes de marche et de récupération, ainsi que des mesures cardio-respiratoires ( $\dot{V}O_2$  et FC). Ajouter des paramètres d'intérêt liés à ces mesures (*e.g.*, niveau d'ischémie à la fin de la récupération, niveau de FC à la fin de la récupération) dans les modèles de prédiction du rapport  $[PWT_2 / PWT_1]$  pourrait permettre de gagner en compréhension quant aux mécanismes déterminant la variabilité de la capacité de marche.

Les relations individuelles observées dans le cadre des blocs de marche seront aussi comparées à celles obtenues à la suite de la visite « CONS », lors de laquelle plusieurs durées de récupération sont testées en une seule fois. L'obtention de résultats similaires entre ces deux procédures indiquerait qu'une seule session de test pourrait être nécessaire pour caractériser la relation individuelle entre la durée de récupération et la capacité de marche. Enfin, une comparaison entre les résultats obtenus en laboratoire et ceux obtenus en ambulatoire à l'aide de la technique GPS permettra de rendre compte de l'applicabilité des résultats obtenus en laboratoire en condition naturelle de marche.



## 5. Valorisation

### *Communications orales*

**de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Emily, M., Franconnet, M., Moreau, R., Prioux, J., Mahé G., & Le Faucheur, A. The relationship between walking capacity and previous stop duration in patients with peripheral artery disease. *Communication presented at the 21st Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Vienna, Austria.*

**de Müllenheim, P. Y.**, Chaudru, S., Emily, M., Franconnet, M., Moreau, R., Prioux, J., Mahé, G., & Le Faucheur, A. (2016, October). Effect of recovery duration on walking capacity after a symptom-limited walk in patients with peripheral artery disease. *Communication presented at the XXVII World Congress of the International Union of Angiology (IUA) / 15th Annual Congress of the French Society for Vascular Medicine (SFVM), Lyon, France.*

## CONCLUSION

L'ischémie d'exercice a un rôle central dans les limitations fonctionnelles à la marche des patients avec AOMI. Le développement du GPS a rendu possible l'évaluation de ces limitations fonctionnelles en ambulatoire et en extérieur, offrant ainsi la possibilité de caractériser la répercussion fonctionnelle de l'ischémie en condition écologique de marche. Cette nouvelle forme d'évaluation a notamment donné lieu à deux questions principales qui étaient au cœur de ce travail de thèse : le GPS est-il suffisamment précis pour estimer la DE lors de la marche en extérieur et à terme être utilisé pour mieux comparer les résultats de capacité de marche obtenus en extérieur au regard de la DE associée ? Et dans quelle mesure la capacité de marche mesurée au cours de l'ambulation en extérieur est-elle affectée par la durée de récupération observée par les patients suite à une marche symptômes-limitée ?

Ce travail de thèse a permis de montrer que le GPS peut estimer de manière relativement précise la DE lors de la marche en extérieur chez le sujet sain. Ceci conforte l'idée d'évaluer l'intérêt du GPS pour estimer la DE à la marche et on peut espérer à terme mieux exprimer et standardiser les mesures de capacité de marche effectuées chez des patients avec AOMI. Dans le même temps, cette thèse supporte l'idée d'étudier la DE liée à l'AP en extérieur chez l'Homme à l'aide du GPS. Un second aspect qui ressort de cette thèse est que la capacité de marche des patients avec AOMI est influencée par la durée de récupération précédente et faisant suite à une première marche symptômes-limitée. Cette relation s'avère être de nature essentiellement logarithmique, mais demeure hautement individuelle. Les résultats semblent encourageants en vue de pouvoir prédire une durée « optimale » de récupération qui pourrait à terme être utilisée dans le cadre du réentraînement, ainsi que par les patients eux-mêmes.

Les répercussions fonctionnelles de l'ischémie d'exercice ont traditionnellement été évaluées en laboratoire et au cours de la réalisation d'une seule période de marche. Les conclusions de ce travail de thèse supportent toutefois la possibilité et l'intérêt d'étudier l'impact de l'ischémie d'exercice sur les limitations fonctionnelles des patients avec une AOMI symptomatique selon des procédures susceptibles de mieux refléter leur activité de marche en condition de vie réelle, à savoir : l'évaluation de la marche en ambulatoire et en extérieur, et l'évaluation de la marche avec son caractère fractionné et répété.



## BIBLIOGRAPHIE

- Aadland, E., & Ylvisaker, E. (2015). Reliability of the Actigraph GT3X+ Accelerometer in Adults under Free-Living Conditions. *PLoS One*, *10*(8), e0134606.
- Aboyans, V., Criqui, M. H., Abraham, P., Allison, M. A., Creager, M. A., Diehm, C., Fowkes, F. G., Hiatt, W. R., Jonsson, B., Lacroix, P., Marin, B., McDermott, M. M., Norgren, L., Pande, R. L., Preux, P. M., Stoffers, H. E., Treat-Jacobson, D.; on behalf of the American Heart Association Council on Peripheral Vascular Disease, Council on Epidemiology Prevention, Council on Clinical Cardiology, Council on Cardiovascular Nursing, Council on Cardiovascular Radiology Intervention, & Council on Cardiovascular Surgery Anesthesia. (2012). Measurement and interpretation of the ankle-brachial index: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*, *126*(24), 2890-2909.
- Abraham, P., Noury-Desvaux, B., Gernigon, M., Mahe, G., Sauvaget, T., Leftheriotis, G., & Le Faucheur, A. (2012). The inter- and intra-unit variability of a low-cost GPS data logger/receiver to study human outdoor walking in view of health and clinical studies. *PLoS One*, *7*(2), e31338.
- Abraham, P., Picquet, J., Vielle, B., Sigaudou-Roussel, D., Paisant-Thouveny, F., Enon, B., & Saumet, J. L. (2003). Transcutaneous oxygen pressure measurements on the buttocks during exercise to detect proximal arterial ischemia: comparison with arteriography. *Circulation*, *107*(14), 1896-1900.
- Achten, J., & Jeukendrup, A. E. (2003). Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med*, *33*(7), 517-538.
- Adrados, C., Girard, I., Gendner, J. P., & Janeau, G. (2002). Global Positioning System (GPS) location accuracy improvement due to selective availability removal. *C R Biol*, *325*(2), 165-170.
- Afaq, A., Montgomery, P. S., Scott, K. J., Blevins, S. M., Whitsett, T. L., & Gardner, A. W. (2007). The effect of current cigarette smoking on calf muscle hemoglobin oxygen saturation in patients with intermittent claudication. *Vasc Med*, *12*(3), 167-173.
- Afaq, A., Montgomery, P. S., Scott, K. J., Blevins, S. M., Whitsett, T. L., & Gardner, A. W. (2008). The effect of hypercholesterolemia on calf muscle hemoglobin oxygen saturation in patients with intermittent claudication. *Angiology*, *59*(5), 534-541.
- Ainslie, P., Reilly, T., & Westerterp, K. (2003). Estimating human energy expenditure: a review of techniques with particular reference to doubly labelled water. *Sports Med*, *33*(9), 683-698.
- Akkermans, M. A., Sillen, M. J., Wouters, E. F., & Spruit, M. A. (2012). Validation of the oxycon mobile metabolic system in healthy subjects. *J Sports Sci Med*, *11*(1), 182-183.
- Altini, M., Casale, P., Penders, J., & Amft, O. (2015). Personalization of Energy Expenditure Estimation in Free Living Using Topic Models. *IEEE J Biomed Health Inform*.
- American College of Sports Medicine. (2010). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription* (8th.). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- American College of Sports Medicine. (2014). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription* (9th ed.). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- American Thoracic Society. (2002). ATS statement: guidelines for the six-minute walk test. *Am J Respir Crit Care Med*, *166*(1), 111-117.
- Aminian, K., Robert, P., Jequier, E., & Schutz, Y. (1995). Incline, speed, and distance assessment during unconstrained walking. *Med Sci Sports Exerc*, *27*(2), 226-234.
- Andreozzi, G. M., Kalodiki, E., L, L. Gaspar, Martini, R., Minar, E., Angelides, N., Nicolaidis, A. N., Novo, S., Visona, A., Prior, M., Arosio, E., Hussein, E. A., Poredos, P., Antignani, P. L., Avram, R., Roztocil, K., Stvrtinova, V., Kozak, M., & Vacula, I. (2014). Consensus Document on Intermittent Claudication from the Central European Vascular Forum (C.E.V.F.)-3rd revision (2013) with the sharing of the Mediterranean League of Angiology and Vascular Surgery, and the North Africa and Middle East Chapter of International Union of Angiology. *Int Angiol*, *33*(4), 329-347.

- Ankle Brachial Index Collaboration. (2008). Ankle brachial index combined with Framingham Risk Score to predict cardiovascular events and mortality: a meta-analysis. *JAMA*, *300*(2), 197-208.
- Ardigo, L. P., Saibene, F., & Minetti, A. E. (2003). The optimal locomotion on gradients: walking, running or cycling? *Eur J Appl Physiol*, *90*(3-4), 365-371.
- Askew, C. D., Green, S., Hou, X. Y., & Walker, P. J. (2002). Physiological and symptomatic responses to cycling and walking in intermittent claudication. *Clin Physiol Funct Imaging*, *22*(5), 348-355.
- Assah, F. K., Ekelund, U., Brage, S., Wright, A., Mbanya, J. C., & Wareham, N. J. (2011). Accuracy and validity of a combined heart rate and motion sensor for the measurement of free-living physical activity energy expenditure in adults in Cameroon. *Int J Epidemiol*, *40*(1), 112-120.
- Auchincloss, J. H., Ashutosh, K., Rana, S., Peppi, D., Johnson, L. W., & Gilbert, R. (1976). Effect of cardiac, pulmonary, and vascular disease on one-minute oxygen uptake. *Chest*, *70*(4), 486-493.
- Auchincloss, J. H., Jr., Meade, J. W., Gilbert, R., & Chamberlain, B. E. (1980). One minute oxygen uptake in peripheral ischemic vascular disease. *Ann Surg*, *191*(2), 203-206.
- Avons, P., Garthwaite, P., Davies, H. L., Murgatroyd, P. R., & James, W. P. (1988). Approaches to estimating physical activity in the community: calorimetric validation of actometers and heart rate monitoring. *Eur J Clin Nutr*, *42*(3), 185-196.
- Ayzin Rosoky, R. M., Wolosker, N., Muraco-Netto, B., & Puech-Leao, P. (2000). Ground reaction force pattern in limbs with intermittent claudication. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, *20*(3), 254-259.
- Baccelli, G., Reggiani, P., Mattioli, A., Corbellini, E., Garducci, S., & Catalano, M. (1999). The exercise pressor reflex and changes in radial arterial pressure and heart rate during walking in patients with arteriosclerosis obliterans. *Angiology*, *50*(5), 361-374.
- Bakke, E. F., Hisdal, J., Jorgensen, J. J., Kroese, A., & Strandén, E. (2007). Blood pressure in patients with intermittent claudication increases continuously during walking. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, *33*(1), 20-25.
- Balogun, J. A., Martin, D. A., & Clendenin, M. A. (1989). Human energy expenditure during level walking on a treadmill at speeds of 54-130 m min<sup>-1</sup>. *Int Disabil Stud*, *11*(2), 71-74.
- Barker, G. A., Green, S., Green, A. A., & Walker, P. J. (2004). Walking performance, oxygen uptake kinetics and resting muscle pyruvate dehydrogenase complex activity in peripheral arterial disease. *Clin Sci (Lond)*, *106*(3), 241-249.
- Barnett, A., Cerin, E., Vandelandotte, C., Matsumoto, A., & Jenkins, D. (2015). Validity of treadmill- and track-based individual calibration methods for estimating free-living walking speed and VO using the Actigraph accelerometer. *BMC Sports Sci Med Rehabil*, *7*, 29.
- Barreira, T. V., Kang, M., Caputo, J. L., Farley, R.S., & Renfrow, M. S. (2009). Validation of the Actiheart Monitor for the Measurement of Physical Activity. *International Journal of Exercise Science*, *2*(1), 60-71.
- Bassett, D. R. (2012). Device-based monitoring in physical activity and public health research. *Physiol Meas*, *33*(11), 1769-1783.
- Bassett, D. R., & John, D. (2010). Use of pedometers and accelerometers in clinical populations: validity and reliability issues. *Physical Therapy Reviews*, *15*(3), 135-142.
- Bassett, D. R., Jr., Rowlands, A., & Trost, S. G. (2012). Calibration and validation of wearable monitors. *Med Sci Sports Exerc*, *44*(1 Suppl 1), S32-38.
- Bassett, D. R., Troiano, R. P., McClain, J. J., & Wolff, D. L. (2015). Accelerometer-based physical activity: total volume per day and standardized measures. *Med Sci Sports Exerc*, *47*(4), 833-838.
- Bauer, T. A., Brass, E. P., Barstow, T. J., & Hiatt, W. R. (2007). Skeletal muscle StO<sub>2</sub> kinetics are slowed during low work rate calf exercise in peripheral arterial disease. *Eur J Appl Physiol*, *100*(2), 143-151.
- Bauer, T. A., Brass, E. P., & Hiatt, W. R. (2004a). Impaired muscle oxygen use at onset of exercise in peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*, *40*(3), 488-493.
- Bauer, T. A., Brass, E. P., Nehler, M., Barstow, T. J., & Hiatt, W. R. (2004b). Pulmonary VO<sub>2</sub> dynamics during treadmill and arm exercise in peripheral arterial disease. *J Appl Physiol* (1985), *97*(2), 627-634.

- Bauer, T. A., Regensteiner, J. G., Brass, E. P., & Hiatt, W. R. (1999). Oxygen uptake kinetics during exercise are slowed in patients with peripheral arterial disease. *J Appl Physiol (1985)*, 87(2), 809-816.
- Beattie, D. K., Golledge, J., Greenhalgh, R. M., & Davies, A. H. (1997). Quality of life assessment in vascular disease: towards a consensus. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 13(1), 9-13.
- Beekhuizen, J., Kromhout, H., Huss, A., & Vermeulen, R. (2013). Performance of GPS-devices for environmental exposure assessment. *J Expo Sci Environ Epidemiol*, 23(5), 498-505.
- Bhammar, D. M., Sawyer, B. J., Tucker, W. J., Lee, J. M., & Gaesser, G. A. (2016). Validity of SenseWear(R) Armband v5.2 and v2.2 for estimating energy expenditure. *J Sports Sci*, 34(19), 1830-1838.
- Bjornson, K. F., Yung, D., Jacques, K., Burr, R. L., & Christakis, D. (2012). StepWatch stride counting: accuracy, precision, and prediction of energy expenditure in children. *J Pediatr Rehabil Med*, 5(1), 7-14.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307-310.
- Blessey, R. L., Hislop, H. J., Waters, R. L., & Antonelli, D. (1976). Metabolic energy cost of unrestrained walking. *Phys Ther*, 56(9), 1019-1024.
- Bobbert, A. C. (1960). Energy expenditure in level and grade walking. *J Appl Physiol*, 15(6), 1015-1021.
- Boccalon, H., Lehert, P., & Mosnier, M. (2000). [Assessment of the prevalence of atherosclerotic lower limb arteriopathy in France as a systolic index in a vascular risk population]. *J Mal Vasc*, 25(1), 38-46.
- Boissier, C., Benichou, A. C., Gamand, S., Perrot, G., & Peyrieux, J. C. (1997). A new device for the diagnosis and investigation of patients with peripheral arterial occlusive disease. *Dis Manag Health Out*, 2(1), 57-64.
- Bonomi, A. G. (2013). Towards valid estimates of activity energy expenditure using an accelerometer: searching for a proper analytical strategy and big data. *J Appl Physiol (1985)*, 115(9), 1227-1228.
- Bonomi, A. G., Plasqui, G., Goris, A. H., & Westerterp, K. R. (2009). Improving assessment of daily energy expenditure by identifying types of physical activity with a single accelerometer [abstract]. *J Appl Physiol (1985)*, 107(3), 655-661.
- Bonomi, A. G., & Westerterp, K. R. (2012). Advances in physical activity monitoring and lifestyle interventions in obesity: a review. *Int J Obes (Lond)*, 36(2), 167-177.
- Bouye, P., Jacquinand, V., Picquet, J., Thouveny, F., Liagre, J., Leftheriotis, G., Saumet, J. L., & Abraham, P. (2005). Near-infrared spectroscopy and transcutaneous oxygen pressure during exercise to detect arterial ischemia at the buttock level: comparison with arteriography. *J Vasc Surg*, 41(6), 994-999.
- Bouye, P., Picquet, J., Jaquinandi, V., Enon, B., Leftheriotis, G., Saumet, J. L., & Abraham, P. (2004). Reproducibility of proximal and distal transcutaneous oxygen pressure measurements during exercise in stage 2 arterial claudication. *Int Angiol*, 23(2), 114-121.
- Bradberry, J. C. (2004). Peripheral arterial disease: pathophysiology, risk factors, and role of antithrombotic therapy. *J Am Pharm Assoc (2003)*, 44(2 Suppl 1), S37-44; quiz S44-35.
- Brage, S., Brage, N., Franks, P. W., Ekelund, U., & Wareham, N. J. (2005). Reliability and validity of the combined heart rate and movement sensor Actiheart. *Eur J Clin Nutr*, 59(4), 561-570.
- Brage, S., Brage, N., Franks, P. W., Ekelund, U., Wong, M. Y., Andersen, L. B., Froberg, K., & Wareham, N. J. (2004). Branched equation modeling of simultaneous accelerometry and heart rate monitoring improves estimate of directly measured physical activity energy expenditure. *J Appl Physiol (1985)*, 96(1), 343-351.
- Brage, S., Brage, N., Wedderkopp, N., & Froberg, K. (2003a). Reliability and validity of the Computer Science and Applications accelerometer in a mechanical setting. *Meas Phys Educ Exerc Sci*, 7(2), 101-119.
- Brage, S., Ekelund, U., Brage, N., Hennings, M. A., Froberg, K., Franks, P. W., & Wareham, N. J. (2007). Hierarchy of individual calibration levels for heart rate and accelerometry to measure physical activity. *J Appl Physiol (1985)*, 103(2), 682-692.

- Brage, S., Wedderkopp, N., Franks, P. W., Andersen, L. B., & Froberg, K. (2003b). Reexamination of validity and reliability of the CSA monitor in walking and running. *Med Sci Sports Exerc*, 35(8), 1447-1454.
- Brage, S., Westgate, K., Franks, P. W., Stegle, O., Wright, A., Ekelund, U., & Wareham, N. J. (2015). Estimation of Free-Living Energy Expenditure by Heart Rate and Movement Sensing: A Doubly-Labelled Water Study. *PLoS One*, 10(9), e0137206.
- Brass, E. P., Hiatt, W. R., & Green, S. (2004). Skeletal muscle metabolic changes in peripheral arterial disease contribute to exercise intolerance: a point-counterpoint discussion. *Vasc Med*, 9(4), 293-301.
- Brass, E. P., Jiao, J., & Hiatt, W. (2007). Optimal assessment of baseline treadmill walking performance in claudication clinical trials. *Vasc Med*, 12(2), 97-103.
- Bravata, D. M., Smith-Spangler, C., Sundaram, V., Gienger, A. L., Lin, N., Lewis, R., Stave, C. D., Olkin, I., & Sirard, J. R. (2007). Using pedometers to increase physical activity and improve health: a systematic review. *JAMA*, 298(19), 2296-2304.
- Brazeau, A. S., Suppere, C., Strychar, I., Belisle, V., Demers, S. P., & Rabasa-Lhoret, R. (2014). Accuracy of energy expenditure estimation by activity monitors differs with ethnicity. *Int J Sports Med*, 35(10), 847-850.
- Breek, J. C., Hamming, J. F., De Vries, J., Aquarius, A. E., & van Berge Henegouwen, D. P. (2001). Quality of life in patients with intermittent claudication using the World Health Organisation (WHO) questionnaire. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 21(2), 118-122.
- Breek, J. C., Hamming, J. F., De Vries, J., van Berge Henegouwen, D. P., & van Heck, G. L. (2002). The impact of walking impairment, cardiovascular risk factors, and comorbidity on quality of life in patients with intermittent claudication. *J Vasc Surg*, 36(1), 94-99.
- Brisswalter, J., & Tartaruga, M. P. (2014). Comparison of COSMED'S FitMate and K4b2 metabolic systems reliability during graded cycling exercise. *Scand J Clin Lab Invest*, 74(8), 722-724.
- Bronas, U. G. (2012). Respiratory gas exchange measures and walking tolerance in patients with claudication. *Vasa*, 41(4), 240-242.
- Brond, J. C., & Arvidsson, D. (2016). Sampling frequency affects the processing of Actigraph raw acceleration data to activity counts. *J Appl Physiol* (1985), 120(3), 362-369.
- Brondeel, R., Pannier, B., & Chaix, B. (2015). Using GPS, GIS, and Accelerometer Data to Predict Transportation Modes. *Med Sci Sports Exerc*, 47(12), 2669-2675.
- Brooks, A. G., Gunn, S. M., Withers, R. T., Gore, C. J., & Plummer, J. L. (2005a). Predicting walking METs and energy expenditure from speed or accelerometry. *Med Sci Sports Exerc*, 37(7), 1216-1223.
- Brooks, G. A., Fahey, T. D., & Baldwin, K. M. (2005b). *Human Bioenergetics and Its Applications* (4th.). New York, NY: McGraw-Hill.
- Brugnoli, P. (2010). Letter to the editor of EJAP. Re: Comparison of gas exchange data using the Aquatrainer(R) system and the facemask with Cosmed K4b2 during exercise in healthy subjects. *Eur J Appl Physiol*, 110(4), 875-876.
- Bubb, W. J., Martin, D. A., & Howley, E. T. (1985). Predicting oxygen uptake during level walking at speeds of 80-130 m/min. *J Cardiopulm Rehabil*, 5, 462-465.
- Buchheit, M., Mendez-Villanueva, A., Simpson, B. M., & Bourdon, P. C. (2010). Match running performance and fitness in youth soccer. *Int J Sports Med*, 31(11), 818-825.
- Bunc, V., & Dlouha, R. (1997). Energy cost of treadmill walking. *J Sports Med Phys Fitness*, 37(2), 103-109.
- Butte, N. F., Ekelund, U., & Westerterp, K. R. (2012). Assessing physical activity using wearable monitors: measures of physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 44(1 Suppl 1), S5-12.
- Byrne, N. M., Hills, A. P., Hunter, G. R., Weinsier, R. L., & Schutz, Y. (2005). Metabolic equivalent: one size does not fit all. *J Appl Physiol* (1985), 99(3), 1112-1119.
- Byrne, P., Provan, J. L., Ameli, F. M., & Jones, D. P. (1984). The use of transcutaneous oxygen tension measurements in the diagnosis of peripheral vascular insufficiency. *Ann Surg*, 200(2), 159-165.
- Cachovan, M., Rogatti, W., Woltering, F., Creutzig, A., Diehm, C., Heidrich, H., & Scheffler, P. (1999). Randomized reliability study evaluating constant-load and graded-exercise treadmill test for intermittent claudication. *Angiology*, 50(3), 193-200.

- Capecchi, P. L., Pasini, F. L., Cati, G., Colafati, M., Acciavatti, A., Ceccatelli, L., Petri, S., de Lalla, A., & Di Perri, T. (1997). Experimental model of short-time exercise-induced preconditioning in POAD patients. *Angiology*, *48*(6), 469-480.
- Carlson, J. A., Jankowska, M. M., Meseck, K., Godbole, S., Natarajan, L., Raab, F., Demchak, B., Patrick, K., & Kerr, J. (2015). Validity of PALMS GPS scoring of active and passive travel compared with SenseCam. *Med Sci Sports Exerc*, *47*(3), 662-667.
- Carlson, L. A., & Pernow, B. (1959). Oxygen utilization and lactic acid formation in the legs at rest and during exercise in normal subjects and in patients with arteriosclerosis obliterans. *Acta Med Scand*, *164*(1), 39-52.
- Carlson, L. A., & Pernow, B. (1962). Studies on the peripheral circulation and metabolism in man. II. Oxygen utilization and lactate-pyruvate formation in the legs at rest and during exercise in patients with arteriosclerosis obliterans. *Acta Med Scand*, *171*, 311-323.
- Carter, J., & Jeukendrup, A. E. (2002). Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems. *Eur J Appl Physiol*, *86*(5), 435-441.
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. M. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep*, *100*(2), 126-131.
- Cazorla, G., & Léger, L. (1993). *Comment évaluer et développer vos capacités aérobies: épreuve de course navette et épreuve VAMEVAL*. Cestas, France: A.R.E.A.P.S. (Association Recherche et Evaluation en Activité Physique et en Sport).
- Celis, R., Pipinos, II, Scott-Pandorf, M. M., Myers, S. A., Stergiou, N., & Johannig, J. M. (2009). Peripheral arterial disease affects kinematics during walking. *J Vasc Surg*, *49*(1), 127-132.
- Chen, K. Y., & Bassett, D. R., Jr. (2005). The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Med Sci Sports Exerc*, *37*(11 Suppl), S490-500.
- Chen, K. Y., Janz, K. F., Zhu, W., & Brychta, R. J. (2012). Redefining the roles of sensors in objective physical activity monitoring. *Med Sci Sports Exerc*, *44*(1 Suppl 1), S13-23.
- Chen, Q., Shi, Y., Wang, Y., & Li, X. (2015). Patterns of disease distribution of lower extremity peripheral arterial disease. *Angiology*, *66*(3), 211-218.
- Chen, S. J., Pipinos, I., Johannig, J., Radovic, M., Huisinga, J. M., Myers, S. A., & Stergiou, N. (2008). Bilateral claudication results in alterations in the gait biomechanics at the hip and ankle joints. *J Biomech*, *41*(11), 2506-2514.
- Cho, G. H., Rodriguez, D. A., & Evenson, K. R. (2011). Identifying Walking Trips Using GPS Data. *Med Sci Sports Exerc*, *43*(2), 365-372.
- Chow, C. K., Ariyaratna, N., Islam, S. M., Thiagalasingam, A., & Redfern, J. (2016). mHealth in Cardiovascular Health Care. *Heart Lung Circ*, *25*(8), 802-807.
- Cindy Ng, L. W., Jenkins, S., & Hill, K. (2012). Accuracy and responsiveness of the stepwatch activity monitor and ActivPAL in patients with COPD when walking with and without a rollator. *Disabil Rehabil*, *34*(15), 1317-1322.
- Clarke, C. L., Holdsworth, R. J., Ryan, C. G., & Granat, M. H. (2013). Free-living physical activity as a novel outcome measure in patients with intermittent claudication. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, *45*(2), 162-167.
- Cochrane, K. R., & Gaskill, S. (2014). Cross system reliability of Cosmed K4b2 vs. Parvo 2000 True One metabolics systems. *International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings*, *8*(2), Article 70.
- Coleman, K. L., Smith, D. G., Boone, D. A., Joseph, A. W., & del Aguila, M. A. (1999). Step activity monitor: long-term, continuous recording of ambulatory function. *J Rehabil Res Dev*, *36*(1), 8-18.
- Compher, C., Frankenfield, D., Keim, N., Roth-Yousey, L., & Evidence Analysis Working, Group. (2006). Best practice methods to apply to measurement of resting metabolic rate in adults: a systematic review. *J Am Diet Assoc*, *106*(6), 881-903.
- Conte, M. S., Pomposelli, F. B., Clair, D. G., Geraghty, P. J., McKinsey, J. F., Mills, J. L., Moneta, G. L., Murad, M. H., Powell, R. J., Reed, A. B., Schanzer, A., & Sidawy, A. N. (2015). Society for Vascular Surgery practice guidelines for atherosclerotic occlusive disease of the lower extremities: management of asymptomatic disease and claudication. *J Vasc Surg*, *61*(3 Suppl), 2S-41S.
- Cooke, J. P., & Chen, Z. (2015). A compendium on peripheral arterial disease. *Circ Res*, *116*(9), 1505-1508.



- Corcoran, P. J., & Brengelmann, G. L. (1970). Oxygen uptake in normal and handicapped subjects, in relation to speed of waing beside velocity-controlled cart. *Arch Phys Med Rehabil*, 51(2), 78-87.
- Corder, K., Brage, S., Wareham, N. J., & Ekelund, U. (2005). Comparison of PAEE from combined and separate heart rate and movement models in children. *Med Sci Sports Exerc*, 37(10), 1761-1767.
- Costill, D. L., & Wilmore, J. H. (2006). *Physiologie du sport et de l'exercice* (A. Delamarche, P. Delamarche, C. Groussard & H. Zouhal, Trans., 3ème ed., chap. 4.). Bruxelles, Belgique: De Boeck Université s.a. (Travail original publié 1994).
- Cotes, J. E., & Meade, F. (1960). The energy expenditure and mechanical energy demand in walking. *Ergonomics*, 3(2), 97-119.
- Coughlin, P. A., Kent, P. J., Berridge, D. C., Scott, D. J., & Kester, R. C. (2006). The PADHOC device is a better guide to the actual incapacity suffered by claudicants than the gold standard constant load treadmill test. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 32(6), 651-656.
- Coughlin, P. A., Kent, P. J., Turton, E. P., Byrne, P., Berridge, D. C., Scott, D. J., & Kester, R. C. (2001). A new device for the measurement of disease severity in patients with intermittent claudication. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 22(6), 516-522.
- Coutts, A. J., Kempton, T., Sullivan, C., Bilsborough, J., Cordy, J., & Rampinini, E. (2015). Metabolic power and energetic costs of professional Australian Football match-play. *J Sci Med Sport*, 18(2), 219-224.
- Creager, M. A., Belkin, M., Bluth, E. I., Casey, D. E., Jr., Chaturvedi, S., Dake, M. D., Fleg, J. L., Hirsch, A. T., Jaff, M. R., Kern, J. A., Malenka, D. J., Martin, E. T., Mohler, E. R., 3rd, Murphy, T., Olin, J. W., Regensteiner, J. G., Rosenwasser, R. H., Sheehan, P., Stewart, K. J., Treat-Jacobson, D., Upchurch, G. R., Jr., White, C. J., & Ziffer, J. A. (2012). 2012 ACCF/AHA/ACR/SCAI/SIR/STS/SVM/SVN/SVS Key data elements and definitions for peripheral atherosclerotic vascular disease: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Clinical Data Standards (Writing Committee to develop Clinical Data Standards for peripheral atherosclerotic vascular disease). *J Am Coll Cardiol*, 59(3), 294-357.
- Criqui, M. H., & Aboyans, V. (2015). Epidemiology of peripheral artery disease. *Circ Res*, 116(9), 1509-1526.
- Criqui, M. H., Denenberg, J. O., Bird, C. E., Fronek, A., Klauber, M. R., & Langer, R. D. (1996). The correlation between symptoms and non-invasive test results in patients referred for peripheral arterial disease testing. *Vasc Med*, 1(1), 65-71.
- Criqui, M. H., Langer, R. D., Fronek, A., Feigelson, H. S., Klauber, M. R., McCann, T. J., & Browner, D. (1992). Mortality over a period of 10 years in patients with peripheral arterial disease. *N Engl J Med*, 326(6), 381-386.
- Crouter, S. E., Churilla, J. R., & Bassett, D. R., Jr. (2006a). Estimating energy expenditure using accelerometers. *Eur J Appl Physiol*, 98(6), 601-612.
- Crouter, S. E., Churilla, J. R., & Bassett, D. R., Jr. (2008). Accuracy of the Actiheart for the assessment of energy expenditure in adults. *Eur J Clin Nutr*, 62(6), 704-711.
- Crouter, S. E., Clowers, K. G., & Bassett, D. R., Jr. (2006b). A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure. *J Appl Physiol* (1985), 100(4), 1324-1331.
- Crouter, S. E., DellaValle, D. M., Haas, J. D., Frongillo, E. A., & Bassett, D. R. (2013a). Validity of ActiGraph 2-regression model, Matthews cut-points, and NHANES cut-points for assessing free-living physical activity. *J Phys Act Health*, 10(4), 504-514.
- Crouter, S. E., Horton, M., & Bassett, D. R., Jr. (2013b). Validity of ActiGraph child-specific equations during various physical activities. *Med Sci Sports Exerc*, 45(7), 1403-1409.
- Crouter, S. E., Kuffel, E., Haas, J. D., Frongillo, E. A., & Bassett, D. R., Jr. (2010). Refined two-regression model for the ActiGraph accelerometer. *Med Sci Sports Exerc*, 42(5), 1029-1037.
- Crouter, S. E., Schneider, P. L., & Bassett, D. R., Jr. (2005). Spring-levered versus piezo-electric pedometer accuracy in overweight and obese adults. *Med Sci Sports Exerc*, 37(10), 1673-1679.
- Crouter, S. E., Schneider, P. L., Karabulut, M., & Bassett, D. R., Jr. (2003). Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med Sci Sports Exerc*, 35(8), 1455-1460.

- Crowther, R. G., Spinks, W. L., Leicht, A. S., Quigley, F., & Golledge, J. (2007). Relationship between temporal-spatial gait parameters, gait kinematics, walking performance, exercise capacity, and physical activity level in peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*, 45(6), 1172-1178.
- da Cunha-Filho, I. T., Pereira, D. A., de Carvalho, A. M., Campedeli, L., Soares, M., & de Sousa Freitas, J. (2007). The reliability of walking tests in people with claudication. *Am J Phys Med Rehabil*, 86(7), 574-582.
- da Rocha Chehuen, M., Cucato, G., Dos Anjos Souza Barbosa, J., Costa, L., Ritti-Dias, R., Wolosker, N., & de Moraes Forjaz, C. (2012). Ventilatory threshold is related to walking tolerance in patients with intermittent claudication. *Vasa*, 41(4), 275-281.
- Dall, P. M., McCrorie, P. R., Granat, M. H., & Stansfield, B. W. (2013). Step accumulation per minute epoch is not the same as cadence for free-living adults. *Med Sci Sports Exerc*, 45(10), 1995-2001.
- Darter, B. J., Rodriguez, K. M., & Wilken, J. M. (2013). Test-retest reliability and minimum detectable change using the K4b2: oxygen consumption, gait efficiency, and heart rate for healthy adults during submaximal walking. *Res Q Exerc Sport*, 84(2), 223-231.
- de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Mahe, G., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2016). Clinical Interest of Ambulatory Assessment of Physical Activity and Walking Capacity in Peripheral Artery Disease. *Scand J Med Sci Sports*, 26(7), 716-730.
- Degischer, S., Labs, K. H., Aschwanden, M., Tschoepf, M., & Jaeger, K. A. (2002). Reproducibility of constant-load treadmill testing with various treadmill protocols and predictability of treadmill test results in patients with intermittent claudication. *J Vasc Surg*, 36(1), 83-88.
- Delagarde, H., Oudraougo, N., Grall, S., Macchi, L., Roy, P. M., Abraham, P., & Prunier, F. (2015). Remote ischaemic preconditioning in intermittent claudication. *Arch Cardiovasc Dis*, 108(10), 472-479.
- Demczuk, V. (1998). Field validation of an energy expenditure model for walking soldiers. *Int J Ind Ergon*, 22, 381-387.
- Diehm, C., Allenberg, J. R., Pittrow, D., Mahn, M., Tepohl, G., Haberl, R. L., Darius, H., Burghaus, I., Trampisch, H. J., & German Epidemiological Trial on Ankle Brachial Index Study, Group. (2009). Mortality and vascular morbidity in older adults with asymptomatic versus symptomatic peripheral artery disease. *Circulation*, 120(21), 2053-2061.
- Dixit, S., Chakravarthy, K., Reddy, R. S., & Tedla, J. S. (2015). Comparison of two walk tests in determining the claudication distance in patients suffering from peripheral arterial occlusive disease. *Adv Biomed Res*, 4, 123.
- Domene, P. A., & Easton, C. (2014). Combined triaxial accelerometry and heart rate telemetry for the physiological characterization of Latin dance in non-professional adults. *J Dance Med Sci*, 18(1), 29-36.
- Doyon, K. H., Perrey, S., Abe, D., & Hughson, R. L. (2001). Field testing of VO<sub>2</sub>peak in cross-country skiers with portable breath-by-breath system. *Can J Appl Physiol*, 26(1), 1-11.
- Duffield, R., Dawson, B., Pinnington, H. C., & Wong, P. (2004). Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *J Sci Med Sport*, 7(1), 11-22.
- Dumville, J. C., Lee, A. J., Smith, F. B., & Fowkes, F. G. (2004). The health-related quality of life of people with peripheral arterial disease in the community: the Edinburgh Artery Study. *Br J Gen Pract*, 54(508), 826-831.
- Duncan, G. E., Lester, J., Migotsky, S., Higgins, L., & Borriello, G. (2013a). Measuring slope to improve energy expenditure estimates during field-based activities. *Appl Physiol Nutr Metab*, 38(3), 352-356.
- Duncan, M. J., Badland, H. M., & Mummery, W. K. (2009). Applying GPS to enhance understanding of transport-related physical activity. *J Sci Med Sport*, 12(5), 549-556.
- Duncan, M. J., Mummery, W. K., & Dascombe, B. J. (2007). Utility of global positioning system to measure active transport in urban areas. *Med Sci Sports Exerc*, 39(10), 1851-1857.
- Duncan, S., Stewart, T. I., Oliver, M., Mavoa, S., MacRae, D., Badland, H. M., & Duncan, M. J. (2013b). Portable global positioning system receivers: static validity and environmental conditions. *Am J Prev Med*, 44(2), e19-29.
- Duquenne, F. (2005). Le système GPS : notions fondamentales. In F. Duquenne (Ed.), *GPS : localisation par satellites* (pp. 17-120). Paris, France: Lavoisier.

- Easton, C., Howe, C. C. F., Matzko, R.O., Piasek, F., & Pitsiladis, Y. P. (2012). Impact of K4b2 calibration drift on respiratory measurements during walking and running. *Med Sci Sports Exerc*, 44(5S), 267-958.
- Egberg, L., Andreassen, S., & Mattiasson, A. C. (2012). Experiences of living with intermittent claudication. *J Vasc Nurs*, 30(1), 5-10.
- Eisenmann, J. C., Brisko, N., Shadrick, D., & Welsh, S. (2003). Comparative analysis of the Cosmed Quark b2 and K4b2 gas analysis systems during submaximal exercise. *J Sports Med Phys Fitness*, 43(2), 150-155.
- El-Rabbany, A. (2002). *Introduction to GPS: the Global Positioning System*. Norwood, MA: Artech House.
- Elgethun, K., Fenske, R. A., Yost, M. G., & Palcisko, G. J. (2003). Time-location analysis for exposure assessment studies of children using a novel global positioning system instrument. *Environ Health Perspect*, 111(1), 115-122.
- Elia, M., & Livesey, G. (1992). Energy expenditure and fuel selection in biological systems: the theory and practice of calculations based on indirect calorimetry and tracer methods. *World Rev Nutr Diet*, 70, 68-131.
- Enright, P. L. (2003). The six-minute walk test. *Respir Care*, 48(8), 783-785.
- Esliger, D. W., & Tremblay, M. S. (2006). Technical reliability assessment of three accelerometer models in a mechanical setup. *Med Sci Sports Exerc*, 38(12), 2173-2181.
- Eston, R. G., Rowlands, A. V., & Ingledew, D. K. (1998). Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities. *J Appl Physiol* (1985), 84(1), 362-371.
- European Commission. (1999). A Pan-EU survey on consumer attitudes to physical activity, body-weight and health (pp. 98). Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities.
- Evenson, K. R., Goto, M. M., & Furberg, R. D. (2015). Systematic review of the validity and reliability of consumer-wearable activity trackers. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 12, 159.
- Eyler, A. A., Brownson, R. C., Bacak, S. J., & Housemann, R. A. (2003). The epidemiology of walking for physical activity in the United States. *Med Sci Sports Exerc*, 35(9), 1529-1536.
- Fabry, R., Dubost, J. J., Pochon, P., & Duchene-Marullaz, P. (1990). Comparison of standard one-minute treadmill exercise and strandness test (absolute walking distance) in relation to site of lesion, walking distance, and diastolic blood flow velocity (Doppler curves). *Angiology*, 41(10), 869-876.
- Faisal, A., Dyson, K. S., & Hughson, R. L. (2010). Prolonged ischaemia impairs muscle blood flow and oxygen uptake dynamics during subsequent heavy exercise. *J Physiol*, 588(Pt 19), 3785-3797.
- Falk, E. (2006). Pathogenesis of atherosclerosis. *J Am Coll Cardiol*, 47(8 Suppl), C7-12.
- Falkensammer, J., Gasteiger, S., Polaschek, B., Gruber, I., Frech, A., Fraedrich, G., Schocke, M., & Greiner, A. (2012). Reliability of constant-load treadmill testing in patients with intermittent claudication [abstract]. *Int Angiol*, 31(2), 150-155.
- Feinberg, R. L., Gregory, R. T., Wheeler, J. R., Snyder, S. O., Jr., Gayle, R. G., Parent, F. N., 3rd, & Patterson, R. B. (1992). The ischemic window: a method for the objective quantitation of the training effect in exercise therapy for intermittent claudication. *J Vasc Surg*, 16(2), 244-250.
- Feito, Y., Bassett, D. R., Thompson, D. L., & Tyo, B. M. (2012). Effects of body mass index on step count accuracy of physical activity monitors. *J Phys Act Health*, 9(4), 594-600.
- Feito, Y., Garner, H. R., & Bassett, D. R. (2015). Evaluation of ActiGraph's low-frequency filter in laboratory and free-living environments. *Med Sci Sports Exerc*, 47(1), 211-217.
- Fokkenrood, H. J., van den Houten, M. M., Houterman, S., Breek, J. C., Scheltinga, M. R., & Teijink, J. A. (2015). Agreements and discrepancies between the estimated walking distance, nongraded and graded treadmill testing, and outside walking in patients with intermittent claudication. *Ann Vasc Surg*, 29(6), 1218-1224.
- Foss, O., & Hallen, J. (2005). Validity and stability of a computerized metabolic system with mixing chamber. *Int J Sports Med*, 26(7), 569-575.
- Foster, R. C., Lanningham-Foster, L. M., Manohar, C., McCrady, S. K., Nysse, L. J., Kaufman, K. R., Padgett, D. J., & Levine, J. A. (2005). Precision and accuracy of an ankle-worn

- accelerometer-based pedometer in step counting and energy expenditure. *Prev Med*, 41(3-4), 778-783.
- Fowkes, F. G., Rudan, D., Rudan, I., Aboyans, V., Denenberg, J. O., McDermott, M. M., Norman, P. E., Sampson, U. K., Williams, L. J., Mensah, G. A., & Criqui, M. H. (2013). Comparison of global estimates of prevalence and risk factors for peripheral artery disease in 2000 and 2010: a systematic review and analysis. *Lancet*, 382(9901), 1329-1340.
- Franklin, B. A., Pamatmat, A., Johnson, S., Scherf, J., Mitchell, M., & Rubenfire, M. (1983). Metabolic cost of extremely slow walking in cardiac patients: implications for exercise testing and training. *Arch Phys Med Rehabil*, 64(11), 564-565.
- Freedson, P., Bowles, H. R., Troiano, R., & Haskell, W. (2012). Assessment of physical activity using wearable monitors: recommendations for monitor calibration and use in the field. *Med Sci Sports Exerc*, 44(1 Suppl 1), S1-4.
- Freedson, P. S., Melanson, E., & Sirard, J. (1998). Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. *Med Sci Sports Exerc*, 30(5), 777-781.
- Freedson, P. S., & Miller, K. (2000). Objective monitoring of physical activity using motion sensors and heart rate. *Res Q Exerc Sport*, 71(2 Suppl), S21-29.
- Fruin, M. L., & Rankin, J. W. (2004). Validity of a multi-sensor armband in estimating rest and exercise energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc*, 36(6), 1063-1069.
- Fudge, B., Budd, H., Logan, C., Gillespie, M., Wilson, J., Irwin, L., Kayser, B., & Pitsiladis, Y. P. (2008). Accuracy of K4b2 portable breath-by-breath system during treadmill and outdoor running. *Med Sci Sports Exerc*, 40(5 Suppl 1), S424.
- Fudge, B. W., Wilson, J., Easton, C., Irwin, L., Clark, J., Haddow, O., Kayser, B., & Pitsiladis, Y. P. (2007). Estimation of oxygen uptake during fast running using accelerometry and heart rate. *Med Sci Sports Exerc*, 39(1), 192-198.
- Gardner, A. W. (1993). Dissipation of claudication pain after walking: implications for endurance training. *Med Sci Sports Exerc*, 25(8), 904-910.
- Gardner, A. W. (1997). Reliability of transcutaneous oximeter electrode heating power during exercise in patients with intermittent claudication. *Angiology*, 48(3), 229-235.
- Gardner, A. W. (2015). Exercise rehabilitation for peripheral artery disease: An exercise physiology perspective with special emphasis on the emerging trend of home-based exercise. *Vasa*, 44(6), 405-417.
- Gardner, A. W., Forrester, L., & Smith, G. V. (2001). Altered gait profile in subjects with peripheral arterial disease. *Vasc Med*, 6(1), 31-34.
- Gardner, A. W., Katzell, L. I., Sorkin, J. D., Killewich, L. A., Ryan, A., Flinn, W. R., & Goldberg, A. P. (2000). Improved functional outcomes following exercise rehabilitation in patients with intermittent claudication. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 55(10), M570-577.
- Gardner, A. W., Montgomery, P. S., & Parker, D. E. (2006). Metabolic syndrome impairs physical function, health-related quality of life, and peripheral circulation in patients with intermittent claudication. *J Vasc Surg*, 43(6), 1191-1196.
- Gardner, A. W., Montgomery, P. S., Ritti-Dias, R. M., & Forrester, L. (2010a). The effect of claudication pain on temporal and spatial gait measures during self-paced ambulation. *Vasc Med*, 15(1), 21-26.
- Gardner, A. W., Parker, D. E., Montgomery, P. S., Khurana, A., Ritti-Dias, R. M., & Blevins, S. M. (2012). Calf muscle hemoglobin oxygen saturation in patients with peripheral artery disease who have different types of exertional leg pain. *J Vasc Surg*, 55(6), 1654-1661.
- Gardner, A. W., & Poehlman, E. T. (1995). Exercise rehabilitation programs for the treatment of claudication pain. A meta-analysis. *JAMA*, 274(12), 975-980.
- Gardner, A. W., Ritti-Dias, R. M., Stoner, J. A., Montgomery, P. S., Khurana, A., & Blevins, S. M. (2011). Oxygen uptake before and after the onset of claudication during a 6-minute walk test. *J Vasc Surg*, 54(5), 1366-1373.
- Gardner, A. W., Ritti-Dias, R. M., Stoner, J. A., Montgomery, P. S., Scott, K. J., & Blevins, S. M. (2010b). Walking economy before and after the onset of claudication pain in patients with peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*, 51(3), 628-633.
- Gardner, A. W., Skinner, J. S., Cantwell, B. W., & Smith, L. K. (1991a). Progressive vs single-stage treadmill tests for evaluation of claudication. *Med Sci Sports Exerc*, 23(4), 402-408.

- Gardner, A. W., Skinner, J. S., & Smith, L. K. (1991b). Effects of handrail support on claudication and hemodynamic responses to single-stage and progressive treadmill protocols in peripheral vascular occlusive disease. *Am J Cardiol*, *68*(1), 99-105.
- Gardner, A. W., Skinner, J. S., Vaughan, N. R., Bryant, C. X., & Smith, L. K. (1992). Comparison of three progressive exercise protocols in peripheral vascular occlusive disease. *Angiology*, *43*(8), 661-671.
- Gardner, A. W., Skinner, J. S., Vaughan, N. R., Bryant, C. X., & Smith, L. K. (1993). Comparison of treadmill walking and stair climbing over a range of exercise intensities in peripheral vascular occlusive disease. *Angiology*, *44*(5), 353-360.
- Gernigon, M., Fouasson-Chailloux, A., Colas-Ribas, C., Noury-Desvaux, B., Le Faucheur, A., & Abraham, P. (2015a). Test-retest Reliability of GPS derived Measurements in Patients with Claudication. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, *50*(5), 623-629.
- Gernigon, M., Le Faucheur, A., Fradin, D., Noury-Desvaux, B., Landron, C., Mahe, G., & Abraham, P. (2015b). Global positioning system use in the community to evaluate improvements in walking after revascularization: a prospective multicenter study with 6-month follow-up in patients with peripheral arterial disease. *Medicine (Baltimore)*, *94*(18), e838.
- Gernigon, M., Le Faucheur, A., Noury-Desvaux, B., Mahe, G., Abraham, P., & Group, Post-GPS Study Coinvestigators (2014). Applicability of global positioning system for the assessment of walking ability in patients with arterial claudication. *J Vasc Surg*, *60*(4), 973-981 e971.
- Givoni, B., & Goldman, R. F. (1971). Predicting metabolic energy cost. *J Appl Physiol*, *30*(3), 429-433.
- Glass, C. K., & Witztum, J. L. (2001). Atherosclerosis. the road ahead. *Cell*, *104*(4), 503-516.
- Gommans, L. N., Smid, A. T., Scheltinga, M. R., Brooijmans, F. A., van Disseldorp, E. M., van der Linden, F. T., Meijer, K., & Teijink, J. A. (2016). Altered joint kinematics and increased electromyographic muscle activity during walking in patients with intermittent claudication. *J Vasc Surg*, *63*(3), 664-672.
- Gorely, T., Crank, H., Humphreys, L., Nawaz, S., & Tew, G. A. (2015). "Standing still in the street": experiences, knowledge and beliefs of patients with intermittent claudication--a qualitative study. *J Vasc Nurs*, *33*(1), 4-9.
- Grant, P. M., Ryan, C. G., Tigbe, W. W., & Granat, M. H. (2006). The validation of a novel activity monitor in the measurement of posture and motion during everyday activities. *Br J Sports Med*, *40*(12), 992-997.
- Green, S. (2002). Haemodynamic limitations and exercise performance in peripheral arterial disease. *Clin Physiol Funct Imaging*, *22*(2), 81-91.
- Grimby, G., & Soderholm, B. (1962). Energy expenditure of men in different age groups during level walking and bicycle ergometry. *Scand J Clin Lab Invest*, *14*, 321-328.
- Hakim, A. A., Petrovitch, H., Burchfiel, C. M., Ross, G. W., Rodriguez, B. L., White, L. R., Yano, K., Curb, J. D., & Abbott, R. D. (1998). Effects of walking on mortality among nonsmoking retired men. *N Engl J Med*, *338*(2), 94-99.
- Hall, K. S., Howe, C. A., Rana, S. R., Martin, C. L., & Morey, M. C. (2013). METs and accelerometry of walking in older adults: standard versus measured energy cost. *Med Sci Sports Exerc*, *45*(3), 574-582.
- Hamburg, N. M., & Balady, G. J. (2011). Exercise rehabilitation in peripheral artery disease: functional impact and mechanisms of benefits. *Circulation*, *123*(1), 87-97.
- Hansson, G. K., Robertson, A. K., & Soderberg-Naucler, C. (2006). Inflammation and atherosclerosis. *Annu Rev Pathol*, *1*, 297-329.
- Haskell, W. L., Yee, M. C., Evans, A., & Irby, P. J. (1993). Simultaneous measurement of heart rate and body motion to quantitate physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, *25*(1), 109-115.
- Hauser, C. J., & Shoemaker, W. C. (1983). Use of a transcutaneous PO2 regional perfusion index to quantify tissue perfusion in peripheral vascular disease. *Ann Surg*, *197*(3), 337-343.
- Haute Autorité de Santé. (2006). *Prise en charge de l'artériopathie chronique oblitérante athéroscléreuse des membres inférieurs (indications médicamenteuses, de revascularisation et de rééducation)*. Saint-Denis La Plaine: HAS. Retrouvé à partir de [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/AOMI\\_recos.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/AOMI_recos.pdf).

- Heikkilä, A., Venermo, M., Kautiainen, H., Aarnio, P., & Korhonen, P. (2016). Physical Activity Improves Borderline Ankle-Brachial Index Values in a Cardiovascular Risk Population. *Ann Vasc Surg*, 32, 50-56.
- Heil, D. P., Higginson, B. K., Keller, C. P., & Juergens, C. A. (2003). Body size as a determinant of activity monitor output during overground waking. *J Exerc Physiol Online*, 6(1), 1-11.
- Hendelman, D., Miller, K., Baggett, C., Debold, E., & Freedson, P. (2000). Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9 Suppl), S442-449.
- Hiatt, W. R. (2006). Pathophysiology of intermittent claudication in peripheral arterial disease. *Cardiology Rounds*, 10(1-6).
- Hiatt, W. R., Armstrong, E. J., Larson, C. J., & Brass, E. P. (2015). Pathogenesis of the limb manifestations and exercise limitations in peripheral artery disease. *Circ Res*, 116(9), 1527-1539.
- Hiatt, W. R., Goldstone, J., Smith, S. C., Jr., McDermott, M., Moneta, G., Oka, R., Newman, A. B., & Pearce, W. H.; for Writing Group 1. (2008). Atherosclerotic Peripheral Vascular Disease Symposium II: nomenclature for vascular diseases. *Circulation*, 118(25), 2826-2829.
- Hiatt, W. R., Hirsch, A. T., Regensteiner, J. G., & Brass, E. P. (1995). Clinical trials for claudication. Assessment of exercise performance, functional status, and clinical end points. *Vascular Clinical Trialists. Circulation*, 92(3), 614-621.
- Hiatt, W. R., Nawaz, D., Regensteiner, J. G., & Hossack, K. F. (1988). The evaluation of exercise performance in patients with peripheral vascular disease. *J Cardiopulmonary Rehabil*, 12, 525-532.
- Hiatt, W. R., Rogers, R. K., & Brass, E. P. (2014). The treadmill is a better functional test than the 6-minute walk test in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease. *Circulation*, 130(1), 69-78.
- Hildebrand, M., VT, V. A. N. Hees, Hansen, B. H., & Ekelund, U. (2014). Age group comparability of raw accelerometer output from wrist- and hip-worn monitors. *Med Sci Sports Exerc*, 46(9), 1816-1824.
- Hirsch, A. T., Criqui, M. H., Treat-Jacobson, D., Regensteiner, J. G., Creager, M. A., Olin, J. W., Krook, S. H., Hunninghake, D. B., Comerota, A. J., Walsh, M. E., McDermott, M. M., & Hiatt, W. R. (2001). Peripheral arterial disease detection, awareness, and treatment in primary care. *JAMA*, 286(11), 1317-1324.
- Hirsch, A. T., Haskal, Z. J., Hertzler, N. R., Bakal, C. W., Creager, M. A., Halperin, J. L., Hiratzka, L. F., Murphy, W. R., Olin, J. W., Puschett, J. B., Rosenfield, K. A., Sacks, D., Stanley, J. C., Taylor, L. M., Jr., White, C. J., White, J., White, R. A., Antman, E. M., Smith, S. C., Jr., Adams, C. D., Anderson, J. L., Faxon, D. P., Fuster, V., Gibbons, R. J., Hunt, S. A., Jacobs, A. K., Nishimura, R., Ornato, J. P., Page, R. L., & Riegel, B. (2006). ACC/AHA 2005 Practice Guidelines for the management of patients with peripheral arterial disease (lower extremity, renal, mesenteric, and abdominal aortic): A collaborative report from the American Association for Vascular Surgery/Society for Vascular Surgery, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society for Vascular Medicine and Biology, Society of Interventional Radiology, and the ACC/AHA Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to Develop Guidelines for the Management of Patients With Peripheral Arterial Disease): Endorsed by the American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilitation; National Heart, Lung, and Blood Institute; Society for Vascular Nursing; TransAtlantic Inter-Society Consensus; and Vascular Disease Foundation. *Circulation*, 113(11), e463-654.
- Hirsch, A. T., Murphy, T. P., Lovell, M. B., Twillman, G., Treat-Jacobson, D., Harwood, E. M., Mohler, E. R., 3rd, Creager, M. A., Hobson, R. W., 2nd, Robertson, R. M., Howard, W. J., Schroeder, P., Criqui, M. H., & Peripheral Arterial Disease, Coalition. (2007). Gaps in public knowledge of peripheral arterial disease: the first national PAD public awareness survey. *Circulation*, 116(18), 2086-2094.
- Hodges, L. D., Brodie, D. A., & Bromley, P. D. (2005). Validity and reliability of selected commercially available metabolic analyzer systems. *Scand J Med Sci Sports*, 15(5), 271-279.
- Holdich, T. A., Reddy, P. J., Walker, R. T., & Dormandy, J. A. (1986). Transcutaneous oxygen tension during exercise in patients with claudication. *Br Med J (Clin Res Ed)*, 292(6536), 1625-1628.

- Hongu, N., Orr, B. J., Roe, D. J., Reed, R. G., & Going, S. B. (2013). Global positioning system watches for estimating energy expenditure. *J Strength Cond Res*, 27(11), 3216-3220.
- Hopkins, W. G. (2000). Reliability from consecutive pairs of trials (Excel spreadsheet). A new view of statistics. Internet Society for Sport Science: <http://www.sportsci.org/resource/stats>.
- Housley, E., Leng, G. C., Donnan, P. T., & Fowkes, F. G. (1993). Physical activity and risk of peripheral arterial disease in the general population: Edinburgh Artery Study [abstract]. *J Epidemiol Community Health*, 47(6), 475-480.
- Howe, C. A., Staudenmayer, J. W., & Freedson, P. S. (2009). Accelerometer prediction of energy expenditure: vector magnitude versus vertical axis. *Med Sci Sports Exerc*, 41(12), 2199-2206.
- Howe, C. C., Matzko, R. O., Piasek, F., Pitsiladis, Y. P., & Easton, C. (2014). Stability of the K4b(2) portable metabolic analyser during rest, walking and running. *J Sports Sci*, 32(2), 157-163.
- Jankowska, M. M., Schipperijn, J., & Kerr, J. (2015). A framework for using GPS data in physical activity and sedentary behavior studies. *Exerc Sport Sci Rev*, 43(1), 48-56.
- Jarrett, H., Fitzgerald, L., & Routen, A. C. (2015). Interinstrument Reliability of the ActiGraph GT3X+ Ambulatory Activity Monitor During Free-Living Conditions in Adults. *J Phys Act Health*, 12(3), 382-387.
- Jennings, D., Cormack, S., Coutts, A. J., Boyd, L., & Aughey, R. J. (2010a). The validity and reliability of GPS units for measuring distance in team sport specific running patterns. *Int J Sports Physiol Perform*, 5(3), 328-341.
- Jennings, D., Cormack, S., Coutts, A. J., Boyd, L. J., & Aughey, R. J. (2010b). Variability of GPS units for measuring distance in team sport movements. *Int J Sports Physiol Perform*, 5(4), 565-569.
- John, D., Miller, R., Kozey-Keadle, S., Caldwell, G., & Freedson, P. (2012). Biomechanical examination of the 'plateau phenomenon' in ActiGraph vertical activity counts. *Physiol Meas*, 33(2), 219-230.
- Kaplan, E. D., & Hegarty, C. J. (2006). *Understanding GPS : principles and applications* (2nd ed.). Norwood, MA: Artech House.
- Karabulut, M., Crouter, S. E., & Bassett, D. R., Jr. (2005). Comparison of two waist-mounted and two ankle-mounted electronic pedometers. *Eur J Appl Physiol*, 95(4), 335-343.
- Kerr, J., Duncan, S., & Schipperijn, J. (2011). Using global positioning systems in health research: a practical approach to data collection and processing. *Am J Prev Med*, 41(5), 532-540.
- Kim, Y., & Welk, G. J. (2015). Criterion Validity of Competing Accelerometry-Based Activity Monitoring Devices. *Med Sci Sports Exerc*, 47(11), 2456-2463.
- King, G. A., Torres, N., Potter, C., Brooks, T. J., & Coleman, K. J. (2004). Comparison of activity monitors to estimate energy cost of treadmill exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 36(7), 1244-1251.
- Koch, C., Chauve, E., Chaudru, S., Le Faucheur, A., Jaquinandi, V., & Mahe, G. (2016). Exercise transcutaneous oxygen pressure measurement has good sensitivity and specificity to detect lower extremity arterial stenosis assessed by computed tomography angiography. *Medicine (Baltimore)*, 95(36), e4522.
- Koh, Y., Chacko, A., & Biggerstaff, K. D. (2005). Accuracy of the Cosmed K4b2 telemetry system during different intensities of exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 37(5 Suppl), S22-S23.
- Koutakis, P., Johanning, J. M., Haynatzki, G. R., Myers, S. A., Stergiou, N., Longo, G. M., & Pipinos, II. (2010a). Abnormal joint powers before and after the onset of claudication symptoms. *J Vasc Surg*, 52(2), 340-347.
- Koutakis, P., Pipinos, II, Myers, S. A., Stergiou, N., Lynch, T. G., & Johanning, J. M. (2010b). Joint torques and powers are reduced during ambulation for both limbs in patients with unilateral claudication. *J Vasc Surg*, 51(1), 80-88.
- Kruidenier, L. M., Nicolai, S. P., Willigendael, E. M., de Bie, R. A., Prins, M. H., & Teijink, J. A. (2009). Functional claudication distance: a reliable and valid measurement to assess functional limitation in patients with intermittent claudication. *BMC Cardiovasc Disord*, 9, 9.
- Kullo, I. J., & Rooke, T. W. (2016). Peripheral Artery Disease. *N Engl J Med*, 374(9), 861-871.
- LaBreche, J. M., & McKenzie, D. C. (2001). Evaluation of the Cosmed K4b2 portable metabolic system during maximal exercise. *Can J Appl Physiol*, 26, 492-493.

- Labs, K. H., Nehler, M. R., Roessner, M., Jaeger, K. A., & Hiatt, W. R. (1999). Reliability of treadmill testing in peripheral arterial disease: a comparison of a constant load with a graded load treadmill protocol. *Vasc Med*, 4(4), 239-246.
- Larsen, O. A., & Lassen, N. A. (1966). Effect of daily muscular exercise in patients with intermittent claudication. *Lancet*, 2(7473), 1093-1096.
- Le Faucheur, A., Abraham, P., Jaquinandi, V., Bouye, P., Saumet, J. L., & Noury-Desvaux, B. (2007). Study of human outdoor walking with a low-cost GPS and simple spreadsheet analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 39(9), 1570-1578.
- Le Faucheur, A., Abraham, P., Jaquinandi, V., Bouye, P., Saumet, J. L., & Noury-Desvaux, B. (2008). Measurement of walking distance and speed in patients with peripheral arterial disease: a novel method using a global positioning system. *Circulation*, 117(7), 897-904.
- Le Faucheur, A., Chaudru, S., de Müllenheim, P. Y., Mahé, G., & Noury-Desvaux, B. (2015, June). Assessing the impact of environmental conditions on GPS accuracy during human walking. *Communication presented at the 4th International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement (ICAMPAM), Limerick, Ireland.*
- Le Faucheur, A., de Müllenheim, P. Y., & Mahe, G. (2015). Letter by Le Faucheur et al regarding articles, "Six-minute walk is a better outcome measure than treadmill walking tests in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease" and "The treadmill is a better functional test than the 6-minute walk test in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease". *Circulation*, 131(15), e406.
- Le Faucheur, A., Noury-Desvaux, B., Mahe, G., Sauvaget, T., Saumet, J. L., Leftheriotis, G., & Abraham, P. (2010). Variability and short-term determinants of walking capacity in patients with intermittent claudication. *J Vasc Surg*, 51(4), 886-892.
- Lee, I. M., & Buchner, D. M. (2008). The importance of walking to public health. *Med Sci Sports Exerc*, 40(7 Suppl), S512-518.
- Leenders, N. Y., Nelson, T. E., & Sherman, W. M. (2003). Ability of different physical activity monitors to detect movement during treadmill walking. *Int J Sports Med*, 24(1), 43-50.
- Lehtinen, M., Happonen, A., & Ikonen, J. (2008). *Accuracy and time to first fix using consumer-grade GPS receivers*. Paper presented at the 16th International Conference on Software, Telecommunications and Computer Networks.
- Leonard, W. R. (2003). Measuring human energy expenditure: what have we learned from the flex-heart rate method? *Am J Hum Biol*, 15(4), 479-489.
- Lepretre, P. M., Weissland, T., Paton, C., Jeanne, M., Delannaud, S., & Ahmaidi, S. (2012). Comparison of 2 portable respiratory gas analysers. *Int J Sports Med*, 33(9), 728-733.
- Levick, J. R. (2010). *An introduction to cardiovascular physiology* (5th ed.). Boca Raton, FL: CRC Press (Taylor & Francis Group).
- Lewis, T. (1931). The Wesley M. Carpenter Lecture: Muscular Pain in Intermittent Claudication. *Bull N Y Acad Med*, 7(11), 871-878.
- Libby, P. (2000). Changing concepts of atherogenesis. *J Intern Med*, 247(3), 349-358.
- Libby, P. (2012). Inflammation in atherosclerosis. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 32(9), 2045-2051.
- Libby, P., Ridker, P. M., & Maseri, A. (2002). Inflammation and atherosclerosis. *Circulation*, 105(9), 1135-1143.
- Littlewood, R. A., White, M. S., Bell, K. L., Davies, P. S., Cleghorn, G. J., & Grote, R. (2002). Comparison of the Cosmed K4 b(2) and the Deltatrac II metabolic cart in measuring resting energy expenditure in adults. *Clin Nutr*, 21(6), 491-497.
- Loeser, J. D., & Treede, R. D. (2008). The Kyoto protocol of IASP Basic Pain Terminology. *Pain*, 137(3), 473-477.
- Lowe, S. A., & O'laighin, G. (2014). Monitoring human health behaviour in one's living environment: a technological review. *Med Eng Phys*, 36(2), 147-168.
- Ludlow, L. W., & Weyand, P. G. (2015). Energy expenditure during level human walking: seeking a simple and accurate predictive solution. *J Appl Physiol* (1985), jap 00864 02015.
- Ludlow, L. W., & Weyand, P. G. (2016). Energy expenditure during level human walking: seeking a simple and accurate predictive solution. *J Appl Physiol* (1985), 120(5), 481-494.
- Luke, A., Maki, K. C., Barkey, N., Cooper, R., & McGee, D. (1997). Simultaneous monitoring of heart rate and motion to assess energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc*, 29(1), 144-148.



- Macfarlane, D. J. (2001). Automated metabolic gas analysis systems: a review. *Sports Med*, 31(12), 841-861.
- Mahar, M. T., & Rowe, D. A. (2002). Construct validity in physical activity research. In G. J. Welk (Ed.), *Physical Activity Assessments for Health-Related Research* (pp. 51-72). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Mahe, G., Abraham, P., Zeenny, M., Bruneau, A., Vielle, B., & Leftheriotis, G. (2010). Objective determination of the predefined duration of a constant-load diagnostic tests in arterial claudication. *J Vasc Surg*, 51(4), 863-868.
- Mahe, G., Kalra, M., Abraham, P., Liedl, D. A., & Wennberg, P. W. (2015). Application of exercise transcutaneous oxygen pressure measurements for detection of proximal lower extremity arterial disease: a case report. *Vasc Med*, 20(3), 251-255.
- Mahe, G., Zeenny, M., Ouedraogo, N., Vielle, B., Leftheriotis, G., & Abraham, P. (2011). Heart rate recovery after constant-load exercise tests is decreased in proportion to the importance (severity and diffusion) of exercise-induced lower-limb ischaemia. *Clin Physiol Funct Imaging*, 31(1), 48-53.
- Manson, J. E., Greenland, P., LaCroix, A. Z., Stefanick, M. L., Mouton, C. P., Oberman, A., Perri, M. G., Sheps, D. S., Pettinger, M. B., & Siscovick, D. S. (2002). Walking compared with vigorous exercise for the prevention of cardiovascular events in women. *N Engl J Med*, 347(10), 716-725.
- Marconi, C., Ferretti, G., Anchisi, S., Catalano, M., Scandale, G., Antico, A., Iob, G., Peinetti, F., & Cerretelli, P. (2003). Energetics of walking in patients with peripheral arterial disease: a proposed functional evaluation protocol. *Clin Sci (Lond)*, 105(1), 105-111.
- Matthews, C. E. (2005). Calibration of accelerometer output for adults. *Med Sci Sports Exerc*, 37(11 Suppl), S512-522.
- Matthews, C. E., Hagstromer, M., Pober, D. M., & Bowles, H. R. (2012). Best practices for using physical activity monitors in population-based research. *Med Sci Sports Exerc*, 44(1 Suppl 1), S68-76.
- Mc Naughton, L. R., Sherman, R., Roberts, S., & Bentley, D. J. (2005). Portable gas analyser Cosmed K4b2 compared to a laboratory based mass spectrometer system. *J Sports Med Phys Fitness*, 45(3), 315-323.
- McCully, K., Leiper, C., Sanders, T., & Griffin, E. (1999). The effects of peripheral vascular disease on gait. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 54(7), B291-294.
- McDermott, M. M. (2015). Lower extremity manifestations of peripheral artery disease: the pathophysiologic and functional implications of leg ischemia. *Circ Res*, 116(9), 1540-1550.
- McDermott, M. M., Ades, P. A., Dyer, A., Guralnik, J. M., Kibbe, M., & Criqui, M. H. (2008a). Corridor-based functional performance measures correlate better with physical activity during daily life than treadmill measures in persons with peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*, 48(5), 1231-1237.
- McDermott, M. M., Ades, P., Guralnik, J. M., Dyer, A., Ferrucci, L., Liu, K., Nelson, M., Lloyd-Jones, D., Van Horn, L., Garside, D., Kibbe, M., Domanchuk, K., Stein, J. H., Liao, Y., Tao, H., Green, D., Pearce, W. H., Schneider, J. R., McPherson, D., Laing, S. T., McCarthy, W. J., Shroff, A., & Criqui, M. H. (2009). Treadmill exercise and resistance training in patients with peripheral arterial disease with and without intermittent claudication: a randomized controlled trial. *JAMA*, 301(2), 165-174.
- McDermott, M. M., Ferrucci, L., Liu, K., Guralnik, J. M., Tian, L., Liao, Y., & Criqui, M. H. (2010). Leg symptom categories and rates of mobility decline in peripheral arterial disease. *J Am Geriatr Soc*, 58(7), 1256-1262.
- McDermott, M. M., Greenland, P., Liu, K., Guralnik, J. M., Criqui, M. H., Dolan, N. C., Chan, C., Celic, L., Pearce, W. H., Schneider, J. R., Sharma, L., Clark, E., Gibson, D., & Martin, G. J. (2001). Leg symptoms in peripheral arterial disease: associated clinical characteristics and functional impairment. *JAMA*, 286(13), 1599-1606.
- McDermott, M. M., Guralnik, J. M., Criqui, M. H., Ferrucci, L., Zhao, L., Liu, K., Domanchuk, K., Spring, B., Tian, L., Kibbe, M., Liao, Y., Lloyd Jones, D., & Rejeski, W. J. (2014a). Home-based walking exercise in peripheral artery disease: 12-month follow-up of the GOALS randomized trial. *J Am Heart Assoc*, 3(3), e000711.
- McDermott, M. M., Guralnik, J. M., Criqui, M. H., Liu, K., Kibbe, M., & Ferrucci, L. (2015). Response to letter regarding article, "Six-minute walk is a better outcome measure than

- treadmill walking tests in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease". *Circulation*, 131(15), e407.
- McDermott, M. M., Guralnik, J. M., Criqui, M. H., Liu, K., Kibbe, M. R., & Ferrucci, L. (2014b). Six-minute walk is a better outcome measure than treadmill walking tests in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease. *Circulation*, 130(1), 61-68.
- McDermott, M. M., Guralnik, J. M., Ferrucci, L., Tian, L., Liu, K., Liao, Y., Green, D., Sufit, R., Hoff, F., Nishida, T., Sharma, L., Pearce, W. H., Schneider, J. R., & Criqui, M. H. (2008b). Asymptomatic peripheral arterial disease is associated with more adverse lower extremity characteristics than intermittent claudication. *Circulation*, 117(19), 2484-2491.
- McDermott, M. M., Guralnik, J. M., Tian, L., Ferrucci, L., Liu, K., Liao, Y., & Criqui, M. H. (2007). Baseline functional performance predicts the rate of mobility loss in persons with peripheral arterial disease. *J Am Coll Cardiol*, 50(10), 974-982.
- McDermott, M. M., Liu, K., Ferrucci, L., Tian, L., Guralnik, J. M., Liao, Y., & Criqui, M. H. (2011). Decline in functional performance predicts later increased mobility loss and mortality in peripheral arterial disease. *J Am Coll Cardiol*, 57(8), 962-970.
- McDermott, M. M., Liu, K., Greenland, P., Guralnik, J. M., Criqui, M. H., Chan, C., Pearce, W. H., Schneider, J. R., Ferrucci, L., Celic, L., Taylor, L. M., Vonesh, E., Martin, G. J., & Clark, E. (2004). Functional decline in peripheral arterial disease: associations with the ankle brachial index and leg symptoms. *JAMA*, 292(4), 453-461.
- McDermott, M. M., Liu, K., Guralnik, J. M., Criqui, M. H., Spring, B., Tian, L., Domanchuk, K., Ferrucci, L., Lloyd-Jones, D., Kibbe, M., Tao, H., Zhao, L., Liao, Y., & Rejeski, W. J. (2013). Home-based walking exercise intervention in peripheral artery disease: a randomized clinical trial. *JAMA*, 310(1), 57-65.
- McDermott, M. M., Liu, K., Guralnik, J. M., Martin, G. J., Criqui, M. H., & Greenland, P. (1998). Measurement of walking endurance and walking velocity with questionnaire: validation of the walking impairment questionnaire in men and women with peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*, 28(6), 1072-1081.
- McDonald, I. (1961). Statistical studies of recorded energy expenditure in man. *Nutr Abstr Rev*, 31(3), 739-762.
- McGrath, D., Judkins, T. N., Pipinos, II, Johanning, J. M., & Myers, S. A. (2012). Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27(10), 1058-1063.
- McLaughlin, J. E., King, G. A., Howley, E. T., Bassett, D. R., Jr., & Ainsworth, B. E. (2001). Validation of the COSMED K4 b2 portable metabolic system. *Int J Sports Med*, 22(4), 280-284.
- Meijer, G. A., Westerterp, K. R., Koper, H., & ten Hoor, F. (1989). Assessment of energy expenditure by recording heart rate and body acceleration. *Med Sci Sports Exerc*, 21(3), 343-347.
- Melanson, E. L., Jr., & Freedson, P. S. (1995). Validity of the Computer Science and Applications, Inc. (CSA) activity monitor. *Med Sci Sports Exerc*, 27(6), 934-940.
- Mense, S. (2010). Peripheral mechanisms of muscle pain: Response behavior of muscle nociceptors and factors eliciting local muscle pain. In S. Mense & R. D. Gerwin (Eds.), *Muscle pain: Understanding the mechanisms*. Berlin Heidelberg: Springer.
- Merskey, H., & Bogduk, N. (Eds.). (1994). *Classification of chronic pain : descriptions of chronic pain syndromes and definitions of pain terms / prepared by the International Association for the Study of Pain, Task Force on Taxonomy* (2nd ed.). Seattle, WA: IASP Press.
- Metzger, J. S., Catellier, D. J., Evenson, K. R., Treuth, M. S., Rosamond, W. D., & Siega-Riz, A. M. (2008). Patterns of objectively measured physical activity in the United States. *Med Sci Sports Exerc*, 40(4), 630-638.
- Midgley, A. W., McNaughton, L. R., Polman, R., & Marchant, D. (2007). Criteria for determination of maximal oxygen uptake: a brief critique and recommendations for future research. *Sports Med*, 37(12), 1019-1028.
- Minetti, A. E., Moia, C., Roi, G. S., Susta, D., & Ferretti, G. (2002). Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *J Appl Physiol* (1985), 93(3), 1039-1046.
- Mockford, K. A., Vanicek, N., Jordan, A., Chetter, I. C., & Coughlin, P. A. (2010). Kinematic adaptations to ischemic pain in claudicants during continuous walking. *Gait Posture*, 32(3), 395-399.

- Molen, N. H., & Rozendal, R. H. (1967). Energy expenditure in normal test subjects walking on a motor driven treadmill. *Proc K Ned Akad Wet C*, 70(2), 192-200.
- Montgomery, P. S., & Gardner, A. W. (1998). The clinical utility of a six-minute walk test in peripheral arterial occlusive disease patients. *J Am Geriatr Soc*, 46(6), 706-711.
- Moon, J. K., & Butte, N. F. (1996). Combined heart rate and activity improve estimates of oxygen consumption and carbon dioxide production rates. *J Appl Physiol* (1985), 81(4), 1754-1761.
- Mudge, S., Stott, N. S., & Walt, S. E. (2007). Criterion validity of the StepWatch Activity Monitor as a measure of walking activity in patients after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 88(12), 1710-1715.
- Muller, M. D., Drew, R. C., Blaha, C. A., Mast, J. L., Cui, J., Reed, A. B., & Sinoway, L. I. (2012). Oxidative stress contributes to the augmented exercise pressor reflex in peripheral arterial disease patients. *J Physiol*, 590(23), 6237-6246.
- Murtagh, E. M., Murphy, M. H., & Boone-Heinonen, J. (2010). Walking: the first steps in cardiovascular disease prevention. *Curr Opin Cardiol*, 25(5), 490-496.
- Myers, S. A., Applequist, B. C., Huisinga, J. M., Pipinos, II, & Johannig, J. M. (2016). Gait kinematics and kinetics are affected more by peripheral arterial disease than by age. *J Rehabil Res Dev*, 53(2), 229-238.
- Myers, S. A., Johannig, J. M., Stergiou, N., Celis, R. I., Robinson, L., & Pipinos, II. (2009). Gait variability is altered in patients with peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*, 49(4), 924-931 e921.
- Myers, S. A., Johannig, J. M., Stergiou, N., Lynch, T. G., Longo, G. M., & Pipinos, II. (2008). Claudication distances and the Walking Impairment Questionnaire best describe the ambulatory limitations in patients with symptomatic peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*, 47(3), 550-555.
- Myers, S. A., Pipinos, II, Johannig, J. M., & Stergiou, N. (2011). Gait variability of patients with intermittent claudication is similar before and after the onset of claudication pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 26(7), 729-734.
- National Coordination Office for Space-Based Positioning, Navigation, and Timing. (2016). GPS.gov: Official U.S. Government information about the Global Positioning System (GPS) and related topics. Retrouvé à partir de <http://www.gps.gov>
- Newman, A. B. (1999). Commentary on "the effects of peripheral vascular disease on gait". *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 54(7), B295-296.
- Nguyen, D. M., Lecoultre, V., Sunami, Y., & Schutz, Y. (2013). Assessment of physical activity and energy expenditure by GPS combined with accelerometry in real-life conditions. *J Phys Act Health*, 10(6), 880-888.
- Nichols, J. F., Morgan, C. G., Chabot, L. E., Sallis, J. F., & Calfas, K. J. (2000). Assessment of physical activity with the Computer Science and Applications, Inc., accelerometer: laboratory versus field validation. *Res Q Exerc Sport*, 71(1), 36-43.
- Nicolai, S. P., Leffers, P., Kruidenier, L. M., De Bie, R. A., Prins, M. H., & Tejjink, J. A. (2010). Extending the range of treadmill testing for patients with intermittent claudication. *Med Sci Sports Exerc*, 42(4), 640-645.
- Nicolai, S. P., Viechtbauer, W., Kruidenier, L. M., Candel, M. J., Prins, M. H., & Tejjink, J. A. (2009). Reliability of treadmill testing in peripheral arterial disease: a meta-regression analysis. *J Vasc Surg*, 50(2), 322-329.
- Nordanstig, J., Broeren, M., Hensater, M., Perlander, A., Osterberg, K., & Jivegard, L. (2014a). Six-minute walk test closely correlates to "real-life" outdoor walking capacity and quality of life in patients with intermittent claudication. *J Vasc Surg*, 60(2), 404-409.
- Nordanstig, J., Wann-Hansson, C., Karlsson, J., Lundstrom, M., Pettersson, M., & Morgan, M. B. (2014b). Vascular Quality of Life Questionnaire-6 facilitates health-related quality of life assessment in peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*, 59(3), 700-707.
- Norgren, L., Hiatt, W. R., Dormandy, J. A., Nehler, M. R., Harris, K. A., & Fowkes, F. G. on behalf of the TASC II Working Group. (2007). Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II). *J Vasc Surg*, 45 Suppl S, S5-67.
- Noury-Desvaux, B., Abraham, P., Mahe, G., Sauvaget, T., Leftheriotis, G., & Le Faucheur, A. (2011). The accuracy of a simple, low-cost GPS data logger/receiver to study outdoor human walking in view of health and clinical studies. *PLoS One*, 6(9), e23027.

- Olin, J. W., White, C. J., Armstrong, E. J., Kadian-Dodov, D., & Hiatt, W. R. (2016). Peripheral Artery Disease: Evolving Role of Exercise, Medical Therapy, and Endovascular Options. *J Am Coll Cardiol*, 67(11), 1338-1357.
- Orendurff, M. S., Schoen, J. A., Bernatz, G. C., Segal, A. D., & Klute, G. K. (2008). How humans walk: bout duration, steps per bout, and rest duration. *J Rehabil Res Dev*, 45(7), 1077-1089.
- Ouriel, K. (2001). Peripheral arterial disease. *Lancet*, 358(9289), 1257-1264.
- Ozemek, C., Kirschner, M. M., Wilkerson, B. S., Byun, W., & Kaminsky, L. A. (2014). Intermonitor reliability of the GT3X+ accelerometer at hip, wrist and ankle sites during activities of daily living. *Physiol Meas*, 35(2), 129-138.
- Pandolf, K. B., Givoni, B., & Goldman, R. F. (1977). Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slowly. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 43(4), 577-581.
- Parr, B. B., Strath, S. J., Bassett, D. R., & Howley, E. T. (2001). Validation of the Cosmed K4b2 portable metabolic measurement system. *Med Sci Sports Exerc*, 33(5 Suppl), S300.
- Parr, B., Noakes, T. D., & Derman, E. W. (2008). Factors predicting walking intolerance in patients with peripheral arterial disease and intermittent claudication. *S Afr Med J*, 98(12), 958-962.
- Passmore, R., & Durnin, J. V. (1955). Human energy expenditure. *Physiol Rev*, 35(4), 801-840.
- Patel, M. R., Conte, M. S., Cutlip, D. E., Dib, N., Geraghty, P., Gray, W., Hiatt, W. R., Ho, M., Ikeda, K., Ikeno, F., Jaff, M. R., Jones, W. S., Kawahara, M., Lookstein, R. A., Mehran, R., Misra, S., Norgren, L., Olin, J. W., Povsic, T. J., Rosenfield, K., Rundback, J., Shamoun, F., Tchong, J., Tsai, T. T., Suzuki, Y., Vranckx, P., Wiechmann, B. N., White, C. J., Yokoi, H., & Krucoff, M. W. (2015). Evaluation and treatment of patients with lower extremity peripheral artery disease: consensus definitions from Peripheral Academic Research Consortium (PARC). *J Am Coll Cardiol*, 65(9), 931-941.
- Patrik Johansson, H., Rossander-Hulthen, L., Slinde, F., & Ekblom, B. (2006). Accelerometry combined with heart rate telemetry in the assessment of total energy expenditure. *Br J Nutr*, 95(3), 631-639.
- Pearce, M. E., Cunningham, D. A., Donner, A. P., Rechnitzer, P. A., Fullerton, G. M., & Howard, J. H. (1983). Energy cost of treadmill and floor walking at self-selected paces. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 52(1), 115-119.
- Pedisic, Z., & Bauman, A. (2015). Accelerometer-based measures in physical activity surveillance: current practices and issues. *Br J Sports Med*, 49(4), 219-223.
- Pell, J. P. (1995). Impact of intermittent claudication on quality of life. The Scottish Vascular Audit Group. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 9(4), 469-472.
- Perrin, O. (1999). Intégration de mesures satellitaires et barométriques pour la localisation 3D. *Mensuration, Photogrammétrie, Génie rural*, 6/99, 320-323.
- Petersen, C., Pyne, D., Portus, M., & Dawson, B. (2009). Validity and reliability of GPS units to monitor cricket-specific movement patterns. *Int J Sports Physiol Perform*, 4(3), 381-393.
- Peyret, F., & Betaille, D. (2005). Le positionnement dynamique. In F. Duquenne (Ed.), *GPS : localisation par satellites* (pp. 161-252). Paris, France: Lavoisier.
- Piette, J. D., List, J., Rana, G. K., Townsend, W., Striplin, D., & Heisler, M. (2015). Mobile Health Devices as Tools for Worldwide Cardiovascular Risk Reduction and Disease Management. *Circulation*, 132(21), 2012-2027.
- Pinnington, H. C., Wong, P., Tay, J., Green, D., & Dawson, B. (2001). The level of accuracy and agreement in measures of FEO<sub>2</sub>, FECO<sub>2</sub> and VE between the Cosmed K4b2 portable, respiratory gas analysis system and a metabolic cart. *J Sci Med Sport*, 4(3), 324-335.
- Plasqui, G., Bonomi, A. G., & Westerterp, K. R. (2013). Daily physical activity assessment with accelerometers: new insights and validation studies. *Obes Rev*, 14(6), 451-462.
- Poortmans, J., & Boisseau, N. (2009). *Biochimie des activités physiques et sportives* (1ère ed., Chap. 2.). Bruxelles, Belgique: De Boeck & Larcier s.a.
- R Core Team. (2014). R: A language and environment for statistical computing. Vienna (Austria): R Foundation for Statistical Computing. Retrieved from <http://www.R-project.org/>
- Rainham, D., Krewski, D., McDowell, I., Sawada, M., & Liekens, B. (2008). Development of a wearable global positioning system for place and health research. *Int J Health Geogr*, 7, 59.
- Ralston, H. J. (1958). Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Int Z Angew Physiol*, 17(4), 277-283.

- Regensteiner, J. G., Hiatt, W. R., Coll, J. R., Criqui, M. H., Treat-Jacobson, D., McDermott, M. M., & Hirsch, A. T. (2008). The impact of peripheral arterial disease on health-related quality of life in the Peripheral Arterial Disease Awareness, Risk, and Treatment: New Resources for Survival (PARTNERS) Program. *Vasc Med*, *13*(1), 15-24.
- Reiser, L. M., & Schlenk, E. A. (2009). Clinical use of physical activity measures. *J Am Acad Nurse Pract*, *21*(2), 87-94.
- Rennie, K., Rowsell, T., Jebb, S. A., Holburn, D., & Wareham, N. J. (2000). A combined heart rate and movement sensor: proof of concept and preliminary testing study. *Eur J Clin Nutr*, *54*(5), 409-414.
- Ried-Larsen, M., Brond, J. C., Brage, S., Hansen, B. H., Grydeland, M., Andersen, L. B., & Moller, N. C. (2012). Mechanical and free living comparisons of four generations of the Actigraph activity monitor. *Int J Behav Nutr Phys Act*, *9*, 113.
- Rietjens, G. J., Kuipers, H., Kester, A. D., & Keizer, H. A. (2001). Validation of a computerized metabolic measurement system (Oxycon-Pro) during low and high intensity exercise. *Int J Sports Med*, *22*(4), 291-294.
- Ritti-Dias, R. M., Meneses, A. L., Parker, D. E., Montgomery, P. S., Khurana, A., & Gardner, A. W. (2011). Cardiovascular responses to walking in patients with peripheral artery disease. *Med Sci Sports Exerc*, *43*(11), 2017-2023.
- Rodriguez, D. A., Brown, A. L., & Troped, P. J. (2005). Portable global positioning units to complement accelerometry-based physical activity monitors. *Med Sci Sports Exerc*, *37*(11 Suppl), S572-581.
- Rooke, T. W., Hirsch, A. T., Misra, S., Sidawy, A. N., Beckman, J. A., Findeiss, L. K., Goltzarian, J., Gornik, H. L., Halperin, J. L., Jaff, M. R., Moneta, G. L., Olin, J. W., Stanley, J. C., White, C. J., White, J. V., & Zierler, R. E. (2011). 2011 ACCF/AHA Focused Update of the Guideline for the Management of patients with peripheral artery disease (Updating the 2005 Guideline): a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on practice guidelines. *Circulation*, *124*(18), 2020-2045.
- Rose, G. A. (1962). The diagnosis of ischaemic heart pain and intermittent claudication in field surveys. *Bull World Health Organ*, *27*, 645-658.
- Ross, R. (1993). The pathogenesis of atherosclerosis: a perspective for the 1990s. *Nature*, *362*(6423), 801-809.
- Ross, R. (1999). Atherosclerosis--an inflammatory disease. *N Engl J Med*, *340*(2), 115-126.
- Rutherford, R. B., Baker, J. D., Ernst, C., Johnston, K. W., Porter, J. M., Ahn, S., & Jones, D. N. (1997). Recommended standards for reports dealing with lower extremity ischemia: revised version. *J Vasc Surg*, *26*(3), 517-538.
- Saes, G. F., Zerati, A. E., Wolosker, N., Ragazzo, L., Rosoky, R. M., Ritti-Dias, R. M., Cucato, G. G., Chehuen, M., Farah, B. Q., & Puech-Leao, P. (2013). Remote ischemic preconditioning in patients with intermittent claudication. *Clinics (Sao Paulo)*, *68*(4), 495-499.
- Santos, D. A., Silva, A. M., Matias, C. N., Magalhaes, J. P., Fields, D. A., Minderico, C. S., Ekelund, U., & Sardinha, L. B. (2014). Validity of a combined heart rate and motion sensor for the measurement of free-living energy expenditure in very active individuals. *J Sci Med Sport*, *17*(4), 387-393.
- Santos-Lozano, A., Santin-Medeiros, F., Cardon, G., Torres-Luque, G., Bailon, R., Bergmeir, C., Ruiz, J. R., Lucia, A., & Garatachea, N. (2013). Actigraph GT3X: validation and determination of physical activity intensity cut points. *Int J Sports Med*, *34*(11), 975-982.
- Sasaki, J. E., John, D., & Freedson, P. S. (2011). Validation and comparison of ActiGraph activity monitors. *J Sci Med Sport*, *14*(5), 411-416.
- Scherer, S. A., Bainbridge, J. S., Hiatt, W. R., & Regensteiner, J. G. (1998). Gait characteristics of patients with claudication. *Arch Phys Med Rehabil*, *79*(5), 529-531.
- Scherer, S. A., Hiatt, W. R., & Regensteiner, J. G. (2006). Lack of relationship between gait parameters and physical function in peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*, *44*(4), 782-788.
- Schiano, V., Brevetti, G., Sirico, G., Silvestro, A., Giugliano, G., & Chiariello, M. (2006). Functional status measured by walking impairment questionnaire and cardiovascular risk prediction in peripheral arterial disease: results of the Peripheral Arteriopathy and Cardiovascular Events (PACE) study. *Vasc Med*, *11*(3), 147-154.

- Schipperijn, J., Kerr, J., Duncan, S., Madsen, T., Klinker, C. D., & Troelsen, J. (2014). Dynamic Accuracy of GPS Receivers for Use in Health Research: A Novel Method to Assess GPS Accuracy in Real-World Settings. *Front Public Health*, 2, 21.
- Schneider, P. L., Crouter, S., & Bassett, D. R. (2004). Pedometer measures of free-living physical activity: comparison of 13 models. *Med Sci Sports Exerc*, 36(2), 331-335.
- Schneider, P. L., Crouter, S. E., Lukajic, O., & Bassett, D. R., Jr. (2003). Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk. *Med Sci Sports Exerc*, 35(10), 1779-1784.
- Schoenfeld, A. J., Sehgal, N. J., & Auerbach, A. (2016). The Challenges of Mobile Health Regulation. *JAMA Intern Med*, 176(5), 704-705.
- Schrack, J. A., Simonsick, E. M., & Ferrucci, L. (2010). Comparison of the Cosmed K4b(2) portable metabolic system in measuring steady-state walking energy expenditure. *PLoS One*, 5(2), e9292.
- Schutz, Y., & Chambaz, A. (1997). Could a satellite-based navigation system (GPS) be used to assess the physical activity of individuals on earth? *Eur J Clin Nutr*, 51(5), 338-339.
- Schutz, Y., & Herren, R. (2000). Assessment of speed of human locomotion using a differential satellite global positioning system. *Med Sci Sports Exerc*, 32(3), 642-646.
- Schutz, Y., Weinsier, R. L., & Hunter, G. R. (2001). Assessment of free-living physical activity in humans: an overview of currently available and proposed new measures. *Obes Res*, 9(6), 368-379.
- Scott-Pandorf, M. M., Stergiou, N., Johanning, J. M., Robinson, L., Lynch, T. G., & Pipinos, II. (2007). Peripheral arterial disease affects ground reaction forces during walking. *J Vasc Surg*, 46(3), 491-499.
- Seaward, B. L., Sleamaker, R. H., McAuliffe, T., & Clapp, J. F., 3rd. (1990). The precision and accuracy of a portable heart rate monitor [abstract]. *Biomed Instrum Technol*, 24(1), 37-41.
- Shephard, R. J., & Aoyagi, Y. (2012). Measurement of human energy expenditure, with particular reference to field studies: an historical perspective. *Eur J Appl Physiol*, 112(8), 2785-2815.
- Signolet, I., Henni, S., Colas-Ribas, C., Feuilloy, M., Picquet, J., & Abraham, P. (2016). Prevalence and Causes of Normal Exercise Oximetry in the Calf in Patients with Peripheral Artery Disease and Limiting Calf Claudication. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 51(4), 572-578.
- Silva, A. M., Santos, D. A., Matias, C. N., Judice, P. B., Magalhaes, J. P., Ekelund, U., & Sardinha, L. B. (2015). Accuracy of a combined heart rate and motion sensor for assessing energy expenditure in free-living adults during a double-blind crossover caffeine trial using doubly labeled water as the reference method. *Eur J Clin Nutr*, 69(1), 20-27.
- Slagsvold, C. E., Strandén, E., Rosen, L., & Kroese, A. J. (1992). The role of blood perfusion and tissue oxygenation in the postischemic transcutaneous pO<sub>2</sub> response. *Angiology*, 43(2), 155-162.
- Smith, K. M., Lanningham-Foster, L. M., Welk, G. J., & Campbell, C. G. (2012). Validity of the SenseWear(R) Armband to predict energy expenditure in pregnant women. *Med Sci Sports Exerc*, 44(10), 2001-2008.
- Sorlie, D., & Myhre, K. (1978). Lower leg blood flow in intermittent claudication. *Scand J Clin Lab Invest*, 38(2), 171-179.
- Soule, R. G., & Goldman, R. F. (1972). Terrain coefficients for energy cost prediction. *J Appl Physiol*, 32(5), 706-708.
- Spierer, D. K., Hagins, M., Rundle, A., & Pappas, E. (2011). A comparison of energy expenditure estimates from the Actiheart and Actical physical activity monitors during low intensity activities, walking, and jogging. *Eur J Appl Physiol*, 111(4), 659-667.
- Staudenmayer, J., Zhu, W., & Catellier, D. J. (2012). Statistical considerations in the analysis of accelerometry-based activity monitor data. *Med Sci Sports Exerc*, 44(1 Suppl 1), S61-67.
- Stewart, K. J., Hiatt, W. R., Regensteiner, J. G., & Hirsch, A. T. (2002). Exercise training for claudication. *N Engl J Med*, 347(24), 1941-1951.
- Stookey, A. D., McCusker, M. G., Sorkin, J. D., Katzel, L. I., Shaughnessy, M., Macko, R. F., & Ivey, F. M. (2013). Test-retest reliability of portable metabolic monitoring after disabling stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 27(9), 872-877.
- Strath, S. J., Bassett, D. R., Jr., Swartz, A. M., & Thompson, D. L. (2001). Simultaneous heart rate-motion sensor technique to estimate energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc*, 33(12), 2118-2123.

- Strath, S. J., Bassett, D. R., Jr., Thompson, D. L., & Swartz, A. M. (2002). Validity of the simultaneous heart rate-motion sensor technique for measuring energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc*, 34(5), 888-894.
- Strath, S. J., Brage, S., & Ekelund, U. (2005). Integration of physiological and accelerometer data to improve physical activity assessment. *Med Sci Sports Exerc*, 37(11 Suppl), S563-571.
- Strath, S. J., Kaminsky, L. A., Ainsworth, B. E., Ekelund, U., Freedson, P. S., Gary, R. A., Richardson, C. R., Smith, D. T., Swartz, A. M., & American Heart Association Physical Activity Committee of the Council on Lifestyle and Cardiometabolic Health and Cardiovascular, Exercise, Cardiac Rehabilitation and Prevention Committee of the Council on Clinical Cardiology, and Council. (2013). Guide to the assessment of physical activity: Clinical and research applications: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*, 128(20), 2259-2279.
- Strath, S. J., Kate, R. J., Keenan, K. G., Welch, W. A., & Swartz, A. M. (2015). Ngram time series model to predict activity type and energy cost from wrist, hip and ankle accelerometers: implications of age. *Physiol Meas*, 36(11), 2335-2351.
- Strath, S. J., Pfeiffer, K. A., & Whitt-Glover, M. C. (2012). Accelerometer use with children, older adults, and adults with functional limitations. *Med Sci Sports Exerc*, 44(1 Suppl 1), S77-85.
- Strath, S. J., Swartz, A. M., Bassett, D. R., Jr., O'Brien, W. L., King, G. A., & Ainsworth, B. E. (2000). Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9 Suppl), S465-470.
- Swain, D. P., & Leutholtz, B. C. (1997). Heart rate reserve is equivalent to %VO<sub>2</sub> reserve, not to %VO<sub>2</sub>max. *Med Sci Sports Exerc*, 29(3), 410-414.
- Swartz, A. M., Strath, S. J., Bassett, D. R., Jr., O'Brien, W. L., King, G. A., & Ainsworth, B. E. (2000). Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and wrist sites. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9 Suppl), S450-456.
- Tanaka, H., Monahan, K. D., & Seals, D. R. (2001). Age-predicted maximal heart rate revisited. *J Am Coll Cardiol*, 37(1), 153-156.
- Taraldsen, K., Askim, T., Sletvold, O., Einarsen, E. K., Bjastad, K. G., Indredavik, B., & Helbostad, J. L. (2011). Evaluation of a body-worn sensor system to measure physical activity in older people with impaired function. *Phys Ther*, 91(2), 277-285.
- Tendera, M., Aboyans, V., Bartelink, M. L., Baumgartner, I., Clement, D., Collet, J. P., Cremonesi, A., De Carlo, M., Erbel, R., Fowkes, F. G., Heras, M., Kownator, S., Minar, E., Ostergren, J., Poldermans, D., Riambau, V., Roffi, M., Rother, J., Sievert, H., van Sambeek, M., & Zeller, T. (2011). ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of peripheral artery diseases: Document covering atherosclerotic disease of extracranial carotid and vertebral, mesenteric, renal, upper and lower extremity arteries: the Task Force on the Diagnosis and Treatment of Peripheral Artery Diseases of the European Society of Cardiology (ESC). *Eur Heart J*, 32(22), 2851-2906.
- Terrier, P., Aminian, K., & Schutz, Y. (2001). Can accelerometry accurately predict the energy cost of uphill/downhill walking? *Ergonomics*, 44(1), 48-62.
- Terrier, P., & Schutz, Y. (2005). How useful is satellite positioning system (GPS) to track gait parameters? A review. *J Neuroeng Rehabil*, 2, 28.
- Tew, G., Copeland, R., Le Faucheur, A., Gernigon, M., Nawaz, S., & Abraham, P. (2013). Feasibility and validity of self-reported walking capacity in patients with intermittent claudication. *J Vasc Surg*, 57(5), 1227-1234.
- Thevenet, D., Tardieu, M., Zouhal, H., Jacob, C., Abderrahman, B. A., & Prioux, J. (2007). Influence of exercise intensity on time spent at high percentage of maximal oxygen uptake during an intermittent session in young endurance-trained athletes. *Eur J Appl Physiol*, 102(1), 19-26.
- Thompson, D., Batterham, A. M., Bock, S., Robson, C., & Stokes, K. (2006). Assessment of low-to-moderate intensity physical activity thermogenesis in young adults using synchronized heart rate and accelerometry with branched-equation modeling. *J Nutr*, 136(4), 1037-1042.
- Thompson, D., Peacock, O., Western, M., & Batterham, A. M. (2015). Multidimensional physical activity: an opportunity, not a problem. *Exerc Sport Sci Rev*, 43(2), 67-74.
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. H. (2007). *Principes d'anatomie et de physiologie* (M. Forest & L. Martin, Trans., 4ème ed., chap. 21.). Bruxelles, Belgique: De Boeck & Larcier s.a. (Travail original publié 2006).

- Townshend, A. D., Worringham, C. J., & Stewart, I. B. (2008). Assessment of speed and position during human locomotion using nondifferential GPS. *Med Sci Sports Exerc*, *40*(1), 124-132.
- Treuth, M. S., Adolph, A. L., & Butte, N. F. (1998). Energy expenditure in children predicted from heart rate and activity calibrated against respiration calorimetry. *Am J Physiol*, *275*(1 Pt 1), E12-18.
- Troiano, R. P., McClain, J. J., Brychta, R. J., & Chen, K. Y. (2014). Evolution of accelerometer methods for physical activity research. *Br J Sports Med*, *48*(13), 1019-1023.
- Trost, S. G., McIver, K. L., & Pate, R. R. (2005). Conducting accelerometer-based activity assessments in field-based research. *Med Sci Sports Exerc*, *37*(11 Suppl), S531-543.
- Trost, S. G., & O'Neil, M. (2014). Clinical use of objective measures of physical activity. *Br J Sports Med*, *48*(3), 178-181.
- Tudor-Locke, C., Bassett, D. R., Shipe, M. F., & McClain, J. J. (2011). Pedometer methods for assessing free-living adults. *J Phys Act Health*, *8*(3), 445-453.
- Tudor-Locke, C., & Lutes, L. (2009). Why do pedometers work?: a reflection upon the factors related to successfully increasing physical activity. *Sports Med*, *39*(12), 981-993.
- Tyo, B. M., Fitzhugh, E. C., Bassett, D. R., Jr., John, D., Feito, Y., & Thompson, D. L. (2011). Effects of body mass index and step rate on pedometer error in a free-living environment. *Med Sci Sports Exerc*, *43*(2), 350-356.
- van der Walt, W. H., & Wyndham, C. H. (1973). An equation for prediction of energy expenditure of walking and running. *J Appl Physiol*, *34*(5), 559-563.
- Van Remoortel, H., Giavedoni, S., Raste, Y., Burtin, C., Louvaris, Z., Gimeno-Santos, E., Langer, D., Glendenning, A., Hopkinson, N. S., Vogiatzis, I., Peterson, B. T., Wilson, F., Mann, B., Rabinovich, R., Puhon, M. A., & Troosters, T. on behalf of PROactive consortium. (2012). Validity of activity monitors in health and chronic disease: a systematic review. *Int J Behav Nutr Phys Act*, *9*(84), 1-23.
- Veluswamy, S. K., Guddattu, V., & Maiya, A. G. (2015). Test-retest reliability of a portable gas analysis system under free living conditions. *Indian J Physiol Pharmacol*, *59*(1), 117-120.
- Vernillo, G., Savoldelli, A., Pellegrini, B., & Schena, F. (2015). Validity of the SenseWear Armband to assess energy expenditure in graded walking. *J Phys Act Health*, *12*(2), 178-183.
- Villars, C., Bergouignan, A., Dugas, J., Antoun, E., Schoeller, D. A., Roth, H., Maingon, A. C., Lefai, E., Blanc, S., & Simon, C. (2012). Validity of combining heart rate and uniaxial acceleration to measure free-living physical activity energy expenditure in young men. *J Appl Physiol* (1985), *113*(11), 1763-1771.
- Wang, J., Redmond, S. J., Voleno, M., Narayanan, M. R., Wang, N., Cerutti, S., & Lovell, N. H. (2012). Energy expenditure estimation during normal ambulation using triaxial accelerometry and barometric pressure. *Physiol Meas*, *33*(11), 1811-1830.
- Ward, D. S., Evenson, K. R., Vaughn, A., Rodgers, A. B., & Troiano, R. P. (2005). Accelerometer use in physical activity: best practices and research recommendations. *Med Sci Sports Exerc*, *37*(11 Suppl), S582-588.
- Waters, R. L., Lunsford, B. R., Perry, J., & Byrd, R. (1988). Energy-speed relationship of walking: standard tables. *J Orthop Res*, *6*(2), 215-222.
- Webber, S. C., & Porter, M. M. (2009). Monitoring mobility in older adults using global positioning system (GPS) watches and accelerometers: a feasibility study. *J Aging Phys Act*, *17*(4), 455-467.
- Welch, W. A., Strath, S. J., & Swartz, A. M. (2015). Congruent validity and reliability of two metabolic systems to measure resting metabolic rate. *Int J Sports Med*, *36*(5), 414-418.
- Welk, G. J. (2005). Principles of design and analyses for the calibration of accelerometry-based activity monitors. *Med Sci Sports Exerc*, *37*(11 Suppl), S501-511.
- Welk, G. J., McClain, J., & Ainsworth, B. E. (2012). Protocols for evaluating equivalency of accelerometry-based activity monitors. *Med Sci Sports Exerc*, *44*(1 Suppl 1), S39-49.
- Welk, G. J., McClain, J. J., Eisenmann, J. C., & Wickel, E. E. (2007). Field validation of the MTI Actigraph and BodyMedia armband monitor using the IDEEA monitor. *Obesity (Silver Spring)*, *15*(4), 918-928.
- Wennberg, P. W. (2013). Approach to the patient with peripheral arterial disease. *Circulation*, *128*(20), 2241-2250.
- Weyand, P. G., Smith, B. R., Puyau, M. R., & Butte, N. F. (2010). The mass-specific energy cost of human walking is set by stature. *J Exp Biol*, *213*(Pt 23), 3972-3979.



- Weyand, P. G., Smith, B. R., Schultz, N. S., Ludlow, L. W., Puyau, M. R., & Butte, N. F. (2013). Predicting metabolic rate across walking speed: one fit for all body sizes? *J Appl Physiol (1985)*, *115*(9), 1332-1342.
- Wieters, K. M., Kim, J. H., & Lee, C. (2012). Assessment of wearable global positioning system units for physical activity research. *J Phys Act Health*, *9*(7), 913-923.
- Williams, P. T. (2014a). Reduced risk of brain cancer mortality from walking and running. *Med Sci Sports Exerc*, *46*(5), 927-932.
- Williams, P. T. (2014b). Reduced risk of incident kidney cancer from walking and running. *Med Sci Sports Exerc*, *46*(2), 312-317.
- Williams, P. T. (2014c). Reduced total and cause-specific mortality from walking and running in diabetes. *Med Sci Sports Exerc*, *46*(5), 933-939.
- Williams, P. T. (2014d). Significantly greater reduction in breast cancer mortality from post-diagnosis running than walking. *Int J Cancer*, *135*(5), 1195-1202.
- Williamson, A., & Hoggart, B. (2005). Pain: a review of three commonly used pain rating scales. *J Clin Nurs*, *14*(7), 798-804.
- Witte, T. H., & Wilson, A. M. (2004). Accuracy of non-differential GPS for the determination of speed over ground. *J Biomech*, *37*(12), 1891-1898.
- Witte, T. H., & Wilson, A. M. (2005). Accuracy of WAAS-enabled GPS for the determination of position and speed over ground. *J Biomech*, *38*(8), 1717-1722.
- Womack, C. J., Sieminski, D. J., Katzel, L. I., Yataco, A., & Gardner, A. W. (1997). Oxygen uptake during constant-intensity exercise in patients with peripheral arterial occlusive disease. *Vasc Med*, *2*(3), 174-178.
- Workman, J. M., & Armstrong, B. W. (1986). Metabolic cost of walking: equation and model. *J Appl Physiol (1985)*, *61*(4), 1369-1374.
- World Health Organization. (2013). *How to use the ICF: A practical manual for using the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). Exposure draft for comment*. Geneva: WHO.
- Wu, J., Jiang, C., Liu, Z., Houston, D., Jaimes, G., & McConnell, R. (2010). Performances of different global positioning system devices for time-location tracking in air pollution epidemiological studies. *Environ Health Insights*, *4*, 93-108.
- Wurdeman, S. R., Myers, S. A., Johanning, J. M., Pipinos, II, & Stergiou, N. (2012). External work is deficient in both limbs of patients with unilateral PAD. *Med Eng Phys*, *34*(10), 1421-1426.
- Yamazaki, T., Gen-No, H., Kamijo, Y., Okazaki, K., Masuki, S., & Nose, H. (2009). A new device to estimate VO<sub>2</sub> during incline walking by accelerometry and barometry. *Med Sci Sports Exerc*, *41*(12), 2213-2219.
- Yang, C. C., & Hsu, Y. L. (2010). A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors (Basel)*, *10*(8), 7772-7788.
- Yngve, A., Nilsson, A., Sjostrom, M., & Ekelund, U. (2003). Effect of monitor placement and of activity setting on the MTI accelerometer output. *Med Sci Sports Exerc*, *35*(2), 320-326.
- Zakeri, I., Adolph, A. L., Puyau, M. R., Vohra, F. A., & Butte, N. F. (2008). Application of cross-sectional time series modeling for the prediction of energy expenditure from heart rate and accelerometry. *J Appl Physiol (1985)*, *104*(6), 1665-1673.
- Zandbergen, P. A., & Barbeau, S. J. (2011). Positional accuracy of assisted GPS data from high-sensitivity GPS-enabled mobile phones. *The Journal of Navigation*, *64*(3), 381-399.
- Zhang, K., Pi-Sunyer, F. X., & Boozer, C. N. (2004). Improving energy expenditure estimation for physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, *36*(5), 883-889.
- Zwierska, I., Nawaz, S., Walker, R. D., Wood, R. F., Pockley, A. G., & Saxton, J. M. (2004). Treadmill versus shuttle walk tests of walking ability in intermittent claudication. *Med Sci Sports Exerc*, *36*(11), 1835-1840.
- Zwierska, I., Walker, R. D., Choksy, S. A., Male, J. S., Pockley, A. G., & Saxton, J. M. (2005). Upper- vs lower-limb aerobic exercise rehabilitation in patients with symptomatic peripheral arterial disease: a randomized controlled trial. *J Vasc Surg*, *42*(6), 1122-1130.





## **ANNEXES**



## Annexe 1. Classification des symptômes associés à l'AOMI proposée par le Peripheral Academic Research Consortium

Classification de Fontaine			Classification de Rutherford			
Stade	Symptômes	↔ Eléments de données universelles proposés par le PARC	↔	Grade	Catégorie	Symptômes
I	Asymptomatique	↔ Asymptomatique		0	0	Asymptomatique
II	Claudication intermittente/autres symptômes aux membres inférieurs à l'exercice	↔ Claudication/symptômes aux membres inférieurs d'intensité légère <i>Pas de limitation à la marche</i>	↔	0	1	Claudication légère
IIa		↔ Claudication/symptômes aux membres inférieurs d'intensité modérée <i>Capable de marcher, sans s'arrêter, plus de : 2 « blocks » ou 200 m ou 4 min</i>		I	2	Claudication modérée
IIb		↔ Claudication/symptômes aux membres inférieurs d'intensité sévère <i>Capable de marcher, sans s'arrêter, moins de : 2 « blocks » ou 200 m ou 4 min</i>	↔	I	3	Claudication sévère
III	Douleur ischémique de repos	↔ Douleur ischémique de repos <i>Ressenti d'une douleur à l'extrémité du membre inférieur en raison d'une perfusion artérielle limitée</i>	↔	II	4	Douleur ischémique de repos
IV	Ulcères ou gangrène	↔ Ulcères ischémiques sur l'extrémité inférieure Gangrène ischémique	↔	III	5	Ulcères ischémiques
			↔	III	6	Gangrène ischémique

*Note.* Le Central European Vascular Forum (CEFV), qui voit en la classification de Rutherford une sorte de modernisation de la classification de Fontaine, a également proposé quelques apports à la classification de Rutherford en associant les différents degrés de sévérité de la claudication à des niveaux de performance fonctionnelle : *claudication légère*, la claudication apparaît lors de la montée de plus de deux escaliers ou en marchant plus de 200 m ; *claudication modérée*, la claudication apparaît lors de la montée de moins de deux escaliers ou en marchant moins de 200 m ; *claudication sévère*, la claudication apparaît lors de la montée de moins d'un escalier ou en marchant moins de 100 m (Andreozzi *et al.*, 2014). ↔ = Termes comparables. Adapté de "Evaluation and treatment of patients with lower extremity peripheral artery disease: consensus definitions from Peripheral Academic Research Consortium (PARC)" de M. R. Patel, M. S. Conte, D. E. Cutlip, N. Dib, P. Geraghty, W. Gray, W. R. Hiatt, M. Ho, K. Ikeda, F. Ikeno, M. R. Jaff, W. S. Jones, M. Kawahara, R. A. Lookstein, R. Mehran, S. Misra, L. Norgren, J. W. Olin, T. J. Povsic, K. Rosenfield, J. Rundback, F. Shamoun, J. Tchong, T. T. Tsai, Y. Suzuki, P. Vranckx, B. N. Wiechmann, C. J. White, H. Yokoi & M. W. Krucoff, 2015, *J Am Coll Cardiol*, 65(9), p. 934.

**Annexe 2. Altérations des aspects biomécaniques de la marche causées par l'occurrence de la douleur chez les patients avec AOMI**

<b>Auteurs</b>	<b>N</b>	<b>Protocole</b>	<b>Paramètres modifiés suite à l'occurrence de la douleur</b>
McCully <i>et al.</i> (1999) <sup>b</sup>	9 <sup>a</sup>	Marche en ambulatoire sur 10 m à rythme confortable	Vitesse de marche (-) Longueur de pas (-) Durée du pas (+) Temps [contact sol/talon–décollage orteils] (+) Temps en double appuis (+)
Scott-Pandorf <i>et al.</i> (2007)	14	Marche en ambulatoire sur six enjambées à rythme libre	Temps [contact sol/talon–décollage orteils] (+) Temps en double appuis (+) Amplitude d'oscillation du CG (-) Forces de propulsion (-) Forces latérales (+)
S. J. Chen <i>et al.</i> (2008)	13	Marche en ambulatoire sur 10 m à rythme libre	Vitesse de marche (-) Longueur d'enjambée (-) Flexion de hanche pic au début de l'appui (+) Extension de hanche pic à la fin de l'appui (-) Flexion dorsale du pied pic à la fin de l'appui (+) Moment pic du fléchisseur plantaire (-)
Gardner <i>et al.</i> (2010a)	28	Marche en ambulatoire libre sur ~10 m à rythme confortable Marche en ambulatoire libre sur ~10 m à rythme rapide	Vitesse de marche (-) Cadence de pas (-)  Vitesse de marche (-) Longueur d'enjambée (-) % du temps du cycle de marche en phase de balancer pour le membre asymptotique (-) % du temps du cycle de marche en phase d'appui pour le membre asymptotique (+) % du temps du cycle de marche en phase d'appui unipodal pour le membre symptomatique (-) % du temps du cycle de marche en phase de double appuis (+)
Koutakis <i>et al.</i> (2010a)	20	Marche en ambulatoire sur 10 m à rythme libre	Vitesse de marche (-) Moment du fléchisseur plantaire de la cheville en fin de phase d'appui (-) Puissance générée à la cheville en fin de phase d'appui (-)
Koutakis <i>et al.</i> (2010b)	12	Marche en ambulatoire sur 10 m à rythme libre	Puissance générée au genou en début de phase d'appui (-) Puissance générée à la cheville en fin de phase d'appui (-)

Mockford <i>et al.</i> (2010)	24	Marche en ambulatoire en « 8 » sur un parcours de 50 m pendant 6 min <sup>c</sup>	Vitesse de marche (-) Cadence de pas (-) % du temps du cycle de marche en phase de double appuis (+) % du temps du cycle de marche en phase de double appuis (+) Inclinaison du bassin vers l'avant pic (+) Amplitude articulaire du mouvement du bassin (+) Flexion de hanche pic en phase de balancer (+) Flexion dorsale du pied pic en phase d'appui (+) Amplitude articulaire du mouvement de la cheville (+)
Myers <i>et al.</i> (2011)	26	Marche sur tapis à un rythme le plus confortable et naturel possible pendant 3 min	Variabilité de l'angulation à la cheville au cours de la marche (-)
Wurdeman <i>et al.</i> (2012)	16	Marche en ambulatoire sur 10 m à rythme libre	Travail négatif en début de phase de double appuis pour la jambe non symptomatique (+) Travail négatif en phase d'appui unipodal pour la jambe symptomatique (-) Travail positif en fin de phase de double appuis pour la jambe symptomatique (-) Travail total négatif au cours de la phase [contact sol/talon-décollage orteils] pour la jambe non symptomatique (+)
McGrath <i>et al.</i> (2012)	19	Marche en ambulatoire sur 10 m à rythme libre	Fréquence <sup>99,5%</sup> <sup>d</sup> pour la force de réaction au sol dans le plan antéro-postérieur (+)
Gommans <i>et al.</i> (2016)	22	Marche sur tapis à un rythme le plus confortable et naturel possible pente 2 min (1 min avec douleur et 1 min sans douleur)	Amplitude articulaire du mouvement du genou (+) Activité EMG pic du gastrocnémien (+) Activité EMG pic du tibial antérieur (+) % du temps du cycle de marche pour la durée d'activité EMG du tibial antérieur (-)

*Note.* Les patients avec AOMI qui ont été recrutés pour la conduite des études montrées dans le tableau présentaient une claudication intermittente. CG = centre de gravité ; (-) = diminution significative ( $p \leq 0.05$ ) ; (+) = augmentation significative ( $p \leq 0.05$ ).

<sup>a</sup>Les patients étaient des participants à un programme d'exercices supervisés ; EMG : électromyographique.  
<sup>b</sup>Dans cette étude, les scores obtenus pour chaque paramètre mesuré lors des marches sans et avec douleur n'ont pas été directement comparés ; ce sont les variations de scores des paramètres (sans douleur *vs.* avec douleur) observées chez le groupe AOMI et le groupe contrôle qui ont été comparées. <sup>c</sup>Dans cette étude, il n'y avait pas plusieurs essais « sans douleur » *versus* « avec douleur » ; il s'agissait d'un seul essai de marche au cours duquel apparaissait la douleur. <sup>d</sup>Fréquence à laquelle 99.5% du spectre de puissance était contenue.



### Annexe 3. Équations de prédiction des METs à partir des *counts* d'activité physique mesurés par un accéléromètre ActiGraph™

Auteurs	N (H/F) Age <sup>a</sup>	Intensité ou nombre d'activités physiques testées	Équation de prédiction		Cut-points		
			$R^2$	SEE	LPA	MPA	VPA
<b>7164</b>							
P. S. Freedson <i>et al.</i> (1998)	50 (25/25) 24.8 ± 4 ans (H) 22.9 ± 4 ans (F)	4.8 <sup>TW</sup> 6.4 <sup>TW</sup> 9.7 <sup>TR</sup>	1.439008 + 0.000795 · AC	0.82	1.12	1 952	5 725
Swartz <i>et al.</i> (2000)	70 (31/39) 41 ± 15 (19–74) ans	4.7 <sup>OW</sup> 6.0 <sup>OW</sup> 26 ADL	2.606 + 0.0006863 · AC 3.195 + 0.0001314 · AC(poignet) 2.245 + 0.000679 · AC(hanche) + 0.0001165 · AC(poignet)	0.32 0.03 0.34	1.16 1.38 1.14	574	4 945
Hendelman <i>et al.</i> (2000)	25 (10/15) 41 ± 7 ans	« Tranquille » <sup>OW</sup> , « confortable » <sup>OW</sup> , « modérée » <sup>OW</sup> , « vive » <sup>OW</sup> « Tranquille » <sup>OW</sup> , « confortable » <sup>OW</sup> , « modérée » <sup>OW</sup> , « vive » <sup>OW</sup> , 6 ADL	1.602 + 0.000638 · AC  2.922 + 0.000409 · AC	0.59  0.35	0.87  0.96	2 191	6 893  191 7 525
Nichols <i>et al.</i> (2000)	60 (30/30) 23 ± 3 ans (H) 23 ± 3 ans (F)	3.2 <sup>TW</sup> 6.4 <sup>TW</sup> 9.7 <sup>TR</sup> 6.4 (+5%) <sup>TW</sup>	(6.057359 + 0.002545 · AC) / 3.5	0.89	1.06		
Heil <i>et al.</i> (2003)	58 (28/29) 28 ± 5 ans (H) 29 ± 6 ans (F)	« lente » <sup>OW</sup> , « intermédiaire » <sup>OW</sup> , « vive » <sup>OW</sup>	1.551 + 0.000619 · AC -1.883 + 0.00171 · AC + 1.957 · AC - 0.000631 · AC · Ht	0.82 0.84	0.61 0.59		

**Annexe 3. Équations de prédiction des METs à partir des *counts* d'activité physique mesurés par un accéléromètre ActiGraph™ (suite)**

Auteurs	N (H/F) Age <sup>a</sup>	Intensité ou nombre d'activités physiques testées	Équation de prédiction			Cut-points		
				R <sup>2</sup>	SEE	LPA	MPA	VPA
<b>7164</b>								
Yngve <i>et al.</i> (2003)	28 (14/14) 24 ± 3 ans	« rythme normal » <sup>OW</sup> , « rythme rapide » <sup>OW</sup> , « course à allure confortable » <sup>OR</sup>	0.751 + 0.0008198 · AC	0.86	1.10		2 743	6 403
			1.004 + 0.0007587 · AC(dos)	0.89	0.96		2 631	6 585
		4.3 <sup>TW</sup> 5.8 <sup>TW</sup> 9.6 <sup>TR</sup> (vitesses moyennes obtenues lors de la phase sur sol plat, cf. ci-dessus)	1.136 + 0.0008249 · AC	0.85	1.14		2 260	5 896
			1.762 + 0.0007371 · AC(dos)	0.86	1.09		1 680	5 750
Leenders <i>et al.</i> (2003)	28 (11/17) 24 ± 4 ans	3.2 <sup>TW</sup> 4.0 <sup>TW</sup> 4.8 <sup>TW</sup> 5.6 <sup>TW</sup> 6.4 <sup>TW</sup>	2.240 + 0.0006 · AC	0.74	0.53		1 267	6 252
A. G. Brooks <i>et al.</i> (2005a)	72 (36/36) 40 ± 3 (35–46) ans	« modérée » <sup>OW</sup>	2.32 + 0.000389 · AC	0.51	0.44			
			3.33 – 0.012 · M + 0.000370 · AC	0.61	0.40			
Crouter <i>et al.</i> (2006b)	48 (24/24) 35 ± 11 (21–69) ans	4.8 <sup>OW</sup> 6.4 <sup>OW</sup> 8.0 <sup>OR</sup> 11.3 <sup>OR</sup> 14 ADL	2.379833 · (exp0.00013529 · AC)	0.70	0.28	51	1 588	6 774
			2.330519 + (0.001646 · AC) – (1.2017 · 10 <sup>-7</sup> · AC <sup>2</sup> ) + (3.3779 · 10 <sup>-12</sup> · AC <sup>3</sup> )	0.85	0.94	51	388	2 826
B. W. Fudge <i>et al.</i> (2007)	16 (16/0) 23 ± 3 (19–31) ans	3 <sup>TW</sup> 5 <sup>TW</sup> 7 <sup>TW</sup>	(10.624 + 0.001881 · AC) / 3.5	0.48	3.86			

### Annexe 3. Équations de prédiction des METs à partir des *counts* d'activité physique mesurés par un accéléromètre ActiGraph™ (suite)

Auteurs	N (H/F) Age <sup>a</sup>	Intensité ou nombre d'activités physiques testées	Équation de prédiction			Cut-points		
				R <sup>2</sup>	SEE	LPA	MPA	VPA
<b>GT1M</b>								
B. W. Fudge <i>et al.</i> (2007)	16 (16/0) 23 ± 3 (19–31) ans	3 <sup>TW</sup> 5 <sup>TW</sup> 7 <sup>TW</sup>	(7.847 + 0.0002646·AC) / 3.5	0.81	2.17			
<b>GT3X</b>								
Sasaki <i>et al.</i> (2011)	36 (–/–) 28 ± 9 ans	4.8 <sup>TW</sup> 6.4 <sup>TW</sup> 9.7 <sup>TR</sup>	0.668876 + 0.000863·AC†	0.78	1.30		2 690	6 167
Santos- Lozano <i>et al.</i> (2013)	31 (16/15) 47 ± 4 (40–55) ans	Repos, 3 <sup>TW</sup> 5 <sup>TW</sup> 7 <sup>TW</sup> , 7 <sup>TR</sup> 9 <sup>TR</sup> , répétitions de transitions [assis- débout] 30 fois/min	3.4002 – 0.05564·M + 1.2789·G + 0.00053·AC (G = homme 2, femme 1)	0.67	1.28			
	35 (13/22) 72 ± 5 (65–80) ans	Repos, 3 <sup>TW</sup> 5 <sup>TW</sup> 7 <sup>TW</sup> , répétitions de transitions [assis-débout] 30 fois/min	2.8323 – 0.05912·M + 1.4410·G + 0.00054·AC† (G = homme 2, femme 1)	0.71†	1.21†		3 208†	8 565†
			2.8867 – 0.6807·G + 0.00067·AC (G = homme 2, femme 1)	0.36	1.18			
			2.5878 – 0.6453·G + 0.00047·AC† (G = homme 2, femme 1)	0.41†	1.14†		2 751†	9 359†

Note. Sauf précision contraire, les *counts* d'activité physique étaient mesurés à la hanche dans les études. N = nombre de sujets; H = homme; F = femme; SD = écart-type; P = position de l'accéléromètre; AC = counts·min<sup>-1</sup>; M = masse (en kg); † = counts·min<sup>-1</sup> obtenus avec le vecteur magnitude; Ht = taille (en m); TW = marche sur tapis motorisé; TR = course sur tapis motorisé; OW = marche au sol; OR = course au sol; ADL = activités de la vie quotidienne; LPA = intensité d'activité physique légère (1.0–2.9 METs); MPA = intensité d'activité physique modérée (3.0–5.9 METs); VPA = intensité d'activité physique vigoureuse (≥ 6.0 METs); MET = équivalent métabolique; R<sup>2</sup> = coefficient de détermination; SEE = erreur standard d'estimation; RMSE = racine carrée de la moyenne des erreurs au carré; – = non rapporté.

<sup>a</sup>Age = moyenne ± déviation standard (étendue).

**Annexe 4. Équations de prédiction du niveau de dépense énergétique (kcal·min<sup>-1</sup>) à partir des *counts* d'activité physique mesurés par un accéléromètre ActiGraph™**

Auteurs	N (H/F) Age <sup>a</sup>	Intensité ou nombre d'activités physiques testées	Equation de prédiction	R <sup>2</sup>	SEE
<b>7164</b>					
Melanson et Freedson (1995)	28 (15/13) 21 ± 1 ans (H) 21 ± 1 ans (F)	4.8 <sup>TW</sup> 6.4 <sup>TW</sup> 8.1 <sup>TR</sup>	-2.52454 + 0.0011600·AC(poignet) + 0.10196·M	0.86	1.05
P. S. Freedson <i>et al.</i> (1998)	50 (25/25) 24.8 ± 4.2 ans (H) 22.9 ± 3.8 ans (F)	4.8 <sup>TW</sup> 6.4 <sup>TW</sup> 9.7 <sup>TR</sup>		0.86	0.93
A. G. Brooks <i>et al.</i> (2005a)	72 (36/36) 40 ± 3 (35–46) ans	« modérée » <sup>OW</sup>	3.377 + 0.000370·AC  - 0.774 + 0.051·M + 0.000452·AC	0.17  0.77	0.95  0.50
<b>GT3X</b>					
Hall <i>et al.</i> (2013)	20 (15/5) 75 ± 9 (61–90) ans	2.4 <sup>TW</sup> 3.2 <sup>TW</sup> 4.0 <sup>TW</sup> 4.8 <sup>TW</sup> 5.6 <sup>TW</sup> « tranquille » <sup>OW</sup> , « vive » <sup>OW</sup> , « rapide » <sup>OW</sup>	3.28 + 0.0009AC	0.41	0.27

*Note.* Sauf précision contraire, les counts·min<sup>-1</sup> étaient mesurés à la hanche dans les études. N = nombre de sujets; H = homme ; F = femme; SD = écart-type ; P = position de l'accéléromètre ; AC = counts·min<sup>-1</sup> ; M = masse (en kg) ; † = counts·min<sup>-1</sup> obtenus avec le vecteur magnitude ; TW = marche sur tapis motorisé ; TR = course sur tapis motorisé ; OW = marche au sol ; R<sup>2</sup> = coefficient de détermination ; SEE = erreur standard d'estimation ; RMSE = racine carré de la moyenne des erreurs au carré ; - = non rapporté.

<sup>a</sup>Age = moyenne ± déviation standard (étendue).

## Annexe 5. Équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche sur tapis sans pente

Auteurs	N (H/F) Moyenne ± SD (étendue)	Intensité	Equation	r	R <sup>2</sup>	SEE
Passmore et Durnin (1955)	– (–/–) Données récupérées de différentes études	3.0 – 6.5 km·h <sup>-1</sup>	DE (kcal·min <sup>-1</sup> ) = 0.5 + 0.8V (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	–	–	–
Cotes et Meade (1960)	10 (10/0) 18 ± 0 ans	1.6 – 6.4 km·h <sup>-1</sup>	DE (kcal·min <sup>-1</sup> ) = 2.38 + 0.000260V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> )	0.98	–	–
Cotes et Meade (1960)	10 (10/0) 18 ± 0 ans	1.6 – 6.4 km·h <sup>-1</sup>	DE (kcal·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 0.0386 + (4.25 × 10 <sup>-6</sup> )V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> )	–	–	–
McDonald (1961)	333 (333/0) Données récupérées de différentes études	17 – 144 m·min <sup>-1</sup>	Log <sub>10</sub> DE (kcal·min <sup>-1</sup> ) = 0.072 + 0.0033M + 0.0028V + 0.000020V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> ; M = masse, kg)	–	–	0.06†
	117 (0/117) Données récupérées de différentes études	24 – 114 m·min <sup>-1</sup>	Log <sub>10</sub> DE (kcal·min <sup>-1</sup> ) = – 0.257 + 0.0065M + 0.0053V (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> ; M = masse, kg)	–	–	0.04†
Grimby et Soderholm (1962)	<b>Groupe I &amp; II</b> 14 (–/–) (Groupe I) ; 22 (–/–) (Groupe II) 25 (22–30) ans (Groupe I) ; 40 (34–46) ans (Groupe II)	1.0 – 8.0 km·h <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 5.8 + 0.34V <sup>2</sup> (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	0.87	–	2.5*
	<b>Groupe III</b> 10 (–/–) 60 (56–63) ans	1.0 – 8.0 km·h <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 7.4 + 0.36V <sup>2</sup> (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	0.76	–	2.2*
Molen et Rozendal (1967) <sup>a</sup>	?	?	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 7.1 + 0.00105V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> )	?	?	?
Corcoran et Brengelmann (1970) <sup>a</sup>	?	?	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 6.2 + 0.00100V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> )	?	?	?
van der Walt et Wyndham (1973)	6 (6/0) –	3.2 – 8.0 km·h <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (L·min <sup>-1</sup> ) = 0.00599M + 0.000366MV <sup>2</sup> (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> ; M = masse, kg)	0.97	0.946	0.159
Franklin <i>et al.</i> (1983)	9 (9/0) (CAD) 56 ± 6 ans	0.8 – 3.5 mph	METs = 1.17260 + 0.0180V + 0.2064V <sup>2</sup> (V = vitesse, mph)	0.99	–	–
Pearce <i>et al.</i> (1983)	20 (20/0) 24 ± 2 ans	0.63 – 3.33 m·s <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 8.69 – 5.80V + 5.35V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·s <sup>-1</sup> )	–	0.95	1.94
	22 (22/0) 62 ± 4 ans	0.75 – 2.60 m·s <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 14.02 – 13.87V + 8.48V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·s <sup>-1</sup> )	–	0.87	1.90

## Annexe 5. Équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche sur tapis sans pente (suite)

Auteurs	N (H/F) Moyenne ± SD (étendue)	Intensité	Equation	r	R <sup>2</sup>	SEE
Bubb <i>et al.</i> (1985)	15 (7/8) (sains) ; 8 (8/0) (CAD) 22–37 ans (sains), 62–74 ans (CAD)	80 – 130 m·min <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 21.11 – 0.3593V + 0.0030V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> )	–	0.897	1.5
Balogun <i>et al.</i> (1989)	25 (10/15) 25 ± 5 ans	54 – 130 m·min <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 17.77 – 0.3023V + 0.0027V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> )	–	0.935	1.5
Balogun <i>et al.</i> (1989)	25 (10/15) 25 ± 5 ans	54 – 130 m·min <sup>-1</sup>	DE (kcal·min <sup>-1</sup> ) = 6.14 – 0.1076V + 0.00093V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> )	–	0.83	0.89
Bunc et Dlouha (1997)	82 (82/0) – (19–62) ans	3.0 – 12.0 km·h <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = – 11.158 + 5.228V (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	0.812	–	4.16
		3.0 – 7.0 km·h <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = – 1.777 + 3.207V (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	0.932	–	1.5
		7.0 – 12.0 km·h <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = – 29.168 + 7.120V (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	0.901	–	3.78
		3.0 – 12.0 km·h <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 4.501 – 0.108V + 0.379V <sup>2</sup> (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	0.891	–	4.43
		3.0 – 12.0 km·h <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 4.360 × exp(0.223V) (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	0.861	–	6.84
Weyand <i>et al.</i> (2013)	78 (45/33) 5–48 ans	0.4 – 1.9 m·s <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = $\dot{V}O_{2\text{repos}}$ + 0.97V $\dot{V}O_{2\text{repos}}$ + 4.87 V <sup>2.34</sup> × Ht <sup>-1</sup>	–	0.89	1.45
			$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 2.0 $\dot{V}O_{2\text{repos}}$ + 5.6V <sup>2</sup> × Ht <sup>-1</sup> ( $\dot{V}O_{2\text{repos}}$ estimé à partir des équations de Schofield <i>et al.</i> [cf. Weyand <i>et al.</i> , 2013]; V = vitesse, m·s <sup>-1</sup> ; Ht = taille, m)	–	0.87	1.53

Note. N = nombre de sujets ; H = homme ; F = femme ; r = coefficient de corrélation de Pearson ; R<sup>2</sup> = coefficient de détermination ; SD = écart-type ; SEE = erreur standard d'estimation ;  $\dot{V}O_2$  = débit de consommation d'oxygène ; DE = dépense énergétique ; CAD = maladie coronarienne ; – = non rapporté.

\*Déviation standard. †Déviation standard résiduelle. <sup>a</sup>Équation retrouvée à partir de "The energy expenditure of normal and pathologic gait" de R. L. Waters & S. Mulroy. (1999). *Gait Posture*, 9(3), p. 211.

## Annexe 6. Équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche sur tapis avec pente

Auteurs	N (H/F) Moyenne ± SD (étendue)	Intensité	Equation	<i>r</i>	<i>R</i> <sup>2</sup>	SEE
Bobbert (1960)	2 (2/0) 29 ± 5 ans	35 – 115 m·min <sup>-1</sup> 0 – 12 degrés	Log DE (cal·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 1.4272 + 0.004591V + 0.024487α + 0.0002658Vα (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> ; α = pente, degrés)	–	–	–
McDonald (1961)	59 (59/0) Données récupérées de différentes études	20 – 120 m·min <sup>-1</sup> 5 – 40 %	Log <sub>10</sub> DE (kcal·min <sup>-1</sup> ) = 0.232 + 0.002M + 0.0032Msin θ + (0.0019 + 0.00071Msin θ) × Vcos θ + (0.000025 – 0.0000043Msin θ) × V <sup>2</sup> cos <sup>2</sup> θ (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> ; M = masse, kg; θ = angle de la pente, degrés)	–	–	0.042†
Givoni et Goldman (1971)	– (–/–) Données récupérées de différentes études	2.5 – 9.0 km·h <sup>-1</sup> 0 % – 25 % 0 – 70 kg (charge portée)	DE (kcal·h <sup>-1</sup> ) = η(M + L) × [2.3 + 0.32 × (V – 2.5) <sup>1.65</sup> + G(0.2 + 0.07 × (V – 2.5))] (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> ; M = masse, kg; L = charge externe, kg; G = pente, %; η = coefficient de terrain (η = 1.0 pour le tapis))	0.99	–	29
Pandolf <i>et al.</i> (1977)	6 (6/0) 20 ± 1 ans	0.2 – 2.4 m·s <sup>-1</sup> 0 % – 24 % 0 – 50 kg (charge portée)	DE (Watts) = 1.5M + 2.0 × (M + L) × (L/M) <sup>2</sup> + η(M + L) × (1.5V <sup>2</sup> + 0.35VG) (V = vitesse, m·s <sup>-1</sup> ; M = masse, kg; L = charge externe, kg; G = pente, %; η = coefficient de terrain (η = 1.0 pour le tapis))	0.96	–	–
Workman et Armstrong (1986)	Données récupérées d'une étude précédente <sup>a</sup>	1.0 – 4.0 mph ? %	ṀO <sub>2</sub> (L·min <sup>-1</sup> ) = [(Ht / (0.0136Ht – 0.375)) × (1.92V <sup>0.176</sup> – 1.445)] × [(M × 10 <sup>-5</sup> ) × (0.85V <sup>2</sup> – 3.94V + 9.66)] + 3.05VG (V = vitesse, mph; Ht = taille, pouces; M = masse, livres; G = pente, tangente de l'angle de la pente)	–	–	–
Minetti <i>et al.</i> (2002)	10 (10/0) 33 ± 8 ans	Vitesse optimale -45 % – +45 %	C (J·kg <sup>-1</sup> ·m <sup>-1</sup> ) = 280.5i <sup>5</sup> – 58.7i <sup>4</sup> – 76.8i <sup>3</sup> + 51.9i <sup>2</sup> + 19.6i + 2.5 (i = pente, fraction)	–	0.999	–
Ardigo <i>et al.</i> (2003)	Données récupérées d'une étude précédente <sup>b</sup>	?	1.866aV <sup>2</sup> – 3.773bV <sup>2</sup> + c + 4.456 (a = e <sup>4.911i</sup> , b = e <sup>3.416i</sup> , and c = 45.72i <sup>2</sup> + 18.90i; i = pente, fraction)	–	–	–

Note. N = nombre de sujets; H = homme; F = femme; *r* = coefficient de corrélation de Pearson; *R*<sup>2</sup> = coefficient de détermination; SD = écart-type; SEE = erreur standard d'estimation; ṀO<sub>2</sub> = débit de consommation d'oxygène; DE = dépense énergétique; C = coût énergétique de la marche; – = non rapporté.

<sup>a</sup>"Oxygen cost of treadmill walking" de J. M. Workman & B. W. Armstrong, 1963, *J Appl Physiol*, 798-803. <sup>b</sup>"Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e delle corsa a varie velocità ed inclinazioni del terreno" de R. Margaria, 1938, *Atti Accad Naz Lincei Memorie*, serie VI, 7: 299-368. †Déviation standard résiduelle.

## Annexe 7. Équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche au sol sans pente

Auteurs	N (H/F) Moyenne ± SD (étendue)	Intensité	Equation	r	R <sup>2</sup>	SEE
Ralston (1958)	29 (12/7) 32 (22–51) ans (homme), et 32 (22–45) ans (femme)	24.4 – 140 m·min <sup>-1</sup>	DE (cal·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 29 + 0.0053V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> )	–	–	–
Blessey <i>et al.</i> (1976)	40 (20/20) 39 ± 13 ans (homme) ; 40 ± 13 ans (femme)	53 – 121 m·min <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 7.55 + 0.000811V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> )	–	–	2.33*
Pearce <i>et al.</i> (1983)	20 (20/0) 24 ± 2 ans	0.63 – 3.33 m·s <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 6.28 – 1.81V + 4.38V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·s <sup>-1</sup> )	–	0.94	2.25
	22 (22/0) 62 ± 4 ans	0.75 – 2.60 m·s <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 12.00 – 11.28V + 7.93V <sup>2</sup> (V = vitesse, m·s <sup>-1</sup> )	–	0.89	1.79
Waters <i>et al.</i> (1988)	61 (34/27) 9 ± 2 (6–12) ans	Vitesse spontanée lente, normale, et rapide	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 2.61 + 0.188V (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> )	–	–	–
	53 (25/28) 16 ± 2 (13–19) ans	Vitesse spontanée lente, normale, et rapide	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 2.68 + 0.147V (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> ; V < 6.0 km·h <sup>-1</sup> ) $\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = – 21.646 + 0.398V (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> ; V ≥ 6.0 km·h <sup>-1</sup> )	–	–	–
	73 (39/34) 39 ± 13 (20–59) ans 73 (26/47) 68 ± 5 (60–80) ans	Vitesse spontanée lente, normale, et rapide	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 2.60 + 0.129V (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> ; V < 6.0 km·h <sup>-1</sup> ) $\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = – 4.601 + 0.213V (V = vitesse, m·min <sup>-1</sup> ; V ≥ 6.0 km·h <sup>-1</sup> )	–	–	–
A. G. Brooks <i>et al.</i> (2005a)	72 (36/36) 40 ± 3 (35–46) ans	4.0 – 6.5 km·h <sup>-1</sup>	METs = – 0.436 + 0.822V (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	–	0.61	0.40
			METs = 0.699 – 0.013M + 0.794V (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> ; M = masse, kg)	–	0.72	0.34
			METs = 1.034 – 0.016M – 0.196G + 0.832V (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> ; M = masse, kg ; G = homme 1, femme 2)	–	0.73	0.33
			METs = 6.976 – 2.024V + 0.270V <sup>2</sup> (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	–	0.64	0.38
			DE (kcal·min <sup>-1</sup> ) = 0.289 + 0.870V (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> )	–	0.25	0.91
			DE (kcal·min <sup>-1</sup> ) = – 4.035 + 0.050M + 0.978V (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> ; M = masse, kg)	–	0.84	0.43
			DE (kcal·min <sup>-1</sup> ) = – 3.50 + 0.045M – 0.313G + 1.038V (V = vitesse, km·h <sup>-1</sup> ; M = masse, kg ; G = homme 1, femme 2)	–	0.85	0.41

Note. N = nombre de sujets ; H = homme ; F = femme ; r = coefficient de corrélation de Pearson ; R<sup>2</sup> = coefficient de détermination ; SD = écart-type ; SEE = erreur standard d'estimation  $\dot{V}O_2$  = débit de consommation d'oxygène ; DE = dépense énergétique ; MET = équivalent métabolique, 1 MET = 3.5 mlO<sub>2</sub>·mL·min<sup>-1</sup>·kg<sup>-1</sup> ; – = non rapporté.

\*Erreur standard.



### Annexe 8. Équations généralisées de prédiction de la dépense énergétique à la marche (sur tapis et au sol) sans pente

Auteurs	N (H/F) Moyenne ± SD (étendue)	Intensité	Equation	r	R <sup>2</sup>	SEE
Ludlow et Weyand (2015)	127 moyennes de $\dot{V}O_2$ de groupe (n = 25) tirées de la littérature – (5 – 41) ans (> 3 ans et < 65 ans)	0.4 – 1.9 m·s <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = $\dot{V}O_{2\text{repos}}$ + 3.90 + 6.05V <sup>2</sup> × Ht <sup>-1</sup> ( $\dot{V}O_{2\text{repos}}$ estimé à partir des équations de Schofield <i>et al.</i> [cf. Weyand <i>et al.</i> , 2013]; V = vitesse, m·s <sup>-1</sup> ; Ht = taille, m)	–	0.93	1.00
	42 moyennes de $\dot{V}O_2$ de groupe tirées de la littérature (obtenues avec la méthode des sacs de Douglas seulement)	0.44 – 1.80 m·s <sup>-1</sup>	$\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = $\dot{V}O_{2\text{repos}}$ + 3.85 + 5.97V <sup>2</sup> × Ht <sup>-1</sup> ( $\dot{V}O_{2\text{repos}}$ estimé à partir des équations de Schofield <i>et al.</i> [cf. Weyand <i>et al.</i> , 2013]; V = vitesse, m·s <sup>-1</sup> ; Ht = taille, m)  $\dot{V}O_2$ (mL·min <sup>-1</sup> ·kg <sup>-1</sup> ) = 7.15 + 5.97V <sup>2</sup> × Ht <sup>-1</sup> (pour les adultes seulement ; V = vitesse, m·s <sup>-1</sup> ; Ht = taille, m)	–	–	–
				–	> 0.93	< 1.00

Note. N = nombre de sujets ; H = homme ; F = femme ; r = coefficient de corrélation de Pearson ; R<sup>2</sup> = coefficient de détermination ; SEE = erreur standard d'estimation ;  $\dot{V}O_2$  = débit de consommation d'oxygène ; – = non rapporté.

## Annexe 9. Méthodes de géo-positionnement différentiel

### *Géo-positionnement différentiel par mesure de code (temps réel)*

Le géo-positionnement différentiel par mesure de code, ou *Differential Global Positioning System (DGPS)*, est généralement utilisé pour des mesures effectuées en temps réel<sup>135</sup>. Lors de mesures *DGPS* en temps réel, la méthode de géo-positionnement différentiel utilisée est différente de la méthode différentielle « classique »<sup>136</sup>. Initialement, le mode *DGPS* (temps réel) consiste en l'utilisation de deux récepteurs GPS. L'un est fixe, et de coordonnées connues (référence) ; l'autre est mobile, et de coordonnées inconnues. Le récepteur GPS de référence détermine les pseudo-distances qui le séparent de l'ensemble des satellites qu'il a en vue. Puis, pour chaque pseudo-distance déterminée, le récepteur GPS de référence effectue une comparaison avec la distance géométrique (*i.e.*, la distance réelle) qui le sépare du satellite correspondant. Les comparaisons entre les pseudo-distances calculées et les distances géométriques correspondantes donnent lieu à un jeu de corrections. Ce jeu de corrections est envoyé depuis le récepteur GPS de référence vers le récepteur GPS mobile par ondes radio dans un rayon de quelques kilomètres. Le jeu de corrections est utilisé par le récepteur GPS mobile pour corriger les pseudo-distances qu'il calcule initialement. La correction que le récepteur GPS mobile utilise pour corriger une pseudo-distance par rapport à un satellite donné correspond à celle que le récepteur GPS de référence a déterminée en ayant en vue ce même satellite. La correction établie par le récepteur GPS de référence pour les mesures des pseudo-distances effectuées à partir d'un satellite donné correspond principalement au décalage mesuré entre l'horloge de ce satellite et celle du récepteur GPS de référence (Duquenne, 2005; El-Rabbany, 2002; Schutz & Herren, 2000; Witte & Wilson, 2005)<sup>137</sup>.

Le mode *DGPS* est utilisé lorsqu'une précision métrique suffit<sup>138</sup> (El-Rabbany, 2002). L'effet de la distance (séparant les deux récepteurs GPS utilisés) sur la précision des calculs de position se traduit par une meilleure précision lorsque la distance de séparation est raccourcie, et une moins bonne précision lorsque la distance de séparation est allongée. Ceci s'explique par le fait que les sources d'erreurs des mesures GPS ont une action d'autant plus similaire sur les calculs effectués par les deux récepteurs que les deux récepteurs en question sont proches. Autrement dit, le facteur

---

<sup>135</sup> Le mode *DGPS* a été développé à l'origine pour pallier le problème de dégradation de la précision du GPS causée par la *SA*. Même avec la *SA*, le mode *DGPS* permettait à l'utilisateur civil d'avoir une précision métrique. Depuis la suppression de la *SA*, le mode *DGPS* a perdu un peu de son intérêt. Toutefois, il est encore utilisé pour le géo-positionnement en temps réel qui nécessite une précision de l'ordre du mètre ou en-dessous du mètre (Duquenne, 2005).

<sup>136</sup> La méthode différentielle « classique » est présentée à la page suivante : « *Géo-positionnement différentiel par mesure de phase (temps différé et réel)* ».

<sup>137</sup> Ce paragraphe décrit l'utilisation du mode *DGPS* temps réel avec une station propriétaire (*i.e.*, avec un récepteur GPS de référence personnel). Dans le cadre de la navigation maritime, il est également possible d'utiliser le *DGPS* temps réel côtier de type « phares et balises ». Ce mode d'utilisation n'est pas présenté ici, mais il est détaillé ailleurs : voir par exemple Duquenne *et al.* (2005), p. 181–184 ; El-Rabbany *et al.* (2002), p. 94–85.

<sup>138</sup> Une précision de 5 m ou moins peut être atteinte selon la distance qu'il y a entre le récepteur GPS de référence et le récepteur GPS mobile, selon le taux de transmission des corrections vers le récepteur GPS mobile, et selon la performance du récepteur pour utiliser le code C/A (El-Rabbany, 2002).

de correction développé par le récepteur de référence sera d'autant plus adapté pour corriger les calculs du récepteur mobile si ce dernier est proche du point de référence.

### *Géo-positionnement différentiel par mesure de phase (temps différé et réel)*

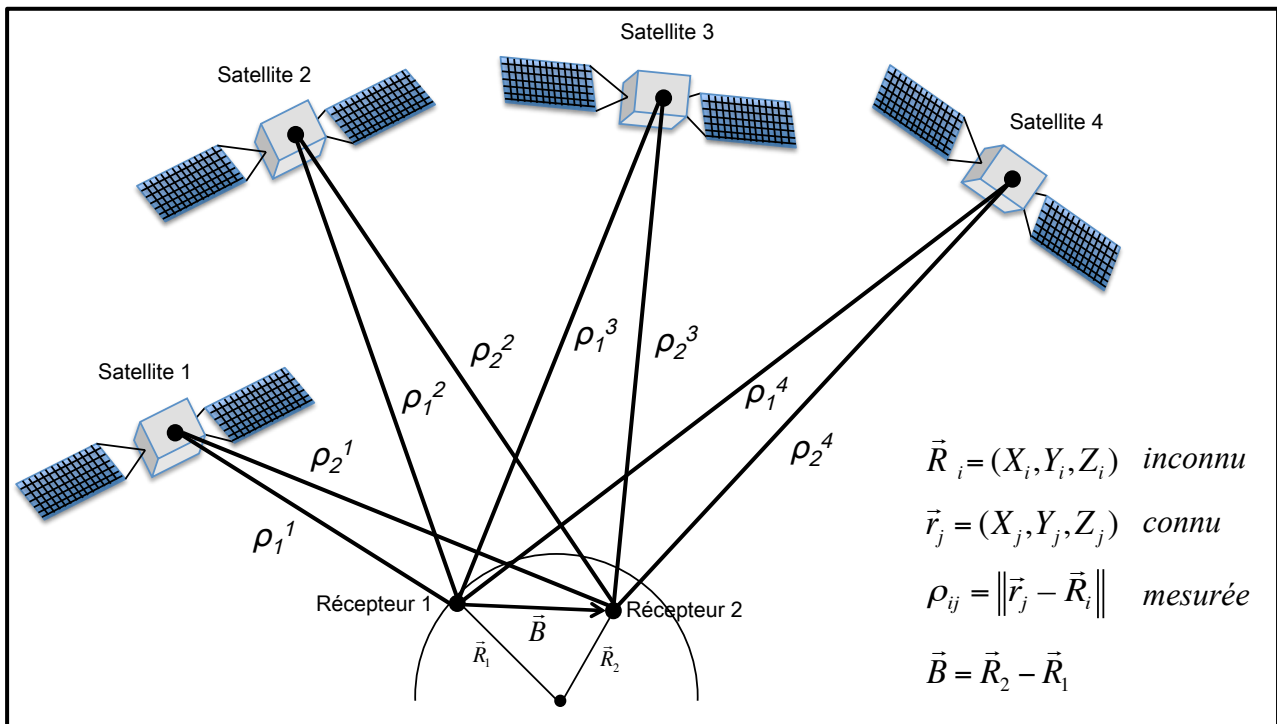
Le géo-positionnement différentiel par mesure de phase désigne la méthode différentielle « classique » utilisée dans le cadre du GPS. Cette méthode consiste à déterminer la position d'un utilisateur (*i.e.*, d'un récepteur GPS,  $R_2$ ) à partir : i) de la position d'un autre récepteur GPS dont les coordonnées sont fixes et précisément connues ( $R_1$ ) ; et ii) du vecteur tridimensionnel correspondant à la différence des positions qui ont été calculées pour les deux récepteurs GPS utilisés ( $R_2 - R_1$ ). L'intérêt de passer par le calcul d'une différence de positions associées à deux récepteurs GPS différents est d'atténuer voire de supprimer les effets de certaines sources d'erreurs liées au GPS (*e.g.*, les erreurs dans les éphémérides des satellites, l'imparfaite synchronisation des horloges des satellites avec celle du récepteur, la traversée du signal satellite dans l'atmosphère). L'atténuation voire la suppression de ces sources d'erreur est ici possible en raison du fait que les mesures réalisées par les deux récepteurs GPS utilisés (ayant en vue les mêmes satellites) contiennent plus ou moins les mêmes erreurs<sup>139</sup> (Duquenne, 2005). En théorie, plus les deux récepteurs GPS utilisés seront proches, plus les erreurs associées à l'estimation des positions des deux récepteurs seront similaires, et meilleure sera l'estimation de la position en mode différentiel. Lorsque les deux récepteurs GPS ont en vue au moins quatre satellites en commun, il est possible d'obtenir une précision métrique à sub-centimétrique dans l'estimation de la position selon que les distances satellite-récepteur sont calculées en utilisant les codes pseudo-aléatoires ou en utilisant les différences de phase des signaux satellites (El-Rabbany, 2002). En principe, cette méthode différentielle pourrait être utilisée avec la mesure du code des signaux satellites pour calculer les positions en temps différé. En pratique, ce n'est que rarement effectué.

Un mode opératoire différentiel préféré par beaucoup d'utilisateurs pour la réalisation de mesures nécessitant une précision sub-métrique à sub-centimétrique est le géo-positionnement cinématique en temps réel, ou *Real Time Kinematics (RTK)*. Avec ce mode d'utilisation, le récepteur GPS de référence envoie ses coordonnées par ondes radio (grâce à un couplage récepteur GPS / radio-transmetteur) en direction de l'utilisateur qui est équipé d'un sac à dos contenant un dispositif de réception de ces informations (un couplage récepteur GPS / radio-récepteur). Une fois que les informations du récepteur GPS de référence sont reçues par le récepteur mobile, le calcul différentiel (*i.e.*, le calcul du vecteur tridimensionnel décrit plus haut) est effectué en temps réel par le logiciel du récepteur, et permet d'estimer précisément la position. Cette méthode est

---

<sup>139</sup> Ces erreurs sont corrélées spatialement (du fait de la proximité relative des récepteurs utilisés) et temporellement (du fait de la synchronisation des mesures) (Peyret & Bétaille, 2005).

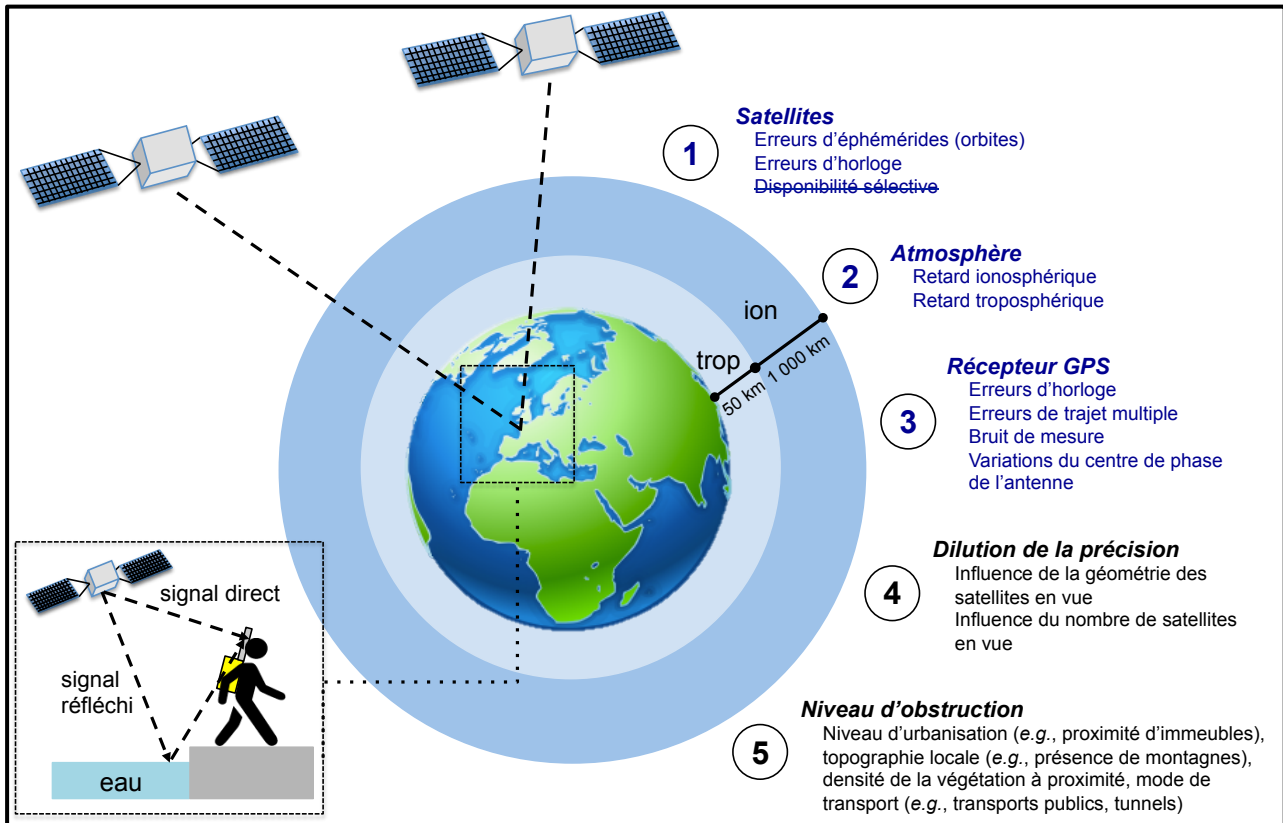
principalement, mais non exclusivement, utilisée avec des récepteurs GPS bi-fréquences (El-Rabbany, 2002)<sup>140</sup>.



La différence des positions calculées pour  $R_2 (X_2, Y_2, Z_2)$  et  $R_1 (X_1, Y_1, Z_1)$  donne lieu à un vecteur tridimensionnel. La position précise de  $R_2$  peut alors être déterminée à partir des coordonnées de  $R_1$  (qui sont fixes et connues) puis du vecteur tridimensionnel calculé (qui est affranchi des erreurs de positionnement communes aux récepteurs  $R_1$  et  $R_2$ ). Adapté de "Le système GPS : notions fondamentales" de F. Duquenne, 2005, In F. Duquenne (Ed.), *GPS : localisation par satellites* (pp. 17-120). Paris, France: Lavoisier, p. 26.

<sup>140</sup> La précision obtenue dans l'estimation de la position est plus élevée lorsque le traitement des données est effectué en temps différé par rapport à un traitement des données effectué en temps réel car certaines erreurs ne peuvent pas être corrigées dans le dernier cas. De plus, le traitement en temps différé ne souffre pas de potentiels problèmes de communication entre les deux récepteurs GPS utilisés. Enfin, le traitement des données en temps différé permet plus de souplesse dans l'édition et le nettoyage des données (El-Rabbany, 2002).

## Annexe 10. Les sources d'erreurs dans le géo-positionnement par satellites



Le géo-positionnement par satellites est sujet à différentes sources d'erreurs. Selon Wells *et al.*<sup>141</sup> (In : El-Rabbany *et al.*, 2002), il est possible de distinguer trois sources d'erreurs : les erreurs liées aux satellites (1), les erreurs liées aux effets atmosphériques (2), et les erreurs liées au récepteur GPS utilisé (3). La plupart de ces erreurs peuvent être éliminées par des procédures mathématiques appelées « combinaisons linéaires ». Ces procédures visent à combiner les observations effectuées à partir de deux satellites différents et d'un même récepteur GPS, ou à partir de deux récepteurs GPS différents. Dans les deux cas de figure, ces techniques consistent à supprimer ou réduire les erreurs observées qui sont similaires. Une autre variante de combinaison linéaire, aboutissant à des corrections particulièrement efficaces, est de combiner les observations effectuées à la fois sur L1 et L2 (El-Rabbany, 2002). D'autres facteurs sont susceptibles d'affecter la précision de la mesure du géo-positionnement par satellites : la dilution de la précision (4), et le niveau d'obstruction du signal satellite (5). L'influence que ces erreurs ont sur la mesure de la position dépend des méthodes de géo-positionnement employées (géo-positionnement absolu *vs.* géo-positionnement différentiel), des mesures qui sont effectuées pour déterminer les distances récepteur-satellite (mesures de code *vs.* mesures de phase), des modes opératoires mis en œuvre (e.g., durée de l'observation des satellites), ou encore de la qualité de la correction employée pour tenir compte des effets atmosphériques (Duquenne, 2005).

ion = ionosphère ; trop = troposphère.

### *Les erreurs liées aux satellites*

Les erreurs dans les éphémérides des satellites renvoient aux erreurs d'estimation de leurs orbites. Ces erreurs peuvent survenir dans la mesure où la modélisation des forces agissant sur les satellites n'est pas parfaite. Les erreurs liées à la disponibilité sélective (altération volontaire des éphémérides et des horloges des satellites par le ministère de la défense des États-Unis d'Amérique) faisaient partie jusqu'en mai 2000 (date de la fin de la disponibilité sélective) des erreurs liées aux satellites.

<sup>141</sup> Wells, D., Beck, N., Delikaraoglou, D., Kleusberg, A., Krakiwsky, E. J., Lachapelle, G., Langley, R. B., Nakiboglu, M., Schwarz, K. P., Tranquilla, J. M., Vaníček, P. Guide to GPS Positioning, Fredericton, New Brunswick: Canadian GPS Associates, 1987.

### *Les effets atmosphériques*

Les effets atmosphériques désignent l'influence des différentes couches de l'atmosphère (*i.e.*, la ionosphère et la troposphère) sur la vitesse de propagation du signal satellite. Les erreurs liées au passage du signal satellite dans la ionosphère sont dues à l'agitation ionique que connaît cette couche en réponse à l'action des radiations solaires. L'agitation ionique dépend de la latitude (l'agitation est plus forte à l'équateur et aux pôles), de l'activité solaire (dont le pseudo-cycle est d'environ 11 ans), de la période de l'année, et du moment de la journée (jour vs. nuit). Les erreurs liées au passage du signal satellite dans la troposphère dépendent de la température, de la pression, et de l'humidité du milieu traversé, ainsi que de l'élévation du satellite.

### *Les erreurs liées au récepteur GPS*

Le trajet multiple (représenté sur la partie inférieure gauche de la figure présentée ci-avant) est une source d'erreurs importante quel que soit le type des mesures effectuées par le récepteur (mesure du code pseudo-aléatoire ou mesure de la phase). Ce phénomène se traduit par le fait que le signal GPS prend plusieurs chemins pour arriver à l'antenne du récepteur. Ceci déforme le signal d'origine *via* des interférences avec le signal réfléchi. L'erreur avec une mesure de la phase est de quelques centimètres, alors qu'elle est de plusieurs dizaines de mètres avec une mesure du code C/A (El-Rabbany, 2002).

La variation du centre de phase de l'antenne désigne le fait que le centre physique (géométrique) de l'antenne ne coïncide pas toujours avec le centre de phase de l'antenne (*i.e.*, la partie de l'antenne où le signal est reçu). Cela varie selon l'élévation et l'azimut du satellite ainsi que selon l'intensité du signal. Ce phénomène peut causer des erreurs de quelques centimètres (El-Rabbany, 2002).

### *La dilution de la précision*

La dilution de la précision, ou *dilution of precision (DOP)*, est un coefficient qui renseigne sur l'ampleur selon laquelle la précision de la mesure GPS est affectée par la configuration des satellites observés. Les coefficients de *DOP* existent pour la composante verticale (*VDOP*), la composante horizontale (*HDOP*), pour la position en trois dimensions (*PDOP*), pour le temps (*TDOP*), et pour la mesure globale de la position (*GDOP*). Plus la valeur de *DOP* est élevée, plus la mesure sera imprécise (Duquenne, 2005). La valeur de *DOP* dépend à la fois de la géométrie des satellites (*i.e.*, leur agencement les uns par rapport aux autres dans l'espace), ainsi que du nombre de satellites en vue par le récepteur GPS. La valeur de *DOP* est inversement proportionnelle au volume du cône délimité par la position du récepteur et celle des satellites en vue. La valeur minimale (idéale) de *DOP* est 1 ; elle est obtenue lorsqu'un satellite est situé directement à la verticale de l'utilisateur (*i.e.*, au-dessus de la tête), avec le reste des satellites se trouvant à

l'horizon. La valeur maximale de *DOP* est 50 ; elle est obtenue lorsque les satellites en vue sont regroupés directement à la verticale de l'utilisateur (Witte & Wilson, 2004). Selon Duquenne (2005), la valeur moyenne de *HDOP* est 2 pour la constellation à quatre satellites la plus optimale. Une valeur de *GDOP* de 8 indique qu'il vaut mieux ne pas tenir compte des mesures effectuées à cet instant. Selon El-Rabbany (2002), une valeur de  $PDOP \leq 5$  est généralement recommandée pour faire des mesures avec GPS. Lors de mesures en temps réel, le récepteur calcule la position absolue et en déduit les différents coefficients de *DOP* (Duquenne, 2005).

### *Le niveau d'obstruction*

Les signaux satellites traversent le ciel en ligne droite. Les signaux satellites traversent aussi les nuages, le verre, et le plastique. Toutefois, ces signaux ne traversent pas les objets plus solides (Terrier & Schutz, 2005). Parmi les éléments pouvant perturber voire empêcher la propagation du signal satellite, on distingue : la présence d'immeubles, la présence de végétation dense, les transports publics, le transport dans les tunnels, la topographie locale (*e.g.*, présence de montagnes) (M. J. Duncan *et al.*, 2009). Les pertes du signal GPS surviennent principalement parce que le signal GPS est faible et bruité. Les interférences radio, les fortes perturbations ionosphériques, et la grande dynamique des récepteurs, sont autant de facteurs qui facilitent la perte du signal GPS (El-Rabbany, 2002).

#### **Sources d'erreur et erreur typique correspondante sur la précision des mesures GPS**

<b>Sources d'erreur</b>	<b>Erreur typique</b>
Disponibilité sélective ( <i>SA</i> )	30 m
Erreur d'orbite des satellites	2.5 m
Erreur d'horloge des satellites	De l'ordre du mètre
Propagation ionosphérique	6 – 30 m
Propagation troposphérique	3 – 50 m
Trajets multiples	0 – 20 m
Bruit des mesures	1 – 3 m

*D'après Andréani (2001)<sup>142</sup>.*

*Note.* Adapté de "*Hémodynamique Artérielle Périphérique – Evaluation diagnostique et fonctionnelle à l'effort dans deux modèles d'artériopathie des membres inférieurs*" de A. Le Faucheur, Thèse de doctorat. Retrouvé à partir de <https://tel.archives-ouvertes.fr>, p. 87.

<sup>142</sup> Andréani, A. Le GPS : une révolution, 2001, p. 160.

## Annexe 11. Encadrement des projets de recherche ACTI-GPS et CLASH

### Encadrement du projet ACTI-GPS

---

<b>Investigateur principal</b>	<b>Dr. Sandrine Bickert (MD)</b> Centre Hospitalier Universitaire d'Angers Laboratoire des explorations fonctionnelles de l'exercice Centre Régional de Médecine du Sport
<b>Co-investigateurs principaux</b>	<b>Dr. Antoine Bruneau (MD)</b> <b>Pr. Pierre Abraham (MD, PhD)</b> Centre Hospitalier Universitaire d'Angers Laboratoire des explorations fonctionnelles de l'exercice Centre Régional de Médecine du Sport  <b>Dr. Guillaume Mahé (MD, PhD)</b> Centre Hospitalier Universitaire de Rennes Service de radiologie et imagerie médicale Hôpital Pontchaillou – Centre urgences réanimations (CUR)
<b>Scientifique(s) associé(s)</b>	<b>Bénédicte Noury-Desvaux (PhD, HDR)</b> Institut de Formation en Education Physique et en Sport d'Angers/Les Ponts-de-Cé (IFEPSA)  <b>Alexis Le Faucheur (PhD, HDR)</b> <b>Jacques Prioux (PU)</b> Département sciences du sport et éducation physique École normale supérieure de Rennes

---

### Encadrement du projet CLASH

---

<b>Investigateur principal</b>	<b>Dr. Guillaume Mahé (MD, PhD)</b> Centre Hospitalier Universitaire de Rennes Service de radiologie et imagerie médicale Hôpital Pontchaillou – Centre urgences réanimations (CUR)
<b>Co-investigateurs principaux</b>	<b>Dr. Antoine Lucas (MD)</b> <b>Dr. Alain Cardon (MD)</b> Centre Hospitalier Universitaire de Rennes Service de chirurgie vasculaire Hôpital Pontchaillou – Centre urgences réanimations (CUR)
<b>Scientifique(s) associé(s)</b>	<b>Alexis Le Faucheur (PhD, HDR)</b> <b>Jacques Prioux (PU)</b> Département sciences du sport et éducation physique École normale supérieure de Rennes

---



## Annexe 12. Caractéristiques techniques du MasterSreen CPX et du K4b<sup>2</sup>

	MasterSreen CPX (Jaeger, Leibnizstrasse, Allemagne)	K4b <sup>2</sup> (Cosmed, Rome, Italie)
<b>Mode d'utilisation</b>	Non portable	Portable
<b>Calibration</b>	Automatique	Manuelle
<b>Système de mesure</b>	Cycle-à-cycle	Cycle-à-cycle
<b>Mesure volume/gaz</b>		
$\dot{V}_E$		
Echelle	0 – 300 L·min <sup>-1</sup>	–
Précision	2 % ou 0.05 L·min <sup>-1</sup>	–
$\dot{V}O_2$		
Echelle	0 – 7 L·min <sup>-1</sup>	–
Précision	3 % ou 0.05 L·min <sup>-1</sup>	–
$\dot{V}CO_2$		
Echelle	0 – 7 L·min <sup>-1</sup>	–
Précision	3 % ou 0.05 L·min <sup>-1</sup>	–
QR		
Echelle	0.6 – 2.0	–
Précision	4 %	–
<b>Capteur de volume</b>		
Type	Turbine Triple V Bidirectionnel digital	Turbine ID28 Bidirectionnel digital
Volume	0 – 10 L	–
Précision	2 % ou 50 mL	2 %
Résolution	3 mL	4 mL
Débit	0 – 15 L·s <sup>-1</sup>	0 – 20 L·s <sup>-1</sup>
Précision	3 % ou 70 mL·s <sup>-1</sup>	–
Résistance	< 0.1 kPa.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> pour 15 L·s <sup>-1</sup>	< 0.1 kPa.L <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> pour 12 L·s <sup>-1</sup>
<b>Analyseur O<sub>2</sub></b>		
Principe	Electrochimie	Electrochimie
Echelle	0 – 25 %	7 – 24 %
Précision	0.05 %	0.02 %
<b>Analyseur CO<sub>2</sub></b>		
Principe	Conductibilité thermique	Absorption dans l'infrarouge non dispersive
Echelle	0 – 10 %	0 – 8 %
Précision	0.05 %	0.01 %
<b>Conditions ambiantes et de transport</b>		
Température	-10 – 40 °C	5 – 40 °C
Pression atm.	700 – 1 060 hPa	700 – 1 060 hPa
Altitude	-1 000 – 5 500 m (environ)	–
Humidité	30 – 95 %	30 – 90 %
<b>Site Web</b>	www.jaeger-toennies.com	www.cosmed.it

Note.  $\dot{V}_E$  = débit de l'air expiré ;  $\dot{V}O_2$  = débit de consommation d'oxygène ;  $\dot{V}CO_2$  = débit de production de dioxyde de carbone ; QR = quotient respiratoire.

## Annexe 13. Étude de l'agrément et de la reproductibilité du MasterScreen CPX et du K4b<sup>2</sup> pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de la dépense énergétique

### Résumé

**Objectif.** L'objectif de cette étude était de déterminer l'agrément entre le MasterScreen CPX (MSCPX) et le K4b<sup>2</sup>, ainsi que la reproductibilité de ces deux appareils, pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires [débit ventilatoire ( $\dot{V}_E$ ), fractions de dioxygène ( $F_{EO_2}$ ) et de dioxyde de carbone ( $F_{ECO_2}$ ) dans l'air expiré, débits de consommation de dioxygène ( $\dot{V}O_2$ ) et de production de dioxyde de carbone ( $\dot{V}CO_2$ ), quotient respiratoire (QR), fréquence cardiaque (FC)] et de la dépense énergétique (DE).

**Méthode.** Onze jeunes adultes (7G/4F) ont complété, sur deux jours différents, deux sessions de tests comprenant chacune deux périodes de marche de 12 min (6 min à une première vitesse de marche, et 6 min à une seconde vitesse de marche) avec le port du MSCPX ou du K4b<sup>2</sup> lors de la première période de marche, et le port de l'autre appareil lors de la seconde période de marche. L'ordre de port des appareils était inversé lors de la seconde session de tests, mais les vitesses de marche étaient les mêmes. Les couples de vitesses de marche testées étaient 2-4, 4-6, ou 2-6 km·h<sup>-1</sup>. L'agrément entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> a été étudié en effectuant des tests de comparaison pour échantillons appariés, des représentations graphiques de Bland et Altman, et en utilisant le coefficient de variation ( $CV_A$ ). Des régressions linéaires (MSCPX vs. K4b<sup>2</sup>) ont aussi été calculées pour  $\dot{V}O_2$  et DE. La reproductibilité a été étudiée en effectuant des tests de comparaison pour échantillons appariés, et en utilisant le coefficient de corrélation intra-classe (CCI), le coefficient de variation ( $CV_R$ ), et les limites d'agrément à 95 %.

**Résultats.** Le K4b<sup>2</sup> surestimait  $F_{ECO_2}$ ,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$  et DE et sous-estimait  $F_{EO_2}$  en comparaison avec le MSCPX ( $p \leq 0.001$ ).  $CV_A$  était inférieur à 6 % pour  $F_{EO_2}$ ,  $F_{ECO_2}$ , QR et FC ; et il était entre 12 et 14 % pour  $\dot{V}_E$ ,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$  et DE. Les régressions linéaires pour  $\dot{V}O_2$  et DE présentaient des  $R^2$  d'une valeur de 0.97. Les mesures de la session 2 différaient de celles de la session 1 pour  $\dot{V}_E$ ,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , DE, et FC ( $p \leq 0.05$ ) avec le MSCPX, et seulement pour  $\dot{V}O_2$  avec le K4b<sup>2</sup>, ( $p \leq 0.05$ ). Toutefois, CCI était  $\geq 0.95$  pour les mesures de  $\dot{V}_E$ ,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , DE et FC pour le MSCPX et le K4b<sup>2</sup>.  $CV_R$  pour la mesure de  $\dot{V}O_2$  et DE étaient inférieur à 4 % et égal à 6 % avec le MSCPX et le K4b<sup>2</sup>, respectivement.

**Conclusion.** L'agrément entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> pour la mesure des échanges gazeux et de la DE est insuffisant en vue de comparer les mesures faites par les deux appareils dans des situations différentes (*e.g.*, laboratoire vs. terrain). Toutefois, les données du K4b<sup>2</sup> peuvent être corrigées précisément pour les rendre comparables à celles obtenues avec le MSCPX en utilisant un modèle de régression linéaire.

## 1. Introduction

L'évaluation de la fonction cardio-respiratoire et de la dépense énergétique (DE) au cours d'une activité, comme la marche ou la course, est une pratique répandue à la fois dans le domaine médical et dans le domaine sportif. Ce type d'évaluation présente un intérêt notamment pour évaluer les adaptations physiologiques et physiopathologiques aiguës à l'exercice, pour évaluer la capacité aérobie des patients ou des athlètes, ou encore pour déterminer les effets d'un programme de réhabilitation ou d'entraînement sur la capacité aérobie. La mesure de la fonction cardio-respiratoire implique en particulier la mesure des échanges gazeux, c'est-à-dire du débit de consommation de dioxygène ( $\dot{V}O_2$ ), et du débit de production de dioxyde de carbone ( $\dot{V}CO_2$ ). La DE peut être calculée à l'aide d'une formule en utilisant le  $\dot{V}O_2$  et le quotient respiratoire (QR), ou en utilisant le  $\dot{V}O_2$  et le  $\dot{V}CO_2$  (Elia & Livesey, 1992).

Par le passé, les scientifiques ont souvent employé la méthode des sacs de Douglas, couplée à des analyses chimiques, pour quantifier les échanges gazeux. Depuis les années 1960, l'innovation technologique a permis le développement de nombreux appareils pouvant mesurer et calculer de manière automatique les paramètres cardio-respiratoires et la DE. Ce développement technologique s'est effectué à la fois pour les appareils de laboratoire et les appareils portables de terrain, permettant dans les deux cas un gain de temps considérable dans la collecte des données (Macfarlane, 2001).

Le MasterScreen CPX (Jeager, Leibnizstrasse, Allemagne) et le K4b<sup>2</sup> (Cosmed, Rome, Italie) sont deux appareils capables de mesurer automatiquement les paramètres cardio-respiratoires, le premier étant un appareil fixe de laboratoire, le second étant un appareil portable. Le MasterScreen CPX (MSCPX) présente l'intérêt de pouvoir monitorer en temps réel, à l'aide d'un ordinateur connecté à l'appareil, plusieurs paramètres cardio-respiratoires d'intérêt, tel que  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , le débit ventilatoire ( $\dot{V}_E$ ), et la fréquence cardiaque (FC). Un tel appareil est donc particulièrement intéressant pour s'informer dans l'instant sur les réponses physiologiques à

l'exercice de patients ou d'athlètes dont les capacités d'adaptation à l'exercice sont à l'origine inconnues. Le K4b<sup>2</sup>, quant à lui, ne permet pas un tel contrôle, à moins d'utiliser la télémétrie. Il présente néanmoins l'intérêt de pouvoir effectuer des mesures en ambulatoire, et ainsi de rendre compte des adaptations cardio-respiratoires et de la DE en situation écologique. Le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> peuvent ainsi permettre à eux deux d'évaluer la fonction cardio-respiratoire et la DE chez des patients ou des athlètes à la fois dans des contextes standardisé et écologique, avec, pour chacun des appareils, des avantages et des inconvénients. Toutefois, pour pouvoir comparer les données collectées par ces deux appareils, il est nécessaire de s'assurer de leur agrément et de leur reproductibilité pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de la DE.

À notre connaissance, le MSCPX n'a jamais fait l'objet d'une étude de validation. L'Oxycon Pro (Jeager, Leibnizstrasse, Allemagne), un appareil fixe de laboratoire produit par le même constructeur que le MSCPX, et ayant une performance de mesure affichée par le constructeur qui est similaire à celle du MSCPX, a fait l'objet de plusieurs études de validation (Akkermans *et al.*, 2012; Carter & Jeukendrup, 2002; Foss & Hallen, 2005; C. C. Howe *et al.*, 2014; Rietjens *et al.*, 2001). Toutefois, les deux appareils sont dotés d'analyseurs de gaz dont la technologie diffère : le MSCPX utilise les principes de l'électrochimie et de la conductibilité thermique pour la mesure du dioxygène et la mesure du dioxyde de carbone, respectivement ; alors que l'Oxycon Pro utilise le paramagnétisme et l'absorption dans l'infrarouge non dispersive pour la mesure du dioxygène et la mesure du dioxyde de carbone, respectivement [pour davantage de détails quant aux technologies utilisées par les appareils automatiques pour les mesures cardio-respiratoires, lire Macfarlane (2001)]. Par conséquent, aucune conclusion ne peut être formulée quant à la précision du MSCPX pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de la DE.

Le K4b<sup>2</sup> a quant à lui fait l'objet de nombreuses études de validation (Brisswalter & Tartaruga, 2014; Brugnoli, 2010; Cochrane &

Gaskill, 2014; Darter *et al.*, 2013; Doyon *et al.*, 2001; Duffield *et al.*, 2004; Easton *et al.*, 2012; Eisenmann *et al.*, 2003; B. Fudge *et al.*, 2008; C. C. Howe *et al.*, 2014; Koh *et al.*, 2005; LaBreche & McKenzie, 2001; Lepretre *et al.*, 2012; Littlewood *et al.*, 2002; Mc Naughton *et al.*, 2005; McLaughlin *et al.*, 2001; B. B. Parr *et al.*, 2001; Pinnington *et al.*, 2001; Schrack *et al.*, 2010; Stookey *et al.*, 2013; Veluswamy *et al.*, 2015; Welch *et al.*, 2015). Plus particulièrement, la validité du K4b<sup>2</sup> a été évaluée au repos (Easton *et al.*, 2012; C. C. Howe *et al.*, 2014; Littlewood *et al.*, 2002; Mc Naughton *et al.*, 2005; McLaughlin *et al.*, 2001; B. B. Parr *et al.*, 2001; Welch *et al.*, 2015), lors d'activités de pédalage sur cyclo-ergomètre (Doyon *et al.*, 2001; LaBreche & McKenzie, 2001; Mc Naughton *et al.*, 2005; McLaughlin *et al.*, 2001; B. B. Parr *et al.*, 2001), lors de la marche sur tapis roulant (Cochrane & Gaskill, 2014; Easton *et al.*, 2012; Eisenmann *et al.*, 2003; C. C. Howe *et al.*, 2014; Schrack *et al.*, 2010), et lors de la course sur tapis roulant (Duffield *et al.*, 2004; Easton *et al.*, 2012; B. Fudge *et al.*, 2008; C. C. Howe *et al.*, 2014; Koh *et al.*, 2005; Pinnington *et al.*, 2001). La reproductibilité du K4b<sup>2</sup> a aussi été évaluée, au repos (Darter *et al.*, 2013; Welch *et al.*, 2015), sur cyclo-ergomètre (Brisswalter & Tartaruga, 2014), à la marche sur terrain (Veluswamy *et al.*, 2015), à la marche sur tapis roulant (Darter *et al.*, 2013), et à la course sur tapis roulant (Duffield *et al.*, 2004). Aucune de ces études n'a cependant effectué de comparaisons entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de la DE.

L'objectif de cette étude était donc double : i) évaluer l'agrément entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de la DE ; ii) évaluer la reproductibilité du MSCPX et du K4b<sup>2</sup> pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de la DE.

## 2. Méthode

### 2.1. Procédure expérimentale

Onze jeunes adultes (7 hommes et 4 femmes) en bonne santé, et étudiants en Sciences et techniques des activités physiques et sportives, se sont portés volontaires pour réaliser le protocole

de la présente étude. Tous les sujets ont effectué deux sessions de mesures sur deux jours différents. Chaque session comprenait les temps suivants : i) mesure de la masse corporelle ; ii) équipement du sujet avec soit le MSCPX, soit le K4b<sup>2</sup> ; iii) deux minutes d'attente sur le tapis roulant en position debout ; iv) 12 min de marche sur tapis roulant à 10 % de pente (6 min à une première vitesse de marche, directement suivies de 6 min à une seconde vitesse de marche) ; v) récupération d'une durée d'au moins 15 min, avec vérification du retour de  $\dot{V}O_2$  et FC aux valeurs de repos ; vi) enlèvement du premier appareil et équipement du sujet avec le second appareil (*i.e.*, le MSCPX ou le K4b<sup>2</sup> selon l'appareil porté lors de la première marche) ; vii) 12 min de marche sur tapis roulant à 10 % de pente (6 min à la première vitesse de marche testée, directement suivies de 6 min à la seconde vitesse de marche testée). La procédure [2 min d'attente – 6 min à vitesse 1 – 6 min à vitesse 2] se déroulait de manière entièrement automatisée.

Les deux vitesses de marche attribuées aux sujets étaient 2.0 et 4.0 km·h<sup>-1</sup>, 4.0 et 6.0 km·h<sup>-1</sup>, ou 2.0 et 6.0 km·h<sup>-1</sup>. L'attribution des deux vitesses de marche à tester pour chaque sujet était effectuée au hasard. Quel que soit le couple de vitesses attribuées au sujet, les six premières minutes de marche étaient effectuées à la vitesse de marche la plus faible des deux attribuées au sujet. L'attribution de l'appareil à tester (MSCPX ou K4b<sup>2</sup>), pour la première période de 12 min de marche, était également réalisée au hasard. Lors de la seconde session, les sujets effectuaient exactement le même protocole que lors de la première session, avec les mêmes vitesses de marche à tester. Toutefois, si le MSCPX avait été porté lors de la première période marche lors de la première session, alors il était porté lors de la seconde période de marche lors de la seconde session.

Tous les tests ont été réalisés dans une salle dans laquelle la température était maintenue entre 20 et 22°C. Les deux sessions, pour un même sujet, étaient réalisées au même moment de la journée (moyenne ± écart-type [min ; max] des différences d'horaires des tests pour un même

sujet :  $56 \pm 52$  [0 ; 155] min). Les deux sessions étaient réalisées à  $6 \pm 4$  [2 ; 14] jours d'intervalle.

Avant de réaliser chaque session de mesures, il était demandé à chaque sujet de respecter les conditions suivantes : pas d'activité physique vigoureuse, ni de consommation d'alcool, dans les 24 heures précédant la session de mesures ; pas de consommation de tabac, ni de prise alimentaire, dans les deux heures précédant la session de mesures.

## 2.2. Appareils et collection des données

*MSCPX*. Le MSCPX est un système de mesure automatique fonctionnant en cycle-à-cycle. Il est doté d'une turbine Triple V pour la mesure des volumes. L'analyseur de dioxygène fonctionne selon le principe de l'électrochimie et l'analyseur de dioxyde de carbone fonctionne selon le principe de la conductibilité thermique. Le MSCPX enregistrait les données de FC à l'aide d'un électrocardiogramme à 10 dérivations, connecté à l'ordinateur contrôlant le MSCPX. Le MSCPX était calibré selon les recommandations du constructeur juste avant le début de chaque période de marche à réaliser avec le MSCPX. Le début de l'enregistrement des données avec le MSCPX était subordonné au lancement de la phase d'attente de deux minutes incluse dans le protocole de marche sur tapis roulant. Par conséquent, l'enregistrement des données débutait systématiquement deux minutes avant le début de la période de marche.

*K4b<sup>2</sup>*. Le K4b<sup>2</sup> est un système de mesure automatique fonctionnant en cycle-à-cycle. Il est doté d'une turbine ID28 pour la mesure des volumes. L'analyseur de dioxygène fonctionne selon le principe de l'électrochimie et l'analyseur de dioxyde de carbone fonctionne selon le principe de l'absorption dans l'infrarouge non dispersive. La FC était mesurée à l'aide d'une ceinture Polar® fournie avec le K4b<sup>2</sup>. Le K4b<sup>2</sup> était calibré selon les recommandations du constructeur juste avant le début de chaque période de marche à réaliser avec le K4b<sup>2</sup>. L'enregistrement des données était débuté environ deux minutes avant le début de la période de marche. Au début de la période de marche, un marqueur électronique était effectué dans le

fichier de données du K4b<sup>2</sup> pour retrouver *a posteriori* l'horaire du début du test.

## 2.3 Analyse des données

Les données enregistrées avec le K4b<sup>2</sup> étaient téléchargées sur ordinateur à la fin de chaque session de mesures. Les données obtenues avec le MSCPX étaient directement enregistrées sur ordinateur à la fin de chaque session de mesure. Les données enregistrées avec les deux appareils ont été moyennées sur cinq secondes et exportées vers une feuille de calcul Excel® pour l'analyse des données. L'analyse des données a concerné le débit ventilatoire ( $\dot{V}_E$ ), la fraction en dioxygène dans l'air expiré ( $F_{E}O_2$ ), la fraction en dioxyde de carbone dans l'air expiré ( $F_{E}CO_2$ ),  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , QR, DE et FC. Les données de DE ont été obtenues en utilisant la formule :  $kcal \cdot min^{-1} = [15.913 \times \dot{V}O_2 (L \cdot min^{-1}) + 5.207 \times \dot{V}CO_2 (L \cdot min^{-1})] / 4.186$  (Elia & Livesey, 1992). Les moyennes de  $\dot{V}_E$ ,  $F_{E}O_2$ ,  $F_{E}CO_2$ ,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , QR, DE et FC, ont été calculées pour les trois dernières minutes de marche correspondant à chacune des vitesses testées, pour chaque sujet, et pour chacune des deux sessions.

## 2.4. Analyse statistique

L'agrément entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup>, et la reproductibilité de chacun des deux appareils, ont été évalués pour les mesures de  $\dot{V}_E$ ,  $F_{E}O_2$ ,  $F_{E}CO_2$ ,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , QR, DE et FC. Pour toutes les variables testées, la conformité à la loi normale a été évaluée au regard de la statistique W (obtenue suite au test de Shapiro-Wilk), et de la valeur critique de W ( $W_{crit}$ ) qui correspondait à la fois à un risque  $\alpha$  fixé à 5 % et au nombre de valeurs individuelles que contenaient la variable testée.

L'agrément entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> a d'abord été évalué en comparant les moyennes des paramètres mesurés par les deux appareils. Les comparaisons ont été effectuées pour chaque vitesse de marche testée et pour l'ensemble des vitesses de marche testées confondues lors de la session 2, en utilisant un test *t* de Student pour échantillons appariés, ou en utilisant un test de Wilcoxon pour échantillons appariés lorsque cela était approprié, avec un risque  $\alpha$  fixé à 5 % ( $p \leq 0.05$ ). Les différences entre les deux appareils ont

également été évaluées en calculant le biais [IC 95 %, intervalle de confiance à 95 %] et les limites d'agrément pour la mesure de chaque paramètre cardio-respiratoire et de DE, avec l'utilisation de l'ensemble des valeurs obtenues sur les sessions 1 et 2. Les différences obtenues entre les deux appareils ont été représentées *via* des représentations graphiques de Bland et Altman (Bland & Altman, 1986). Le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> ont également été comparés en utilisant le coefficient de variation (CV<sub>A</sub>) calculé à l'aide de la feuille de calcul Excel® d'Hopkins initialement conçue pour l'étude de la reproductibilité, mais modifiée pour l'étude de la validité (Hopkins, 2000; Noury-Desvaux *et al.*, 2011). Les valeurs de CV<sub>A</sub> ont été calculées pour chaque vitesse de marche testée et pour l'ensemble des vitesses de marche testées confondues, en prenant à chaque fois en compte l'ensemble des valeurs obtenues sur les sessions 1 et 2 confondues. La relation entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> pour la mesure du  $\dot{V}O_2$  et de la DE a été étudiée plus en détails en utilisant des régressions linéaires simples calculées avec GraphPad PRISM® (version 6.0e) à partir de l'ensemble des données collectées lors des sessions 1 et 2.

La reproductibilité du MSCPX et du K4b<sup>2</sup> entre les sessions 1 et 2 a été évaluée en utilisant le coefficient de corrélation intra-classe (CCI), le coefficient de variation (CV<sub>R</sub>), et les limites d'agrément à 95 %, comme précédemment recommandé (Hodges *et al.*, 2005). CCI et CV<sub>R</sub> ont été calculés pour chaque vitesse de marche testée et pour l'ensemble des vitesses de marche testées confondues à l'aide de la feuille de calcul Excel® d'Hopkins (Hopkins, 2000). Les limites d'agrément à 95 % ont été calculées seulement en prenant en compte l'ensemble des vitesses de marche testées confondues. Pour chaque appareil, les valeurs obtenues pour chaque paramètre étudié lors de la session 1 et lors de la session 2 (à chaque vitesse et pour l'ensemble des vitesses de marche testées) ont été comparées en utilisant un test *t* de Student pour échantillons appariés, ou en utilisant un test de Wilcoxon pour échantillons appariés lorsque cela était approprié, avec un risque  $\alpha$  fixé à 5 % ( $p \leq 0.05$ ).

À l'exception du calcul des valeurs de CV<sub>A</sub>, CCI, CV<sub>R</sub>, et des régressions linéaires, les calculs et tests statistiques ont été réalisés en utilisant le logiciel R (R Core Team, 2014).

### 3. Résultats

Les caractéristiques des 11 sujets ayant participé à l'étude sont présentées dans le tableau 1. Les données ont été collectées correctement, excepté les données de FC mesurées avec le K4b<sup>2</sup> chez un sujet lors de la session 1. Les données manquantes de FC étaient relatives à une marche à 2 et 6 km·h<sup>-1</sup>. Sur l'ensemble du protocole, les marches à 2, 4, et 6 km·h<sup>-1</sup> ont été réalisées par 7, 8, et 7 sujets, respectivement. Ainsi, pour chaque paramètre étudié, il y avait : 7 à 8 valeurs individuelles disponibles par appareil et par vitesse de marche testée à chaque session (6 valeurs seulement pour la FC mesurée avec le K4b<sup>2</sup> à 2 et 6 km·h<sup>-1</sup> lors de la session 1) ; 22 valeurs individuelles disponibles par appareil sur l'ensemble d'une session (20 valeurs seulement pour la FC mesurée avec le K4b<sup>2</sup> lors de la session 1) ; et 44 valeurs individuelles disponibles par appareil sur l'ensemble des deux sessions confondues (42 valeurs seulement pour la FC mesurée avec le K4b<sup>2</sup>).

**Tableau 1.** Caractéristiques physiques des sujets

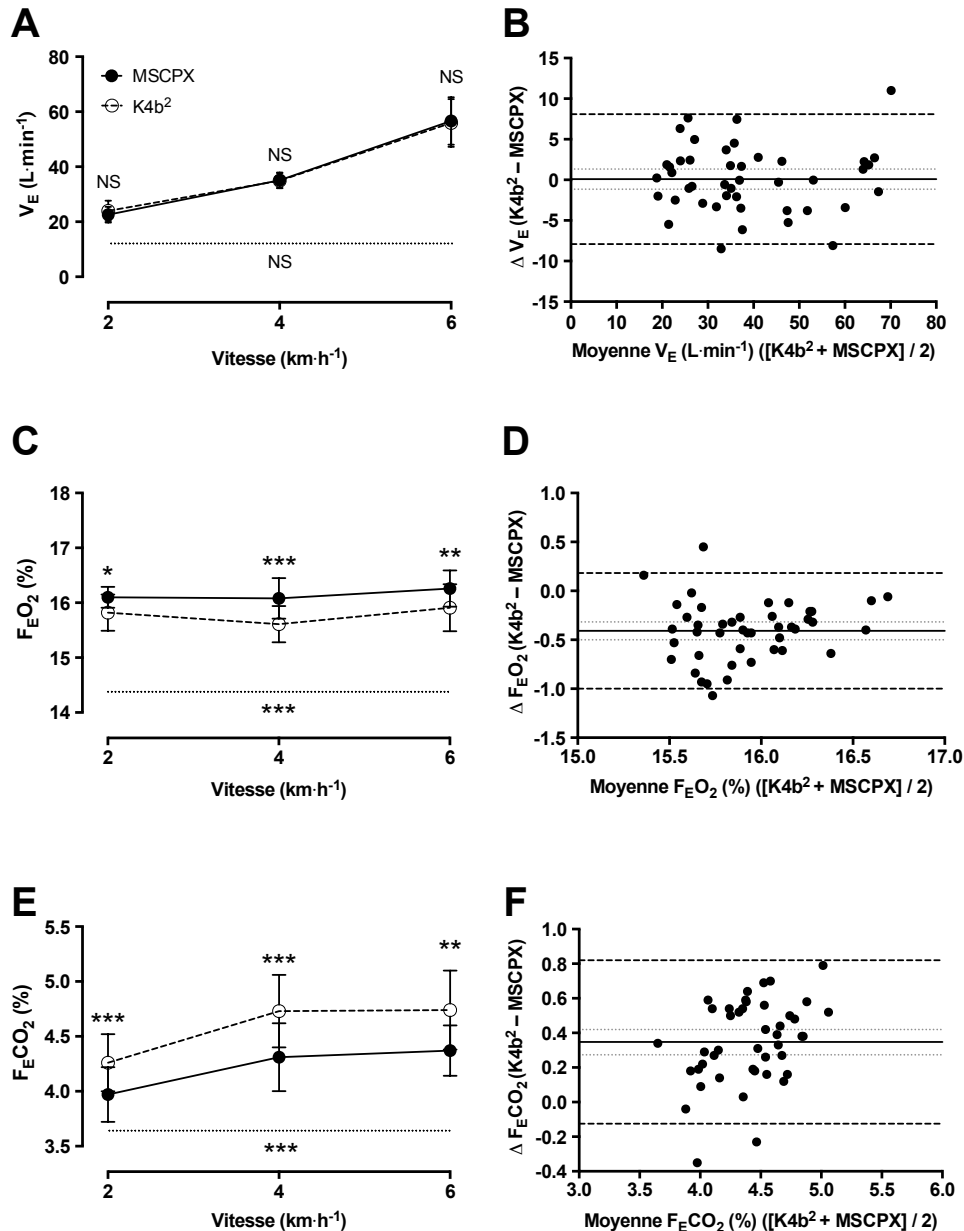
<i>N</i> = 11	Moyenne	(Écart-type)	Étendue
Age, ans	21.6	(1.7)	20 – 26
Taille, m	1.77	(0.07)	1.65 – 1.91
Masse, kg	69.7	(6.8)	55.1 – 77.1
IMC, kg·m <sup>-2</sup>	22.2	(1.4)	20.2 – 24.1

*Note.* *N* = nombre de sujets ; IMC = indice de masse corporelle.

La Figure 1 (panels A, C et E), la Figure 2 (panels A, C et E), et la Figure 3 (panels A et C), montrent les résultats de la comparaison du MSCPX et du K4b<sup>2</sup> pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de DE lors de la session 2. S'agissant de  $\dot{V}_E$ , QR, et FC (Figure 1 et Figure 3), il n'y avait aucune différence significative entre les deux appareils à chaque vitesse de marche testée et pour l'ensemble des vitesses de marche testées confondues. S'agissant

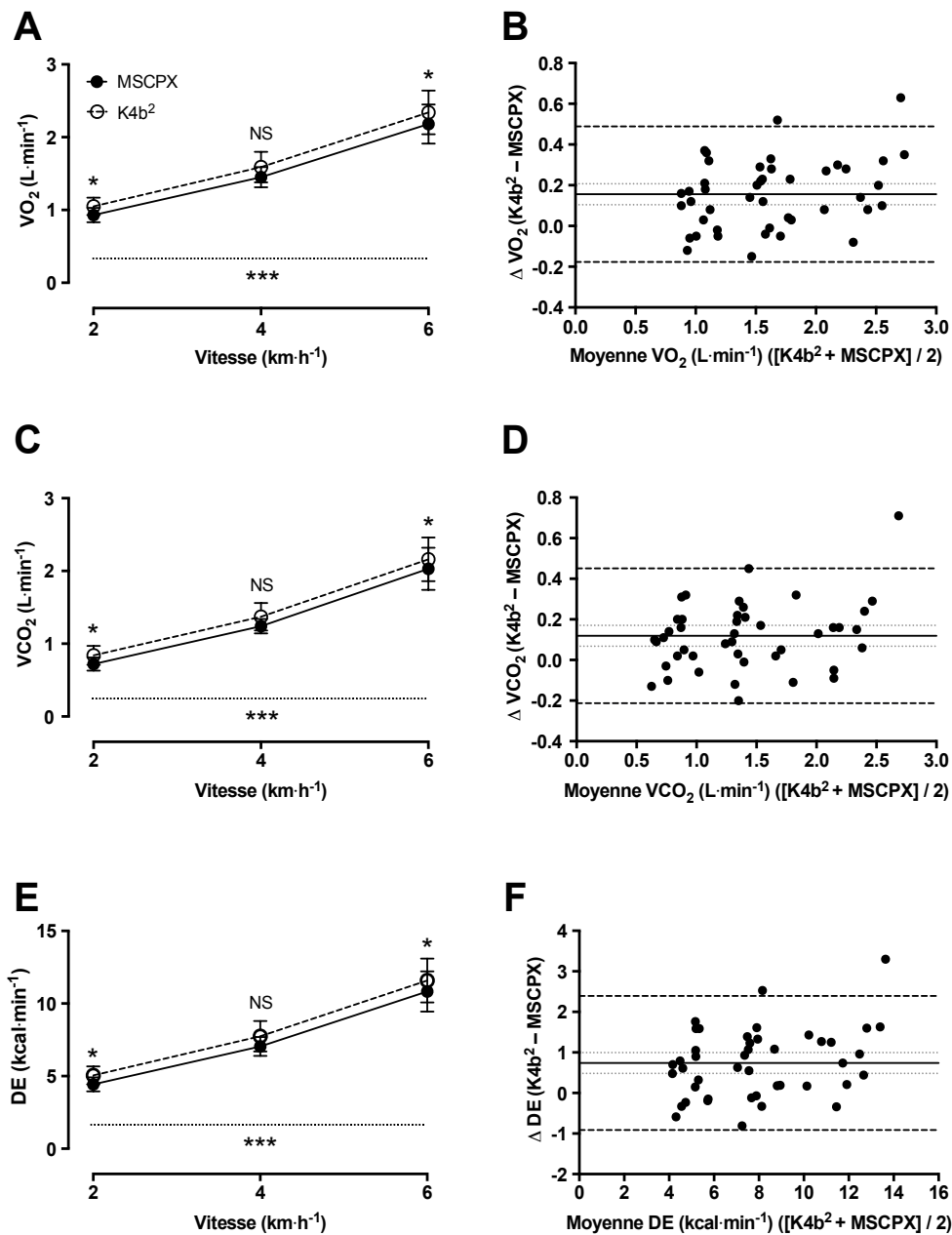
de la mesure de  $F_{E}O_2$  et  $F_{E}CO_2$  (Figure 1), les différences entre les deux appareils étaient significatives pour l'ensemble des vitesses de marche testées confondues ( $p \leq 0.001$ ) ainsi que pour chaque vitesse de marche testée ( $p \leq 0.05$ ). S'agissant de  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , et DE (Figure 2), les différences étaient significatives pour l'ensemble

des vitesses marche testées confondues ( $p \leq 0.001$ ) et pour les marches à  $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  et  $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  ( $p \leq 0.05$ ). Il n'y avait aucune différence significative pour la mesure de ces trois paramètres à  $4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ .



**Figure 1.** Les panels A, C, et E présentent les moyennes et écarts-types pour le débit ventilatoire ( $\dot{V}_E$ ), la fraction en dioxygène dans l'air expiré ( $F_{E}O_2$ ) et la fraction en dioxyde de carbone dans l'air expiré ( $F_{E}CO_2$ ), mesurés avec le MasterScreen CPX et le Cosmed K4b<sup>2</sup> lors de la session 2 ( $n = 7$  à  $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ,  $n = 8$  à  $4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ,  $n = 7$  à  $6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ , et  $n = 22$  pour l'ensemble des vitesses de marche testées). Les panels B, D et F sont les représentations graphiques de Bland et Altman (1986) montrant l'agrément entre le MasterScreen CPX et le Cosmed K4b<sup>2</sup> pour la mesure de  $\dot{V}_E$ ,  $F_{E}O_2$ , et  $F_{E}CO_2$  sur l'ensemble des deux sessions ( $n = 44$ ). Les lignes pleines désignent les moyennes des différences, les lignes en traits pointillés désignent les limites d'agrément, et les lignes en pointillés simples désignent les intervalles de confiance à 95 % pour les moyennes des différences.

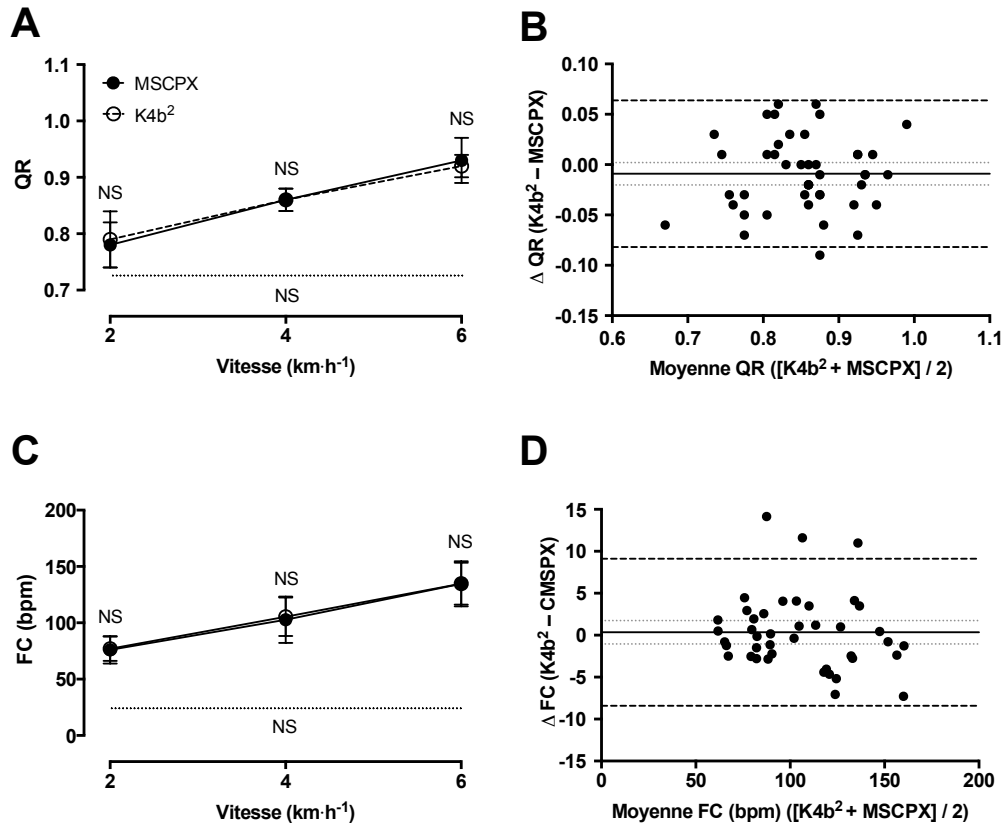
\* $p \leq 0.05$ . \*\* $p \leq 0.01$ . \*\*\* $p \leq 0.001$ . NS = différence non significative.



**Figure 2.** Les panels A, C, et E présentent les moyennes et écarts-types pour le débit de consommation de dioxygène ( $\dot{V}O_2$ ), le débit de production de dioxyde de carbone ( $\dot{V}CO_2$ ), et la dépense énergétique (DE), mesurés avec le MasterScreen CPX et le Cosmed K4b<sup>2</sup> lors de la session 2 (n = 7 à 2 km·h<sup>-1</sup>, n = 8 à 4 km·h<sup>-1</sup>, n = 7 à 6 km·h<sup>-1</sup>, et n = 22 pour l'ensemble des vitesses de marche testées). Les panels B, D et F sont les représentations graphiques de Bland et Altman (1986) montrant l'agrément entre le MasterScreen CPX et le Cosmed K4b<sup>2</sup> pour la mesure de  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , et DE sur l'ensemble des deux sessions (n = 44). Les lignes pleines désignent les moyennes des différences, les lignes en traits pointillés désignent les limites d'agrément, et les lignes en pointillés simples désignent les intervalles de confiance à 95 % pour les moyennes des différences.

\* $p \leq 0.05$ . \*\* $p \leq 0.01$ . \*\*\* $p \leq 0.001$ . NS = différence non significative.





**Figure 3.** Les panels A et C présentent les moyennes et écarts-types pour le quotient respiratoire (QR) et la fréquence cardiaque (FC), mesurés avec le MasterScreen CPX et le Cosmed K4b<sup>2</sup> lors de la session 2 (n = 7 à 2 km·h<sup>-1</sup>, n = 8 à 4 km·h<sup>-1</sup>, n = 7 à 6 km·h<sup>-1</sup>, et n = 22 pour l'ensemble des vitesses de marche testées). Les panels B et D sont les représentations graphiques de Bland et Altman (1986) montrant l'agrément entre le MasterScreen CPX et le Cosmed K4b<sup>2</sup> pour la mesure de QR et FC sur l'ensemble des deux sessions (n = 44 pour QR, et n = 42 pour FC). Les lignes pleines désignent les moyennes des différences, les lignes en traits pointillés désignent les limites d'agrément, et les lignes en pointillés simples désignent les intervalles de confiance à 95 % pour les moyennes des différences. NS = différence non significative.

Le tableau 2 montre les valeurs de CV<sub>A</sub> obtenues pour chaque paramètre cardio-respiratoire et de DE, pour chaque vitesse de marche testée et pour l'ensemble des vitesses de marche confondues, session 1 et session 2 confondues. D'une manière générale, CV<sub>A</sub> semblait diminuer à mesure que la vitesse de marche augmentait, excepté pour la FC. Les valeurs globales (notées en gras) de CV<sub>A</sub> (*i.e.*, calculées pour l'ensemble des vitesses de marche confondues) pour F<sub>E</sub>O<sub>2</sub>, F<sub>E</sub>CO<sub>2</sub>, QR et FC, étaient < 6 % ; et celles pour V̇<sub>E</sub>, V̇O<sub>2</sub>, V̇CO<sub>2</sub> et DE, étaient comprises entre 12 et 14 %. Les moyennes des différences [IC 95 %] ± limites d'agrément entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de DE étaient les suivantes : V̇<sub>E</sub>, 0.08 [- 1.16 ; 1.32] ±

8.00 L·min<sup>-1</sup> ; F<sub>E</sub>O<sub>2</sub>, - 0.41 [- 0.50 ; - 0.32] ± 0.59 % ; F<sub>E</sub>CO<sub>2</sub>, 0.35 [0.27 ; 0.42] ± 0.47 % ; V̇O<sub>2</sub>, 0.16 [0.10 ; 0.21] ± 0.33 L·min<sup>-1</sup> ; V̇CO<sub>2</sub>, 0.12 [0.07 ; 0.17] ± 0.33 L·min<sup>-1</sup> ; DE, 0.74 [0.48 ; 1.00] ± 1.65 kcal·min<sup>-1</sup> ; QR, - 0.01 [- 0.02 ; 0.00] ± 0.07 ; FC, 0.34 [- 1.05 ; 1.74] ± 8.76 bpm. Ces différences sont illustrées avec les représentations graphiques de Bland et Altman (Bland & Altman, 1986) sur la Figure 1 (panels B, D, et F), la Figure 2 (panels B, D, et F) et la Figure 3 (panels B et D). Comme le montrent ces figures, F<sub>E</sub>O<sub>2</sub> était sous-estimée par le K4b<sup>2</sup>, alors que F<sub>E</sub>CO<sub>2</sub>, V̇O<sub>2</sub>, V̇CO<sub>2</sub> et DE, étaient surestimés par le K4b<sup>2</sup>, en comparaison avec le MSCPX. Le tableau 3 montre les valeurs moyennes et les écarts-types pour chaque paramètre cardio-respiratoire et de DE obtenus avec le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> à chaque

vitesse de marche testée, et pour toutes les vitesses de marche testées confondues, pour la session 1 et la session 2. Le tableau 3 présente également les valeurs de CCI et de CV<sub>R</sub> obtenues

pour le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> pour chaque vitesse de marche et pour l'ensemble des vitesses de marche confondues.

**Tableau 2.** Coefficient de variation (%) entre le MasterScreen CPX et le K4b<sup>2</sup> pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de dépense énergétique (sessions 1 et 2 confondues)

Vit. (km·h <sup>-1</sup> )	$\dot{V}_E$ (L·min <sup>-1</sup> )	F <sub>E</sub> O <sub>2</sub> (%)	F <sub>E</sub> CO <sub>2</sub> (%)	$\dot{V}O_2$ (L·min <sup>-1</sup> )	$\dot{V}CO_2$ (L·min <sup>-1</sup> )	QR	DE (kcal·min <sup>-1</sup> )	FC (bpm)
2	16.2 [11.5 ; 27.3]	2.7 [1.9 ; 4.3]	6.8 [4.9 ; 11.1]	15.4 [11.0 ; 26.0]	17.7 [12.6 ; 30.1]	5.6 [4.0 ; 9.1]	15.7 [11.2 ; 26.5]	3.2 [2.3 ; 5.3]
4	12.4 [9.0 ; 19.9]	1.5 [1.1 ; 2.4]	4.7 [3.4 ; 7.4]	12.0 [8.8 ; 19.2]	12.8 [9.3 ; 20.5]	3.9 [2.9 ; 6.1]	12.1 [8.8 ; 19.3]	6.3 [4.6 ; 9.9]
6	8.0 [5.7 ; 13.2]	1.4 [1.0 ; 2.3]	5.0 [3.6 ; 8.2]	7.1 [5.1 ; 11.7]	10.2 [7.3 ; 16.9]	4.3 [3.1 ; 7.0]	7.4 [5.3 ; 12.1]	2.5 [1.8 ; 4.1]
	<b>12.6</b> [10.3 ; 16.3]	<b>1.9</b> [1.6 ; 2.5]	<b>5.5</b> [4.6 ; 7.1]	<b>11.9</b> [9.7 ; 15.3]	<b>13.5</b> [11.0 ; 17.3]	<b>4.5</b> [3.7 ; 5.8]	<b>12.1</b> [9.9 ; 15.5]	<b>4.4</b> [3.6 ; 5.6]

Notes. Vit. = vitesse (seule la vitesse en km·h<sup>-1</sup> variait ; la pente était fixée à 10 %) ;  $\dot{V}_E$  = débit ventilatoire ; F<sub>E</sub>O<sub>2</sub> = fraction de dioxygène dans l'air expiré ; F<sub>E</sub>CO<sub>2</sub> = fraction de dioxyde de carbone dans l'air expiré ;  $\dot{V}O_2$  = débit de consommation de dioxygène ;  $\dot{V}CO_2$  = débit de production de dioxyde de carbone ; QR = quotient respiratoire ; DE = dépense énergétique ; FC = fréquence cardiaque. Les valeurs notées en gras correspondent à l'ensemble des vitesses testées confondues.

S'agissant des mesures faites avec le MSCPX, pour toutes les vitesses de marche confondues, il existait des différences significatives (entre la session 1 et la session 2) pour la mesure de  $\dot{V}_E$  ( $p \leq 0.05$ ),  $\dot{V}O_2$  ( $p \leq 0.01$ ),  $\dot{V}CO_2$  ( $p \leq 0.01$ ), DE ( $p \leq 0.01$ ), et FC ( $p \leq 0.01$ ). Dans le cadre de l'analyse par vitesse de marche, des différences significatives étaient observées seulement pour  $\dot{V}_E$ ,  $\dot{V}O_2$ , et DE, et seulement à 6 km·h<sup>-1</sup> ( $p \leq 0.01$ ).

S'agissant du K4b<sup>2</sup>, il existait une différence significative entre la session 1 et la session 2 seulement pour  $\dot{V}O_2$  et seulement lorsque l'analyse portait sur l'ensemble des vitesses de marches testées ( $p \leq 0.05$ ).

Comme montré dans le tableau 3, d'une manière générale, pour la presque totalité des paramètres étudiés, que cela soit pour le MSCPX ou le K4b<sup>2</sup>, le CCI semblait augmenter et le CV<sub>R</sub> semblait diminuer à mesure que la vitesse de marche testée augmentait. Lorsque toutes les vitesses de marche confondues étaient considérées dans l'analyse, le CCI était proche de 1.00 ( $\geq 0.95$ ) pour les mesures de  $\dot{V}_E$ ,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$ , DE et

FC, à la fois avec le MSCPX et avec le K4b<sup>2</sup>. Les autres paramètres (F<sub>E</sub>O<sub>2</sub>, F<sub>E</sub>CO<sub>2</sub>, et QR) présentaient davantage de variabilité, le CCI allant de 0.31 à 0.82 selon le paramètre et l'appareil étudiés.

Les valeurs de CV<sub>R</sub> obtenues avec le MSCPX, pour l'ensemble des vitesses de marche testées confondues, semblaient plus faibles que celles obtenues avec le K4b<sup>2</sup>, notamment pour la mesure de  $\dot{V}_E$  (4.6 vs. 8.8 %),  $\dot{V}O_2$  (3.8 vs. 6.2 %),  $\dot{V}CO_2$  (4.0 vs. 7.4 %), DE (3.5 vs. 6.2 %) et FC (4.6 vs. 6.7 %).

Les limites d'agrément à 95 % caractérisant la reproductibilité du MSCPX et du K4b<sup>2</sup> pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de DE entre la session 1 et la session 2 (Tableau 4) supportent les tendances observées avec les valeurs de CV<sub>R</sub>, avec des intervalles qui étaient plus de deux fois plus larges pour  $\dot{V}_E$ ,  $\dot{V}O_2$ ,  $\dot{V}CO_2$  et DE avec le K4b<sup>2</sup>, en comparaison avec le MSCPX.

**Tableau 3.** Valeurs moyennes (*écarts-types*), coefficient de corrélation intra-classe (CCI), et coefficient de variation (CV<sub>R</sub> %) avec intervalles de confiance à 95 % [IC 95 %] pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de dépense énergétique avec le MasterScreen CPX et le K4b<sup>2</sup> lors des sessions 1 et 2

Variable	Vit.	MSCPX				K4b <sup>2</sup>									
		Session 1		Session 2		CCI [IC 95 %]		CV <sub>R</sub> [IC 95 %]		Session 1		Session 2		CCI [IC 95 %]	
$\dot{V}_E$ (L·min <sup>-1</sup> )	2	22.80	(2.35)	22.59	(2.86)	0.85 [0.36 ; 0.97]	5.6 [3.6 ; 12.9]	23.75	(4.27)	23.99	(3.72)	0.72 [0.03 ; 0.95]	11.0 [7.0 ; 25.8]		
	4	35.87	(3.10)	35.11	(2.78)	0.69 [0.05 ; 0.93]	5.3 [3.5 ; 11.1]	35.05	(5.05)	34.91	(2.77)	0.61 [-0.17 ; 0.92]	9.3 [5.9 ; 21.6]		
	6	58.88	(7.65)	56.62	(8.64)**	0.98 [0.91 ; 1.00]	2.6 [1.7 ; 5.8]	58.92	(12.05)	55.91	(8.69)	0.91 [0.57 ; 0.98]	7.3 [4.7 ; 16.8]		
		<b>39.03</b>	<b>(15.64)</b>	<b>37.97</b>	<b>(14.97)*</b>	<b>0.99 [0.97 ; 1.00]</b>	<b>4.6 [3.5 ; 6.6]</b>	<b>39.05</b>	<b>(16.46)</b>	<b>38.12</b>	<b>(14.29)</b>	<b>0.96 [0.90 ; 0.98]</b>	<b>8.8 [6.7 ; 12.8]</b>		
F <sub>E</sub> O <sub>2</sub> (%)	2	15.97	(0.41)	16.10	(0.19)	-0.50 [-0.89 ; 0.32]	2.5 [1.6 ; 5.5]	15.59	(0.30)	15.82	(0.33)	0.24 [-0.56 ; 0.81]	1.8 [1.2 ; 4.1]		
	4	16.05	(0.29)	16.08	(0.37)	0.32 [-0.44 ; 0.81]	1.8 [1.2 ; 3.6]	15.53	(0.27)	15.61	(0.33)	0.68 [-0.06 ; 0.94]	1.3 [0.8 ; 2.9]		
	6	16.33	(0.31)	16.26	(0.33)	0.91 [0.57 ; 0.98]	0.8 [0.5 ; 1.7]	15.89	(0.46)	15.91	(0.43)	0.88 [0.46 ; 0.98]	1.2 [0.8 ; 2.7]		
		<b>16.11</b>	<b>(0.36)</b>	<b>16.14</b>	<b>(0.31)</b>	<b>0.31 [-0.12 ; 0.64]</b>	<b>1.7 [1.3 ; 2.5]</b>	<b>15.66</b>	<b>(0.37)</b>	<b>15.77</b>	<b>(0.37)</b>	<b>0.65 [0.32 ; 0.84]</b>	<b>1.4 [1.1 ; 2.1]</b>		
F <sub>E</sub> CO <sub>2</sub> (%)	2	4.06	(0.26)	3.97	(0.25)	-0.11 [-0.76 ; 0.65]	6.8 [4.4 ; 15.7]	4.28	(0.29)	4.26	(0.26)	0.60 [-0.18 ; 0.92]	4.7 [3.0 ; 10.6]		
	4	4.34	(0.32)	4.31	(0.31)	0.61 [-0.10 ; 0.91]	5.2 [3.4 ; 10.8]	4.75	(0.33)	4.73	(0.33)	0.67 [-0.06 ; 0.94]	5.0 [3.2 ; 11.3]		
	6	4.35	(0.27)	4.37	(0.23)	0.81 [0.24 ; 0.96]	3.2 [2.0 ; 7.1]	4.69	(0.46)	4.74	(0.36)	0.73 [0.05 ; 0.95]	5.6 [3.6 ; 12.8]		
		<b>4.25</b>	<b>(0.30)</b>	<b>4.22</b>	<b>(0.31)</b>	<b>0.57 [0.20 ; 0.79]</b>	<b>5.1 [3.9 ; 7.3]</b>	<b>4.58</b>	<b>(0.41)</b>	<b>4.58</b>	<b>(0.38)</b>	<b>0.72 [0.44 ; 0.87]</b>	<b>4.9 [3.7 ; 7.0]</b>		
$\dot{V}O_2$ (L·min <sup>-1</sup> )	2	0.96	(0.07)	0.93	(0.10)	0.74 [0.06 ; 0.95]	5.6 [3.5 ; 12.6]	1.10	(0.16)	1.05	(0.12)	0.78 [0.16 ; 0.96]	7.8 [4.9 ; 17.9]		
	4	1.49	(0.16)	1.45	(0.14)	0.91 [0.62 ; 0.98]	3.9 [2.6 ; 8.1]	1.62	(0.24)	1.59	(0.21)	0.90 [0.55 ; 0.98]	6.7 [4.3 ; 15.3]		
	6	2.24	(0.27)	2.18	(0.27)**	1.00 [0.98 ; 1.00]	1.1 [0.7 ; 2.5]	2.48	(0.43)	2.34	(0.30)	0.95 [0.72 ; 0.99]	5.0 [3.2 ; 11.4]		
		<b>1.56</b>	<b>(0.55)</b>	<b>1.52</b>	<b>(0.54)**</b>	<b>0.99 [0.98 ; 1.00]</b>	<b>3.8 [2.9 ; 5.5]</b>	<b>1.73</b>	<b>(0.63)</b>	<b>1.66</b>	<b>(0.57)*</b>	<b>0.97 [0.94 ; 0.99]</b>	<b>6.2 [4.7 ; 9.0]</b>		
$\dot{V}CO_2$ (L·min <sup>-1</sup> )	2	0.75	(0.06)	0.72	(0.09)	0.88 [0.46 ; 0.98]	4.9 [3.1 ; 11.0]	0.84	(0.17)	0.84	(0.13)	0.86 [0.39 ; 0.97]	9.3 [5.9 ; 21.6]		
	4	1.28	(0.16)	1.24	(0.10)	0.91 [0.61 ; 0.98]	4.2 [2.8 ; 8.7]	1.37	(0.20)	1.37	(0.19)	0.93 [0.64 ; 0.99]	6.0 [3.8 ; 13.7]		
	6	2.09	(0.24)	2.03	(0.29)	0.97 [0.84 ; 0.99]	3.2 [2.0 ; 7.1]	2.25	(0.46)	2.16	(0.30)	0.89 [0.50 ; 0.98]	7.5 [4.8 ; 17.4]		
		<b>1.37</b>	<b>(0.57)</b>	<b>1.33</b>	<b>(0.56)**</b>	<b>0.99 [0.98 ; 1.00]</b>	<b>4.0 [3.0 ; 5.7]</b>	<b>1.48</b>	<b>(0.65)</b>	<b>1.45</b>	<b>(0.58)</b>	<b>0.98 [0.94 ; 0.99]</b>	<b>7.4 [5.6 ; 10.7]</b>		
QR	2	0.78	(0.04)	0.78	(0.04)	0.53 [-0.29 ; 0.90]	4.1 [2.6 ; 9.3]	0.76	(0.07)	0.79	(0.05)	0.34 [-0.49 ; 0.84]	6.8 [4.3 ; 15.6]		
	4	0.86	(0.05)	0.86	(0.02)	-0.18 [-0.76 ; 0.55]	4.8 [3.1 ; 9.9]	0.85	(0.04)	0.86	(0.02)	0.61 [-0.16 ; 0.92]	3.0 [1.9 ; 6.7]		
	6	0.94	(0.03)	0.93	(0.04)	0.61 [-0.16 ; 0.92]	2.6 [1.7 ; 5.9]	0.91	(0.06)	0.92	(0.02)	0.43 [-0.39 ; 0.87]	4.3 [2.7 ; 9.7]		
		<b>0.86</b>	<b>(0.07)</b>	<b>0.85</b>	<b>(0.07)</b>	<b>0.82 [0.61 ; 0.92]</b>	<b>3.8 [2.9 ; 5.5]</b>	<b>0.84</b>	<b>(0.08)</b>	<b>0.86</b>	<b>(0.06)</b>	<b>0.74 [0.47 ; 0.88]</b>	<b>4.7 [3.6 ; 6.8]</b>		
DE (kcal·min <sup>-1</sup> )	2	4.59	(0.32)	4.43	(0.48)	0.79 [0.19 ; 0.96]	5.2 [3.3 ; 11.7]	5.23	(0.82)	5.05	(0.62)	0.83 [0.29 ; 0.97]	7.5 [4.8 ; 17.4]		
	4	7.25	(0.80)	7.04	(0.65)	0.93 [0.70 ; 0.99]	3.4 [2.3 ; 7.1]	7.87	(1.15)	7.75	(1.05)	0.91 [0.58 ; 0.98]	6.4 [4.1 ; 14.7]		
	6	11.12	(1.33)	10.83	(1.39)**	0.99 [0.97 ; 1.00]	1.4 [0.9 ; 3.1]	12.22	(2.17)	11.59	(1.51)	0.94 [0.69 ; 0.99]	5.4 [3.4 ; 12.3]		
		<b>7.64</b>	<b>(2.82)</b>	<b>7.41</b>	<b>(2.77)**</b>	<b>0.99 [0.98 ; 1.00]</b>	<b>3.5 [2.7 ; 5.0]</b>	<b>8.42</b>	<b>(3.21)</b>	<b>8.11</b>	<b>(2.89)</b>	<b>0.98 [0.94 ; 0.99]</b>	<b>6.2 [4.7 ; 8.9]</b>		
FC (bpm)	2	80.79	(13.73)	76.06	(12.17)	0.94 [0.71 ; 0.99]	5.4 [3.4 ; 12.3]	77.61	(14.32)	77.01	(10.85)	0.87 [0.30 ; 0.98]	7.7 [4.8 ; 20.1]		
	4	103.19	(22.04)	102.66	(20.60)	0.97 [0.87 ; 0.99]	4.5 [3.0 ; 9.4]	102.35	(23.55)	105.42	(17.08)	0.92 [0.59 ; 0.98]	7.5 [4.7 ; 17.2]		
	6	138.56	(22.07)	134.57	(20.00)	0.98 [0.88 ; 1.00]	3.3 [2.1 ; 7.4]	134.43	(21.22)	134.76	(18.66)	0.96 [0.73 ; 0.99]	4.2 [2.6 ; 10.7]		
		<b>107.32</b>	<b>(30.36)</b>	<b>104.35</b>	<b>(29.50)**</b>	<b>0.98 [0.95 ; 0.99]</b>	<b>4.6 [3.5 ; 6.6]</b>	<b>104.55</b>	<b>(29.83)</b>	<b>105.72</b>	<b>(28.04)</b>	<b>0.95 [0.88 ; 0.98]</b>	<b>6.7 [5.0 ; 9.9]</b>		

Notes. Vit. = vitesse (seule la vitesse en km·h<sup>-1</sup> variait ; la pente était fixée à 10 %) ;  $\dot{V}_E$  = débit ventilatoire ; F<sub>E</sub>O<sub>2</sub> = fraction de dioxygène dans l'air expiré ; F<sub>E</sub>CO<sub>2</sub> = fraction de dioxyde de carbone dans l'air expiré ;  $\dot{V}O_2$  = débit de consommation de dioxygène ;  $\dot{V}CO_2$  = débit de production de dioxyde de carbone ; QR = quotient respiratoire ; DE = dépense énergétique ; FC = fréquence cardiaque. Les valeurs notées en gras correspondent à l'ensemble des vitesses testées confondues. \**p* ≤ 0.05. \*\**p* ≤ 0.01. \*\*\**p* ≤ 0.001.

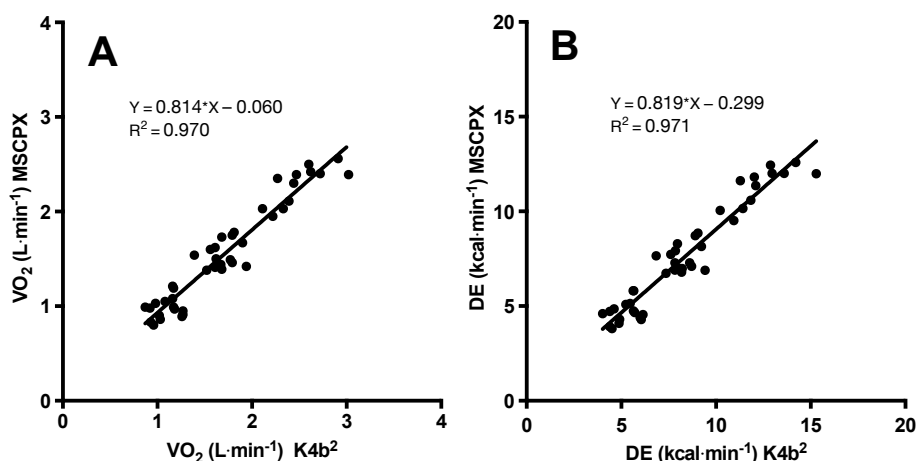
**Tableau 4.** Limites d'agrément à 95 % pour les mesures des paramètres cardio-respiratoires et de dépense énergétique (toutes vitesses de marche confondues) réalisées lors de la session 2 vs. la session 1, avec le MasterScreen CPX et le K4b<sup>2</sup>

	$\dot{V}_E$ (L·min <sup>-1</sup> )	F <sub>E</sub> O <sub>2</sub> (%)	F <sub>E</sub> CO <sub>2</sub> (%)	$\dot{V}O_2$ (L·min <sup>-1</sup> )	$\dot{V}CO_2$ (L·min <sup>-1</sup> )	QR	DE (kcal·min <sup>-1</sup> )	FC (bpm)
MSCPX	± 4.10	± 0.77	± 0.57	± 0.13	± 0.13	± 0.09	± 0.58	± 11.52
K4b <sup>2</sup>	± 8.99	± 0.62	± 0.62	± 0.29	± 0.31	± 0.10	± 1.45	± 16.87

Notes.  $\dot{V}_E$  = débit ventilatoire ; F<sub>E</sub>O<sub>2</sub> = fraction de dioxygène dans l'air expiré ; FCO<sub>2</sub> = fraction de dioxyde de carbone dans l'air expiré ;  $\dot{V}O_2$  = débit de consommation de dioxygène ;  $\dot{V}CO_2$  = débit de production de dioxyde de carbone ; QR = quotient respiratoire ; DE = dépense énergétique ; FC = fréquence cardiaque.

Dans l'objectif de corriger les valeurs de  $\dot{V}O_2$  et de DE mesurées par un appareil par rapport à l'autre appareil, des régressions linéaires (MSCPX vs. K4b<sup>2</sup>) ont été calculées pour  $\dot{V}O_2$  et DE. La Figure 4 illustre la relation entre les valeurs mesurées avec le MSCPX et les valeurs mesurées

avec le K4b<sup>2</sup> pour  $\dot{V}O_2$  (panel A) et DE (panel B). La Figure 4 montre également les régressions linéaires obtenues. À la fois pour  $\dot{V}O_2$  et DE, la régression atteignait une valeur élevée de variance expliquée ( $R^2 = 0.97$ ).



**Figure 4.** Régressions linéaires obtenues pour MasterScreen CPX versus K4b<sup>2</sup> pour le débit de consommation de dioxygène (panel A) et la dépense énergétique (panel B).

#### 4. Discussion

Le but de cette étude était d'étudier l'agrément entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup>, ainsi que la reproductibilité de ces deux appareils, pour la mesure de plusieurs paramètres cardio-respiratoires et de DE. D'une manière plus générale, l'objectif de ce travail était de déterminer si le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> peuvent être utilisés conjointement pour comparer les échanges gazeux et la DE mesurés en laboratoire (avec le MSCPX) et en situation écologique (avec le K4b<sup>2</sup>). Les résultats principaux de ce travail sont les suivants : i) le K4b<sup>2</sup> surestime les mesures des échanges gazeux et de DE effectuées avec le MSCPX ; ii) la variabilité inter-instruments (MSCPX vs. K4b<sup>2</sup>) est près de deux à trois fois supérieure à la variabilité intra-instrument (session 2 vs. session 1) pour la mesure des

échanges gazeux et de la DE ; iii) les valeurs mesurées avec le K4b<sup>2</sup> peuvent être corrigées de manière précise à l'aide d'un modèle de régression linéaire ( $R^2 = 0.97$ ) pour les rendre comparables aux valeurs mesurées avec le MSCPX.

La surestimation du  $\dot{V}O_2$  et du  $\dot{V}CO_2$  par le K4b<sup>2</sup> par rapport à une mesure de référence a été rapportée dans la littérature à plusieurs reprises. McLaughlin *et al.* (2001) ont rapporté que le K4b<sup>2</sup> surestimait significativement  $\dot{V}O_2$  par rapport à la mesure effectuée avec la méthode des sacs de Douglas lors d'une activité de pédalage sur cycloergomètre à différentes puissances (50 – 200 W). Dans cette même étude, le K4b<sup>2</sup> surestimait significativement la mesure du  $\dot{V}CO_2$  effectuée avec les sacs de Douglas à 200 W et 250 W. En réalisant une comparaison avec un appareil de

laboratoire (le Cosmed Quark b<sup>2</sup>), Eisenmann *et al.* (2003) ont également observé une surestimation par le K4b<sup>2</sup> de la mesure du  $\dot{V}O_2$  à la marche (à près de 5 km·h<sup>-1</sup>, avec 0 % de pente, et avec 10 % de pente). Duffield *et al.* (2004) ont quant à eux rapporté une surestimation significative, par rapport à un appareil de laboratoire, du  $\dot{V}O_2$  et du  $\dot{V}CO_2$  mesurés avec le K4b<sup>2</sup> à la course sur tapis roulant (à 10, 16 et 20 km·h<sup>-1</sup>). Néanmoins, d'autres études n'ont trouvé aucune différence significative entre le K4b<sup>2</sup> et la méthode de référence pour la mesure des échanges gazeux. Ainsi, Schrack *et al.* (2010) n'ont rapporté aucune différence significative pour la mesure du  $\dot{V}O_2$  et du  $\dot{V}CO_2$  à la marche sur tapis roulant (à rythme libre, qui allait de 4 à 7 km·h<sup>-1</sup> environ) ; et C. C. Howe *et al.* (2014) n'ont trouvé aucune différence significative entre le K4b<sup>2</sup> et l'Oxycon Pro pour la mesure de  $\dot{V}O_2$  et  $\dot{V}CO_2$  à la marche à des vitesses allant de 4 à 6 km·h<sup>-1</sup>, et à la course à des vitesses allant de 10 à 14 km·h<sup>-1</sup>. À titre de comparaison avec la présente étude, C. C. Howe *et al.* (2014) ont trouvé, pour la mesure de  $\dot{V}O_2$  et  $\dot{V}CO_2$  avec le K4b<sup>2</sup> (vs. référence), des biais [IC 95 %] de - 0.038 [- 0.208 ; 0.285] L·min<sup>-1</sup> et de - 0.040 [- 0.262 ; 0.341] L·min<sup>-1</sup>, respectivement ; alors que dans la présente étude, il a été trouvé des biais [IC 95 %] de 0.16 [0.10 ; 0.21] L·min<sup>-1</sup> et 0.12 [0.07 ; 0.17] L·min<sup>-1</sup> pour la mesure de  $\dot{V}O_2$  et  $\dot{V}CO_2$ , respectivement. Les différences de résultats observées entre ces études et la présente étude sont probablement liées au fait que l'appareil qui fournissait la mesure de référence de  $\dot{V}O_2$  et  $\dot{V}CO_2$  était différent.

McLaughlin *et al.* (2001) ont rapporté qu'une différence inférieure ou égale à 0.1 L·min<sup>-1</sup> entre le K4b<sup>2</sup> et la méthode de référence (les sacs de Douglas dans leur étude) est physiologiquement insignifiante pour beaucoup de situations. De plus, plusieurs études de la littérature suggèrent que le CV trouvé entre un système automatique et la méthode de référence devraient être < 10 % (Hodges *et al.*, 2005). Le biais de 0.16 L·min<sup>-1</sup> et le CV<sub>A</sub> de 11.9 % trouvés pour la mesure du  $\dot{V}O_2$  dans la présente étude, entre le K4b<sup>2</sup> et le MSCPX, suggèrent la nécessité de corriger les données obtenues avec le K4b<sup>2</sup> pour les rendre comparables à celles obtenues avec le MSCPX. La régression linéaire proposée dans le cadre de

ce travail devrait fournir une précision suffisante ( $R^2 = 0.97$ ) pour réaliser la correction.

Les résultats de la comparaison du K4b<sup>2</sup> avec le MSCPX pour la mesure de  $\dot{V}_E$ ,  $F_{EO_2}$ , et  $F_{ECO_2}$  (Figure 1) pourraient amener à conclure que les différences significatives observées pour la mesure de  $\dot{V}O_2$  et  $\dot{V}CO_2$  entre les deux appareils étaient principalement liées aux différences observées pour la mesure de  $F_{EO_2}$  et de  $F_{ECO_2}$ , qui étaient significatives ( $p \leq 0.001$ ), alors que les différences pour la mesure de  $\dot{V}_E$  ne l'étaient pas. Eisenmann *et al.* (2003) ont rapporté des conclusions similaires (Eisenmann *et al.*, 2003). Toutefois, l'étude des valeurs de CV<sub>A</sub> ne supporte pas cette conclusion. En effet, dans la présente étude, alors que les valeurs de CV<sub>A</sub> variaient entre 12 et 14 % pour  $\dot{V}_E$ ,  $\dot{V}O_2$ , et  $\dot{V}CO_2$ , les valeurs de CV<sub>A</sub> étaient seulement de 1.9 et 5.5 % pour  $F_{EO_2}$  et  $F_{ECO_2}$ , respectivement. Contrairement à la première explication donnée, ce serait donc la variabilité dans la mesure de  $\dot{V}_E$  qui expliquerait principalement la variabilité observée entre les deux appareils pour les mesures de  $\dot{V}O_2$  et  $\dot{V}CO_2$ . Cette conclusion est en accord avec les propos de Hodges *et al.* (2005) selon lesquels la mesure de  $\dot{V}_E$  serait le facteur le plus influant dans la variabilité de la mesure de  $\dot{V}O_2$  et  $\dot{V}CO_2$ . Les différences observées dans la mesure du  $\dot{V}_E$  peuvent se comprendre notamment au regard du fait que le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> n'emploient pas le même capteur pour la mesure des volumes et des débits ventilatoires.

S'agissant de la reproductibilité des systèmes de mesure, Hodges *et al.* (2005) ont qualifié un CV < 5 % comme étant excellent. Dans la présente étude, la reproductibilité du MSCPX du K4b<sup>2</sup> était bonne voire excellente, notamment pour la mesure du  $\dot{V}O_2$  et de la DE (CV<sub>R</sub> < 4 % pour le MSCPX ; CV<sub>R</sub> ≈ 6 % pour le K4b<sup>2</sup>). La reproductibilité du MSCPX était particulièrement bonne, notamment par rapport à son homologue produit par le même constructeur, l'Oxycon Pro, pour lequel Carter et Jeukendrup (2002) ont trouvé des valeurs de CV de 6.5 % et 4.7 % lors d'une activité de pédalage sur cyclo-ergomètre à 100 W et 150 W, respectivement. S'agissant du K4b<sup>2</sup>, des valeurs de CV < 3 %, donc inférieures à celles rapportées dans la présente étude, ont été rapportées à la marche (Darter *et al.*, 2013) et sur cyclo-ergomètre (Brisswalter & Tartaruga, 2014).

Dans la présente étude, la variabilité inter-appareils était nettement supérieure à la variabilité intra-appareil pour la mesure notamment du  $\dot{V}O_2$  et de la DE. Ceci supporte l'idée de devoir corriger les données de  $\dot{V}O_2$  et de DE obtenues avec l'un des deux appareils (*e.g.*, le K4b<sup>2</sup>) pour les rendre comparables à celles obtenues avec le second appareil s'il est prévu d'utiliser ces deux appareils au sein d'une même étude.

Cette étude présente plusieurs forces et limites. Une première force est qu'il s'agit de la première étude à fournir des informations quant à la précision des mesures des paramètres cardio-respiratoires et de DE effectuées avec le MSCPX. De plus, l'analyse statistique relativement complète qui est proposée ici, notamment pour l'étude de la reproductibilité des appareils, permet d'aborder la validité et la reproductibilité des systèmes étudiés sous différents angles, donnant ainsi une image plutôt complète de la précision des systèmes étudiés ici. Une autre force de cette étude est qu'elle fournit des informations quant à l'agrément et la reproductibilité de la mesure de  $F_{E}O_2$  et  $F_{E}CO_2$ , ce qui n'est pas toujours le cas dans la littérature, alors que cela est utile pour comprendre l'origine de la variabilité dans la mesure automatique des échanges gazeux (Hodges *et al.*, 2005).

Plusieurs limites sont aussi à considérer. Une première limite est la petite taille de l'échantillon étudié ( $n = 11$ ). Toutefois, nos résultats restent comparables à ceux de la littérature dans la mesure où près de la moitié des études qui ont porté sur la précision du K4b<sup>2</sup> et de l'Oxycon Pro ont été menées avec des échantillons de taille  $n \leq 10$  (Akkermans *et al.*, 2012; Carter & Jeukendrup, 2002; Doyon *et al.*, 2001; C. C. Howe *et al.*, 2014; Littlewood *et al.*, 2002; Mc Naughton *et al.*, 2005; McLaughlin *et al.*, 2001). Une seconde limite de la présente étude est que peu d'intensités d'exercice ont été testées. Néanmoins, le dispositif expérimental de cette étude a été pensé prioritairement en vue de l'utilisation future du MSCPX et du K4b<sup>2</sup> pour évaluer les échanges gazeux et la DE à la marche, qui a été la seule activité proposée ici. D'autres intensités devraient être testées pour déterminer l'agrément du MSCPX et du K4b<sup>2</sup> à des intensités supérieures à celles testées ici. Une troisième limite est que l'étude de l'agrément entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup>

a reposé sur des mesures différées, et non simultanées, principalement pour des raisons matérielles. Ceci a pu conduire à augmenter la variabilité observée entre les deux appareils étudiés ici. Notons toutefois que la majorité des études qui ont porté sur la validité du K4b<sup>2</sup> ont utilisé des mesures non simultanées (Cochrane & Gaskill, 2014; Doyon *et al.*, 2001; Eisenmann *et al.*, 2003; B. Fudge *et al.*, 2008; C. C. Howe *et al.*, 2014; Koh *et al.*, 2005; LaBreche & McKenzie, 2001; B. B. Parr *et al.*, 2001; Schrack *et al.*, 2010; Welch *et al.*, 2015) et que la mise en série de deux appareils de mesure peut parfois être une source d'erreurs (Darter *et al.*, 2013; McLaughlin *et al.*, 2001). Malgré cela, une disposition des appareils en parallèle semble être aujourd'hui la procédure recommandée pour évaluer l'agrément entre plusieurs systèmes de mesure des échanges gazeux (Hodges *et al.*, 2005). Enfin, en raison de l'absence d'un « gold standard » pour la mesure des échanges gazeux dans la présente étude, tel que la méthode des sacs de Douglas, il n'était pas possible de déterminer lequel des deux appareils (MSCPX ou K4b<sup>2</sup>) fournissait la mesure la plus valide des échanges gazeux et de la DE. Ce n'était toutefois pas l'objectif de cette étude, qui visait principalement à étudier l'agrément entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> en vue de leur utilisation conjointe en contextes de laboratoire et de terrain au sein d'une même étude.

## 5. Conclusion

Cette étude montre que le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> présentent tous les deux une reproductibilité bonne voire excellente pour la mesure des échanges gazeux et de la DE. Toutefois, l'agrément entre le MSCPX et le K4b<sup>2</sup> pour la mesure des échanges gazeux et de la DE est insuffisant pour pouvoir comparer leurs mesures respectives de  $\dot{V}O_2$  et de DE. Malgré cela, les données de  $\dot{V}O_2$  et de DE mesurées avec le K4b<sup>2</sup> peuvent être corrigées de manière précise pour les rendre comparables à celles obtenues avec le MSCPX.

## Remerciements

L'aide de Théo Guivarc'h et Christophe Guyot, deux élèves du département Sciences du sport et éducation physique de l'École normale

supérieure de Rennes, a été substantielle dans la conduite des expérimentations de cette étude.

## Références

- Akkermans, M. A., Sillen, M. J., Wouters, E. F., & Spruit, M. A. (2012). Validation of the oxycon mobile metabolic system in healthy subjects. *J Sports Sci Med*, *11*(1), 182-183.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, *1*(8476), 307-310.
- Brisswalter, J., & Tartaruga, M. P. (2014). Comparison of COSMED'S FitMate and K4b2 metabolic systems reliability during graded cycling exercise. *Scand J Clin Lab Invest*, *74*(8), 722-724.
- Brugnoli, P. (2010). Letter to the editor of EJAP. Re: Comparison of gas exchange data using the Aquatrainer(R) system and the facemask with Cosmed K4b2 during exercise in healthy subjects. *Eur J Appl Physiol*, *110*(4), 875-876.
- Carter, J., & Jeukendrup, A. E. (2002). Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems. *Eur J Appl Physiol*, *86*(5), 435-441.
- Cochrane, K. R., & Gaskill, S. (2014). CROSS SYSTEM RELIABILITY OF COSMED K4b2 vs. PARVO 2400 TRUE ONE METABOLIC SYSTEMS. *International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings*, *8*(2), Article 70.
- Darter, B. J., Rodriguez, K. M., & Wilken, J. M. (2013). Test-retest reliability and minimum detectable change using the K4b2: oxygen consumption, gait efficiency, and heart rate for healthy adults during submaximal walking. *Res Q Exerc Sport*, *84*(2), 223-231.
- Doyon, K. H., Perrey, S., Abe, D., & Hughson, R. L. (2001). Field testing of VO<sub>2</sub>peak in cross-country skiers with portable breath-by-breath system. *Can J Appl Physiol*, *26*(1), 1-11.
- Duffield, R., Dawson, B., Pinnington, H. C., & Wong, P. (2004). Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *J Sci Med Sport*, *7*(1), 11-22.
- Easton, C., Howe, C. C. F., Matzko, R.O., Piasek, F., & Pitsiladis, Y. P. (2012). Impact of K4b2 calibration drift on respiratory measurements during walking and running. *Med Sci Sports Exerc*, *44*(5S), 267-958.
- Eisenmann, J. C., Brisko, N., Shadrack, D., & Welsh, S. (2003). Comparative analysis of the Cosmed Quark b2 and K4b2 gas analysis systems during submaximal exercise. *J Sports Med Phys Fitness*, *43*(2), 150-155.
- Elia, M., & Livesey, G. (1992). Energy expenditure and fuel selection in biological systems: the theory and practice of calculations based on indirect calorimetry and tracer methods. *World Rev Nutr Diet*, *70*, 68-131.
- Foss, O., & Hallen, J. (2005). Validity and stability of a computerized metabolic system with mixing chamber. *Int J Sports Med*, *26*(7), 569-575.
- Fudge, B., Budd, H., Logan, C., Gillespie, M., Wilson, J., Irwin, L., Kayser, B., & Pitsiladis, Y. P. (2008). Accuracy of K4b2 portable breath-by-breath system during treadmill and outdoor running. *Med Sci Sports Exerc*, *40*(5 Suppl 1), S424.
- Hodges, L. D., Brodie, D. A., & Bromley, P. D. (2005). Validity and reliability of selected commercially available metabolic analyzer systems. *Scand J Med Sci Sports*, *15*(5), 271-279.
- Hopkins, W. G. (2000). Reliability from consecutive pairs of trials (Excel spreadsheet). A new view of statistics. Internet Society for Sport Science: <http://www.sportsci.org/resource/stats>.
- Howe, C. C., Matzko, R. O., Piasek, F., Pitsiladis, Y. P., & Easton, C. (2014). Stability of the K4b(2) portable metabolic analyser during rest, walking and running. *J Sports Sci*, *32*(2), 157-163.
- Koh, Y., Chacko, A., & Biggerstaff, K. D. (2005). Accuracy of the Cosmed K4b2 telemetry system during different intensities of exercise. *Med Sci Sports Exerc*, *37*(5 Suppl), S22-S23.
- LaBreche, J. M., & McKenzie, D. C. (2001). Evaluation of the Cosmed K4b2 portable metabolic system during maximal exercise. *Can J Appl Physiol*, *26*, 492-493.
- Lepretre, P. M., Weissland, T., Paton, C., Jeanne, M., Delannaud, S., & Ahmaidi, S. (2012). Comparison of 2 portable respiratory gas analysers. *Int J Sports Med*, *33*(9), 728-733.
- Littlewood, R. A., White, M. S., Bell, K. L., Davies, P. S., Cleghorn, G. J., & Grote, R. (2002). Comparison of the Cosmed K4 b(2) and the Deltatrac II metabolic cart in measuring resting energy expenditure in adults. *Clin Nutr*, *21*(6), 491-497.
- Macfarlane, D. J. (2001). Automated metabolic gas analysis systems: a review. *Sports Med*, *31*(12), 841-861.
- Mc Naughton, L. R., Sherman, R., Roberts, S., & Bentley, D. J. (2005). Portable gas analyser Cosmed K4b2 compared to a laboratory based mass spectrometer system. *J Sports Med Phys Fitness*, *45*(3), 315-323.
- McLaughlin, J. E., King, G. A., Howley, E. T., Bassett, D. R., Jr., & Ainsworth, B. E. (2001). Validation of the COSMED K4 b2 portable metabolic system. *Int J Sports Med*, *22*(4), 280-284.
- Noury-Desvaux, B., Abraham, P., Mahe, G., Sauvaget, T., Leftheriotis, G., & Le Faucheur, A. (2011). The accuracy of a simple, low-cost GPS data logger/receiver to study outdoor human walking in view of health and clinical studies. *PLoS One*, *6*(9), e23027.
- Parr, B. B., Strath, S. J., Bassett, D. R., & Howley, E. T. (2001). Validation of the Cosmed K4b2 portable

- metabolic measurement system. *Med Sci Sports Exerc*, 33(5 Suppl), S300.
- Pinnington, H. C., Wong, P., Tay, J., Green, D., & Dawson, B. (2001). The level of accuracy and agreement in measures of FEO<sub>2</sub>, FECO<sub>2</sub> and VE between the Cosmed K4b2 portable, respiratory gas analysis system and a metabolic cart. *J Sci Med Sport*, 4(3), 324-335.
- R Core Team. (2014). R: A language and environment for statistical computing. Vienna (Austria): R Foundation for Statistical Computing. Retrieved from <http://www.R-project.org/>
- Rietjens, G. J., Kuipers, H., Kester, A. D., & Keizer, H. A. (2001). Validation of a computerized metabolic measurement system (Oxycon-Pro) during low and high intensity exercise. *Int J Sports Med*, 22(4), 291-294.
- Schrack, J. A., Simonsick, E. M., & Ferrucci, L. (2010). Comparison of the Cosmed K4b(2) portable metabolic system in measuring steady-state walking energy expenditure. *PLoS One*, 5(2), e9292.
- Stookey, A. D., McCusker, M. G., Sorkin, J. D., Katzel, L. I., Shaughnessy, M., Macko, R. F., & Ivey, F. M. (2013). Test-retest reliability of portable metabolic monitoring after disabling stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 27(9), 872-877.
- Veluswamy, S. K., Guddattu, V., & Maiya, A. G. (2015). Test-retest reliability of a portable gas analysis system under free living conditions. *Indian J Physiol Pharmacol*, 59(1), 117-120.
- Welch, W. A., Strath, S. J., & Swartz, A. M. (2015). Congruent validity and reliability of two metabolic systems to measure resting metabolic rate. *Int J Sports Med*, 36(5), 414-418.



#### Annexe 14. Caractéristiques techniques des actimètres utilisés dans les protocoles ACTI-GPS et/ou CLASH

	<b>wGT3X+</b> (ActiGraph, LLC, Pensacola, FL)	<b>StepWatch 3™</b> (Orthocare Innovations™, LLC, Mountlake Terrace, WA)	<b>Micro Motionlogger®</b> (Ambulatory Monitoring, Inc., Ardsley, NY)
Dimensions (H × L × P) (mm)	46 × 33 × 15	75 × 50 × 20	36 × 36 × 12
Poids (g)	19	38	30
Placement préférentiel	Hanche	Cheville	Poignet
Capteurs de mouvement	Accéléromètre capacitif triaxial	Accéléromètre piézo-électrique biaxial	Accéléromètre piézo-électrique triaxial
Sensibilité au mouvement	± 6 g	Seuils de sensibilité réglables via le logiciel	?
Résolution de l'enregistrement	Périodes de 1 s à 1 min 30 – 100 Hz (incréments de 10 Hz)	Périodes de 3 s à 3 min	Périodes de 1 s à 1 min
Mémoire	512 MB / 40 jours à 30 Hz	32 KB / 2 mois avec enregistrement de 1 donnée toutes les minutes	2 MB / 2 semaines avec enregistrement de 1 donnée les 5 secondes
Option de filtrage	0.5 – 2.5 Hz	Aucune	Aucune
Paramètres mesurés	Accélérations, unités d'activité physique, dépendance énergétique, niveau d'intensité d'activité physique, nombre de pas, activité lors du sommeil	Nombre de pas, cadence, temps d'activité, et paramètres dérivés	Occurrences d'un évènement, fréquence du mouvement, intensité du mouvement, périodes de port et non-port
Batterie	Lithium rechargeable	Lithium	DL2430
Durée de vie de la batterie	31 jours à 30 Hz	7 ans	30 jours
Interface	USB / sans fil	USB (station dock)	Infrarouge
Logiciel de traitement des données	Actilife 6	StepWatch 3	Watchware
Site Web	<a href="http://www.actigraphcorp.com">http://www.actigraphcorp.com</a>	<a href="http://orthocareinnovations.com">http://orthocareinnovations.com</a>	<a href="http://www.ambulatory-monitoring.com">www.ambulatory-monitoring.com</a>

## Annexe 15. Caractéristiques techniques du récepteur GPS utilisé dans les protocoles ACTI-GPS et CLASH

---

<b>DG-100</b>	
(GobalSat®, Inc., Taipei, Taiwan)	
Dimensions (H × L × P) (mm)	80 × 55 × 18
Poids (g)	62
Placement	Taille (unité) / épaulement (antenne externe)
Puce	SiRF Star III
SBAS	Fonction WAAS/EGNOS utilisable
	20 chaînes
Capacité d'enregistrement	60 000 points
Paramètres mesurés	Position (latitude, longitude, altitude), vitesse
Batterie	2 AA NiMH rechargeable
Durée de vie de la batterie	20 heures
Interface	USB
Logiciel de traitement des données	GlobalSat
Site Web	<a href="http://www.globalsat.com.tw">http://www.globalsat.com.tw</a>

---

*Note.* SBAS = Satellite-based augmentation system ; WAAS = Wide area augmentation system ; EGNOS = European geostationary navigation overlay system.

## Annexe 16. Questionnaire de claudication de San Diego

	Côté droit	Côté gauche
Ressentez-vous des douleurs dans l'une ou l'autre de vos jambes ou de vos fesses lorsque vous marchez ? (Si « non » ou « ne sait pas », arrêter le questionnaire)	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> Ne sait pas	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> Ne sait pas
Est-ce que cette douleur débute déjà lorsque vous êtes debout immobile ou assis ?	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> Ne sait pas	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> Ne sait pas
Où se situent vos douleurs ?		
Dans le ou les mollets ?	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON
Dans le ou les cuisses ?	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON
Dans la ou les fesses ?	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON
Ressentez-vous ces douleurs lorsque vous marchez rapidement ou en montée ?	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> Ne marche jamais rapidement ou en montée	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> Ne marche jamais rapidement ou en montée
Ressentez-vous ces douleurs lorsque vous marchez sur le plat à allure normale ?	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> Ne sait pas	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> Ne sait pas
Est-ce que la douleur disparaît si vous continuez à marcher ?	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> Ne sait pas	<input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON <input type="checkbox"/> Ne sait pas
Que faites-vous lorsque vous ressentez ces douleurs à la marche ?	<input type="checkbox"/> S'arrête ou ralenti <input type="checkbox"/> Continue	<input type="checkbox"/> S'arrête ou ralenti <input type="checkbox"/> Continue
Que se passe-t-il lorsque vous vous arrêtez ? (Si « pas de changement », arrêter le questionnaire)	<input type="checkbox"/> Les douleurs disparaissent ou diminuent <input type="checkbox"/> Pas de changement	<input type="checkbox"/> Les douleurs disparaissent ou diminuent <input type="checkbox"/> Pas de changement
En combien de temps ces douleurs disparaissent ou s'estompent ?	<input type="checkbox"/> 10 min ou moins <input type="checkbox"/> Plus de 10 min	<input type="checkbox"/> 10 min ou moins <input type="checkbox"/> Plus de 10 min

Note : les questions sont posées par l'expérimentateur.

## Annexe 17. Walking Impairment Questionnaire

**Distance de Marche** : Pour chacune des distances de marche qui vous sont proposées ci-dessous, reportez le degré de difficulté physique qui traduit le mieux votre difficulté à marcher sur terrain plat sans vous arrêter pour vous reposer.

<i>Distance</i>	<i>Degré de difficulté</i>				
	<i>Aucun</i>	<i>Léger</i>	<i>Moyen</i>	<i>Important</i>	<i>Infaisable</i>
1. Marcher chez soi (autour de la maison)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Marcher 20 m	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Marcher 50 m (1 demi pâté de maisons)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Marcher 100 m (1 pâté de maisons)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Marcher 200 m (2 pâtés de maisons)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Marcher 300 m (3 pâtés de maisons)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Marcher 500 m (5 pâtés de maisons)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**Vitesse de Marche** : Reportez le degré de difficulté physique qui décrit le mieux la difficulté que vous avez à parcourir, en fonction de différentes vitesses de marche, la distance correspondant à un pâté de maisons (sur terrain plat) et ce, sans vous arrêter pour vous reposer.

<i>Vitesse</i>	<i>Degré de difficulté</i>				
	<i>Aucun</i>	<i>Léger</i>	<i>Moyen</i>	<i>Important</i>	<i>Infaisable</i>
1. Parcourir un pâté de maisons (100 m) en marchant lentement ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Parcourir un pâté de maisons à une vitesse de marche normale (habituelle) ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Parcourir un pâté de maisons en marchant rapidement ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Parcourir un pâté de maisons en courant (footing) ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**Montée d'escaliers** : Reportez le degré de difficulté physique qui décrit le mieux la difficulté que vous avez eu à monter des escaliers, sans vous arrêter pour vous reposer, au cours de la dernière semaine.

<i>Montée d'escaliers</i>	<i>Degré de difficulté</i>				
	<i>Aucun</i>	<i>Léger</i>	<i>Moyen</i>	<i>Important</i>	<i>Infaisable</i>
1. Monter 1 étage ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Monter 2 étages ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Monter 3 étages ?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>



# TABLE DES MATIERES

<b>Remerciements</b> .....	<b>v</b>
<b>Valorisation scientifique</b> .....	<b>xi</b>
<b>Sommaire</b> .....	<b>1</b>
<b>Liste des abréviations principales</b> .....	<b>3</b>
<b>Liste des tableaux</b> .....	<b>5</b>
<b>Liste des figures</b> .....	<b>7</b>
<b>Liste des annexes</b> .....	<b>9</b>
<b>Introduction</b> .....	<b>11</b>
<b>Partie I – État de l’art</b> .....	<b>13</b>
<b>Chapitre 1. Présentation de l’AOMI</b> .....	<b>15</b>
1. Épidémiologie .....	15
1.1. Prévalence .....	15
1.2. Facteurs de risque.....	17
1.3. Mortalité.....	18
2. Pathogenèse.....	19
3. Altérations hémodynamiques artérielles.....	21
3.1. Principes hémodynamiques généraux .....	21
3.2. Altérations hémodynamiques liées à l’AOMI.....	24
3.3. Implications des altérations hémodynamiques dans le diagnostic de l’AOMI .....	26
3.4. Implications des altérations hémodynamiques dans la survenue de l’ischémie.....	28
4. Symptomatologie .....	29
4.1. La sensation de douleur au cœur de la symptomatologie .....	29
4.2. Symptômes traditionnellement associés à l’AOMI et classifications correspondantes	30
4.3. Autres symptômes associés à l’AOMI et classifications correspondantes .....	34
4.4. Prévalence des symptômes.....	36
5. Altération de la qualité de vie .....	36
6. Altérations fonctionnelles liées à l’ischémie .....	37
6.1. Aspects « aigus » des altérations fonctionnelles liées à l’ischémie : conséquences de l’occurrence de la douleur à l’exercice .....	38
6.1.1. Altération des aspects biomécaniques de la marche.....	38
6.1.2. Altération du coût énergétique de la marche.....	39
6.1.3. Limitations fonctionnelles .....	40

6.1.3.a. Limitation et capacité.....	40
6.1.3.b. Caractérisation des limitations de la capacité fonctionnelle.....	41
6.1.3.c. Caractérisation des limitations fonctionnelles au cours de la vie quotidienne .....	43
6.2. Aspects « chroniques » des altérations fonctionnelles liées à l'ischémie : conséquences des changements physiopathologiques associés à l'ischémie-reperfusion .....	44
6.2.1. Changements physiopathologiques liés à l'ischémie-reperfusion.....	44
6.2.1. Altération des aspects biomécaniques de la marche.....	45
6.2.2. Altération du coût énergétique de la marche.....	46
6.2.3. Aggravation des limitations fonctionnelles .....	47
7. De l'importance d'évaluer la capacité de marche.....	48
8. Résumé.....	49
<b>Chapitre 2. Ischémie d'exercice et limitation de la capacité de marche : importance de l'évaluation en condition naturelle de marche .....</b>	<b>51</b>
1. Préambule .....	51
2. Méthodes classiques d'évaluation de la capacité de marche .....	52
2.1. Évaluation de la capacité de marche sur tapis motorisé.....	52
2.1.1. Tests de marche sur tapis à charge constante .....	53
2.1.2. Tests de marche sur tapis à charge croissante .....	55
2.1.3. Intérêts et limites .....	58
2.1.3.a. Intérêts.....	58
2.1.3.b. Limites .....	59
2.2. Évaluation de la capacité de marche en conditions non motorisées avec temps ou intensité contraints .....	62
2.2.1. Test de marche de six minutes.....	62
2.2.2. Tests de marche en navette.....	64
2.2.3. Intérêts et limites .....	65
2.2.3.a. Intérêts.....	65
2.2.3.b. Limites .....	67
2.3. Bilan .....	67
3. Méthodes d'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire.....	70
3.1. Évaluation de la capacité de marche vs. évaluation de l'activité physique en ambulatoire : quelle différence ?.....	70
3.2. Évaluation de la capacité de marche à l'aide du système Peripheral Arterial Disease Holter Control (PADHOC) .....	72

3.2.1. Double épreuve de marche physiologique .....	72
3.2.1. Intérêts et limites .....	72
3.2.1.a. Intérêts.....	72
3.2.1.b. Limites .....	74
3.3. Évaluation de la capacité de marche en extérieur à l'aide du géo-positionnement par satellites.....	74
3.3.1. Évaluation de la capacité de marche en tant que distance maximale de marche .	74
3.3.2. Évaluation de la capacité de marche en tant que distance totale de marche .....	76
3.3.3. Autres paramètres pour caractériser la capacité de marche en extérieur.....	77
3.3.4. Intérêts et limites .....	78
3.3.4.a. Intérêts.....	78
3.3.4.b. Limites .....	79
3.4. De l'intérêt de pouvoir estimer la dépense énergétique des patients avec AOMI lors de la marche en extérieur .....	81
4. Outils et méthodes classiquement utilisés pour estimer la dépense énergétique en ambulatoire .....	82
4.1. Préambule.....	82
4.2. Notions de base .....	82
4.2.1. Intensité d'activité physique, niveau de dépense énergétique, et débit de consommation de dioxygène .....	82
4.2.2. Outils et méthodes .....	86
4.3. Moniteurs de fréquence cardiaque .....	87
4.3.1. Présentation générale.....	87
4.3.2. Variables mesurées, variables calculées, et précision associée .....	87
4.3.2.a. Fréquence cardiaque .....	87
4.3.2.b. Dépense énergétique .....	88
4.3.3. Intérêts et limites .....	91
4.3.3.a. Intérêts.....	91
4.3.3.b. Limites .....	92
4.4. Accéléromètres.....	93
4.4.1. Présentation générale.....	93
4.4.1. Variables mesurées, variables calculées, et précision associée .....	93
4.4.1.a. Accélération et counts d'activité physique .....	93
4.4.1.b. Dépense énergétique .....	101
4.4.2. Intérêts et limites .....	104



4.4.2.a. Intérêts.....	104
4.4.2.b. Limites .....	104
4.5. Podomètres.....	108
4.5.1. Présentation générale.....	108
4.5.2. Variables mesurées, variables calculées, et précision associée .....	109
4.5.2.a. Nombre de pas .....	109
4.5.2.b. Dépense énergétique .....	112
4.5.3. Intérêts et limites .....	113
4.5.3.a. Intérêts.....	113
4.5.3.b. Limites .....	113
4.6. Géo-positionnement par satellites .....	114
4.6.1. Présentation générale.....	114
4.6.1.a. Principe du géo-positionnement par satellites .....	114
4.6.1.b. Description du système GPS .....	114
4.6.1.b.1. Le secteur spatial.....	115
4.6.1.b.2. Le secteur de contrôle .....	117
4.6.1.b.3. Le secteur utilisateur .....	117
4.6.2. Variables mesurées.....	117
4.6.2.a. Code et phase des signaux GPS .....	117
4.6.2.b. Changement Doppler .....	119
4.6.3. Variables calculées .....	119
4.6.3.a. Position .....	120
4.6.3.b. Vitesse.....	124
4.6.4. Précision .....	125
4.6.4.a. Types de précision et sources d'erreur.....	125
4.6.4.a.1. Types de précision.....	125
4.6.4.a.2. Sources d'erreur .....	126
4.6.4.b. Position en mode statique .....	127
4.6.4.c. Position en mode dynamique (marche).....	128
4.6.4.d. Vitesse (marche) .....	131
4.6.4.e. Distance (marche) .....	133
4.6.4.f. Pente .....	137
4.6.4.g. Dépense énergétique .....	137
4.6.5. Intérêts et limites .....	138
4.6.5.a. Intérêts.....	138

4.6.5.b. Limites .....	139
4.7. Couplage de capteurs .....	140
4.7.1. Présentation générale.....	140
4.7.2. Méthodes de couplage, variables calculées, et précision associée .....	140
4.7.2.a. Méthodes de couplage.....	140
4.7.2.b. Dépense énergétique .....	144
4.7.3. Intérêts et limites .....	146
4.7.3.a. Intérêts.....	146
4.7.3.b. Limites .....	147
4.8. Bilan .....	148
5. Résumé.....	149
<b>Chapitre 3. Ischémie d'exercice et limitation de la capacité de marche : rôle des adaptations physiopathologiques à la marche et en récupération.....</b>	<b>151</b>
1. Préambule .....	151
2. Rôle des adaptations physiopathologiques à la marche dans la limitation de la capacité de marche.....	151
2.1. Capacité de marche, $\dot{V}O_2$ pic, et cinétique de $\dot{V}O_2$ .....	151
2.1.1. Capacité de marche et $\dot{V}O_2$ pic .....	151
2.1.2. Cinétique de $\dot{V}O_2$ au cours de la marche à intensité constante.....	152
2.2. Causes hémodynamiques et métaboliques de la limitation à l'exercice : un sujet de controverses.....	155
2.2.1. Rôle des adaptations hémodynamiques.....	155
2.2.2. Rôle des adaptations métaboliques.....	159
2.3. Rôle de la production de lactate .....	162
2.4. Rôle de la réponse cardiovasculaire centrale .....	163
3. Normalisation des phénomènes physiopathologiques en récupération .....	164
3.1. Normalisation de l'ischémie .....	164
3.2. Normalisation de la pression artérielle systolique mesurée à la cheville.....	165
3.3. Normalisation de la douleur .....	166
3.4. Normalisation de la fréquence cardiaque .....	166
4. Rôle des adaptations physiopathologiques au cours de la marche répétée dans la limitation de la capacité de marche .....	167
4.1. Avant-propos.....	167
4.2. Caractérisation de l'évolution de la capacité de marche lors de la marche répétée ...	167
4.3. Rôles des adaptations physiopathologiques à la marche et en récupération .....	169

5. Résumé.....	171
<b>Problématique générale, objectifs, et organisation du travail de thèse .....</b>	<b>173</b>
<b>Partie II – Travail expérimental.....</b>	<b>179</b>
<b>Chapitre 4. Projet ACTI-GPS : étude de la validité du géo-positionnement par satellites et de son couplage à d'autres capteurs d'activité physique pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur.....</b>	<b>181</b>
1. Problématique et objectifs.....	181
1.1. Précision du géo-positionnement par satellites pour estimer la pente lors de la marche en extérieur.....	181
1.2. Précision du géo-positionnement par satellites pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur .....	182
1.3. Intérêt du couplage du géo-positionnement par satellites à l'accélérométrie et à la mesure de la fréquence cardiaque pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur.....	182
2. Procédure expérimentale et prérequis méthodologiques .....	183
2.1. Préambule.....	183
2.2. Organisation générale de l'étude.....	184
2.3. Expérimentations.....	185
2.3.1. Visite d'inclusion.....	185
2.3.2. Mesure du métabolisme de repos .....	185
2.3.3. Mesure du $\dot{V}O_2$ pic .....	186
2.3.4. Sessions de marche en extérieur.....	186
2.1. Outils .....	189
2.1.1. Système portable de mesure des échanges gazeux.....	189
2.1.2. Récepteur GPS.....	189
2.1.3. Accéléromètre.....	190
2.1.4. Moniteur de fréquence cardiaque .....	193
2.2. Collecte des données .....	193
2.3. Analyse des données .....	194
2.3.1. Échanges gazeux .....	194
2.3.1.a. Métabolisme de repos .....	194
2.3.1.b. $\dot{V}O_2$ pic .....	194
2.3.1.c. Dépense énergétique lors de la marche.....	194
2.3.2. Données GPS.....	196
2.3.1. Données accélérométriques .....	198

2.3.2. Données de fréquence cardiaque .....	198
2.4. Analyses statistiques .....	198
3. Résultats principaux.....	198
3.1. Précision du géo-positionnement par satellites pour estimer la pente lors de la marche en extérieur.....	199
3.2. Précision du géo-positionnement par satellites pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur .....	199
3.3. Intérêt du couplage du géo-positionnement par satellites à l'accélérométrie et à la mesure de la fréquence cardiaque pour estimer la dépense énergétique lors de la marche en extérieur ( <i>P3</i> ) .....	200
4. Discussion générale .....	201
4.1. Originalité de l'étude.....	201
4.2. Limites.....	203
4.3. Perspectives.....	206
5. Valorisation.....	211
<b>Chapitre 5. Projet CLASH : étude de l'influence de la durée de récupération, suite à une marche symptômes-limitée, sur la capacité de marche lors de la marche subséquente chez des patients AOMI.....</b>	<b>213</b>
1. Problématique et objectifs.....	213
2. Procédure expérimentale et prérequis méthodologiques .....	213
2.1. Organisation générale de l'étude.....	213
2.2. Expérimentations.....	216
2.2.1. Visite d'inclusion.....	216
2.2.2. Blocs de marche (modalité « BLOC ») .....	218
2.2.3. Marches consécutives en laboratoire (modalité « CONS ») .....	218
2.2.4. Evaluation de la capacité de marche en ambulatoire (modalité « GPS A »).....	219
2.2.5. Marches consécutives en ambulatoire (modalité « GPS B ») .....	219
2.3. Outils .....	219
2.3.1. Questionnaires .....	219
2.3.1.a. San Diego claudication questionnaire.....	219
2.3.1.b. Walking impairment questionnaire.....	220
2.3.1.c. Short-Form 36.....	220
2.3.2. Appareils de mesures physiologiques .....	220
2.3.2.a. Système de mesure de la pression transcutanée en dioxygène .....	220
2.3.2.b. Systèmes de mesure des échanges gazeux et de la fréquence cardiaque....	222

2.3.3. Actimètres.....	223
2.3.4. Echelle de douleur .....	223
2.4. Collecte des données .....	224
2.5. Analyse des données .....	225
2.6. Analyses statistiques .....	225
2.6.1. Définitions des variables d'intérêt.....	225
2.6.2. Comparaison des valeurs de capacité de marche obtenues pour les différentes durées de récupération testées .....	226
2.6.3. Modélisation .....	226
2.6.4. Reproductibilité des mesures de la capacité de marche .....	227
3. Résultats préliminaires.....	228
3.1. Caractéristiques des patients .....	228
3.2. Effet du temps de récupération sur la capacité de marche lors de la marche subséquente .....	229
3.3. Caractérisation de la relation entre la capacité de marche et la durée de récupération : modèles individuels.....	230
3.4. Caractérisation de la relation entre la capacité de marche et la durée de récupération : modèle général .....	232
3.5. Reproductibilité des mesures de la capacité de marche .....	232
4. Discussion générale .....	233
4.1. Effet de la durée de récupération faisant suite à une marche symptôme-limitée sur la capacité de marche lors de la marche subséquente .....	233
4.2. Caractérisation de la relation entre la durée de récupération faisant suite à une marche symptôme-limitée et la capacité de marche lors de la marche subséquente .....	235
4.3. Limites.....	237
4.4. Perspectives.....	238
5. Valorisation.....	240
<b>Conclusion .....</b>	<b>241</b>
<b>Bibliographie .....</b>	<b>243</b>
<b>Annexes .....</b>	<b>I</b>
Annexe 1. Classification des symptômes associés à l'AOMI proposée par le Peripheral Academic Research Consortium.....	III
Annexe 2. Altérations des aspects biomécaniques de la marche causées par l'occurrence de la douleur chez les patients avec AOMI.....	IV

Annexe 3. Équations de prédiction des METs à partir des <i>counts</i> d'activité physique mesurés par un accéléromètre ActiGraph™ .....	VI
Annexe 4. Équations de prédiction du niveau de dépense énergétique (kcal·min <sup>-1</sup> ) à partir des <i>counts</i> d'activité physique mesurés par un accéléromètre ActiGraph™ .....	IX
Annexe 5. Équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche sur tapis sans pente .....	X
Annexe 6. Équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche sur tapis avec pente .....	XII
Annexe 7. Équations de prédiction de la dépense énergétique à la marche au sol sans pente .....	XIII
Annexe 8. Équations généralisées de prédiction de la dépense énergétique à la marche (sur tapis et au sol) sans pente.....	XIV
Annexe 9. Méthodes de géo-positionnement différentiel .....	XV
Annexe 10. Les sources d'erreurs dans le géo-positionnement par satellites.....	XVIII
Annexe 11. Encadrement des projets de recherche ACTI-GPS et CLASH .....	XXI
Annexe 12. Caractéristiques techniques du MasterSreen CPX et du K4b <sup>2</sup> .....	XXII
Annexe 13. Étude de l'agrément et de la reproductibilité du MasterScreen CPX et du K4b <sup>2</sup> pour la mesure des paramètres cardio-respiratoires et de la dépense énergétique.....	XXIII
Annexe 14. Caractéristiques techniques des actimètres utilisés dans les protocoles ACTI-GPS et/ou CLASH .....	XXXVIII
Annexe 15. Caractéristiques techniques du récepteur GPS utilisé dans les protocoles ACTI-GPS et CLASH .....	XXXIX
Annexe 16. Questionnaire de claudication de San Diego.....	XL
Annexe 17. Walking Impairment Questionnaire .....	XLI
<b>Table des matières.....</b>	<b>XLIII</b>
<b>Travaux publiés ou terminés et soumis pour publication .....</b>	<b>LIII</b>
<i>P1.</i> de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Accuracy of a low-cost global positioning system receiver for estimating grade during outdoor walking. <i>Physiol Meas</i> , 37(10), 1741-1756.....	LV
<i>P2.</i> de Müllenheim, P. Y., Dumond, R., Gernigon, M., Mahé, G., Lavenu, A., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Predicting metabolic rate during level and uphill outdoor walking using a low-cost GPS receiver. <i>J Appl Physiol (1985)</i> , 121(2), 577-588.....	LVII

P3. de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Emily, M., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (submitted). Using GPS, accelerometry and heart rate to predict outdoor graded walking energy expenditure. <i>J Sci Med Sport</i> . .....LIX	LIX
P4. de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Mahé, G., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2016). Clinical Interest of Ambulatory Assessment of Physical Activity and Walking Capacity in Peripheral Artery Disease. <i>Scand J Med Sci Sports</i> , 26(7), 716-730. ....LXI	LXI
P5. Le Faucheur, A., de Müllenheim, P. Y., & Mahé, G. (2015). Letter by Le Faucheur et al regarding articles, "Six-minute walk is a better outcome measure than treadmill walking tests in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease" and "The treadmill is a better functional test than the 6-minute walk test in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease". <i>Circulation</i> , 131(15), e406. ....LXIII	LXIII
Communications orales principales présentées en tant que 1 <sup>er</sup> auteur .....LXV	LXV

**TRAVAUX PUBLIES OU TERMINES ET SOUMIS POUR  
PUBLICATION**





*Pl. de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Accuracy of a low-cost global positioning system receiver for estimating grade during outdoor walking. *Physiol Meas*, 37(10), 1741-1756.*

*Consultable uniquement dans la version imprimée*



*P2. de Müllenheim, P. Y., Dumond, R., Gernigon, M., Mahé, G., Lavenu, A., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (2016). Predicting metabolic rate during level and uphill outdoor walking using a low-cost GPS receiver. J Appl Physiol (1985), 121(2), 577-588.*

*Consultable uniquement dans la version imprimée*



*P3. de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Emily, M., Gernigon, M., Mahé, G., Bickert, S., Prioux, J., Noury-Desvaux, B., & Le Faucheur, A. (submitted). Using GPS, accelerometry and heart rate to predict outdoor graded walking energy expenditure. *J Sci Med Sport*.*

*Consultable uniquement dans la version imprimée*



*P4. de Müllenheim, P. Y., Chaudru, S., Mahé, G., Prioux, J., & Le Faucheur, A. (2016). Clinical Interest of Ambulatory Assessment of Physical Activity and Walking Capacity in Peripheral Artery Disease. Scand J Med Sci Sports, 26(7), 716-730.*

*Consultable uniquement dans la version imprimée*





P5. Le Faucheur, A., **de Müllenheim, P. Y.**, & Mahé, G. (2015). Letter by Le Faucheur et al regarding articles, "Six-minute walk is a better outcome measure than treadmill walking tests in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease" and "The treadmill is a better functional test than the 6-minute walk test in therapeutic trials of patients with peripheral artery disease". *Circulation*, 131(15), e406.

*Consultable uniquement dans la version imprimée*



**COMMUNICATIONS ORALES PRINCIPALES PRESENTEES EN  
TANT QUE 1<sup>ER</sup> AUTEUR**



## **C2. 15ème congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Grenoble, France.**

### **Validité du Géo-Positionnement Satellitaire et comparaison avec l'accélérométrie dans l'estimation de la dépense énergétique lors de la marche et la course en extérieur**

*de Müllenheim Pierre-Yves<sup>1, 2</sup>, Chaudru Ségolène<sup>3</sup>, Gernigon Marie<sup>3, 4, 5</sup>, Caron Nathan<sup>3</sup>, Bickert Sandrine<sup>4</sup>, Bruneau Antoine<sup>4</sup>, Noury-Desvaux Bénédicte<sup>3, 5</sup>, Prioux Jacques<sup>1, 2</sup> & Le Faucheur Alexis<sup>1, 2</sup>*

*<sup>1</sup>Laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S), Université de Rennes 2, Rennes; <sup>2</sup>Département Sciences du sport et éducation physique, ENS Cachan-Antenne de Bretagne, Bruz; <sup>3</sup>Institut de Formation en Education Physique et en Sport d'Angers (IFEPSA-UCO), Les Ponts-de-Cé; <sup>4</sup>Laboratoire des Explorations Fonctionnelles de l'Exercice, Centre Hospitalier Universitaire (CHU) d'Angers, Angers; <sup>5</sup>Laboratoire Biologie Neurovasculaire et Mitochondriale Intégrée, INSERM UMR 1083 – CNRS UMR 6214, Faculté de médecine, Université d'Angers, Angers. pierre-yves.demullenheim@hotmail.fr*

**Mots-clés (5 au maximum) : activité physique, wGT3x+, pente, vitesse, consommation d'oxygène.**

**CONTEXTE.** L'accéléromètre est le moniteur d'activité le plus communément utilisé pour quantifier l'activité physique (AP) et extrapoler la dépense énergétique (DE) (Crouter *et al.*, 2006a). L'accéléromètre présente cependant plusieurs limites : surestimation de la DE lors de la marche, incapacité à bien estimer la DE sur terrain avec pente ou encore estimation de la DE en tenant compte d'unités arbitraires d'AP (« counts »), lesquelles sont calculées à partir du signal d'accélération (Crouter *et al.*, 2006a). Par ailleurs, les coefficients de détermination issus de modèles de régression linéaire pour estimer la DE à partir des counts demeurent plutôt variables dans la littérature (Crouter *et al.*, 2006a). Brooks *et al.* (2005) ont montré que la vitesse mesurée par chronométrie était un prédicteur plus précis que les counts pour estimer la DE lors de la marche. La mesure de la vitesse de déplacement par mesure chronométrique du temps sur une distance donnée ne permet cependant pas des mesures continues et ambulatoires en milieu naturel. Depuis une dizaine d'années, le Géo-Positionnement Satellitaire (GPS) est utilisé en tant que technique valide pour mesurer la vitesse de déplacement à la marche et à la course (Abraham *et al.*, 2012). Un autre intérêt du GPS est qu'il est possible d'accéder à la mesure continue de l'altitude, ce qui permet d'en déduire la pente. A ce jour, très peu d'études ont utilisé le GPS pour estimer la DE (G. E. Duncan *et al.*, 2013a; Hongu *et al.*, 2013b; Tuan Nguyen *et al.*, 2012). Ces études très récentes n'ont cependant pas évalué la validité du GPS en remplissant simultanément les conditions méthodologiques suivantes: 1/ situations expérimentales comprenant différents niveaux de pente et de vitesse de déplacement ; 2/ utilisation de la mesure des échanges gazeux comme méthode de référence pour estimer la DE ; 3/ comparaison du GPS et de l'accéléromètre.

**OBJECTIF.** Le protocole de recherche clinique « ACTI-GPS » (ClinicalTrials.gov: NCT01805219), actuellement en cours, a pour objectif d'étudier la validité du GPS, comparativement à celle de l'accéléromètre, afin d'estimer la DE lors de la marche et la course en extérieur, sur terrain plat et en pente. Les résultats présentés ici sont préliminaires.

**MATÉRIELS & MÉTHODES.** Trente sujets sains, âgés entre 20 et 25 ans, seront recrutés dans cette étude. Chaque sujet effectue : 1) une visite d'inclusion ; 2) une mesure du métabolisme du

repos ; 3) une mesure de la consommation maximale d'oxygène ; 4) trois périodes de marche (2, 3.5 et 5 km.h<sup>-1</sup>) et deux périodes de course (9 et 11 km.h<sup>-1</sup>) sur terrain plat ; 5) trois périodes de marche en montée (2, 3.5 et 5 km.h<sup>-1</sup>) et trois périodes de marche en descente (2, 3.5 et 5 km.h<sup>-1</sup>), sur terrain avec pente de 4% ; 6) trois périodes de marche en montée (2, 3.5 et 5 km.h<sup>-1</sup>) et trois périodes de marche en descente (2, 3.5 et 5 km.h<sup>-1</sup>), sur terrain avec pente de 10%. Chaque période de marche ou de course dure six minutes et l'ordre de ces périodes est randomisé. Lors de chaque temps de marche et/ou de course, les sujets portent un récepteur GPS (DG100, GlobalSat<sup>®</sup>, New Taipei City, Taiwan) au niveau de l'omoplate droite, un accéléromètre triaxial (wGT3X+, Actigraph<sup>®</sup>, Shalimar, FL, USA) à la hanche droite ou gauche (randomisation), et un système portable de mesure des échanges gazeux (K4b<sup>2</sup>, Cosmed<sup>®</sup>, Rome, Italie). La validité du récepteur GPS et celle de l'accéléromètre sont évaluées à partir de modèles de régression linéaire.

**RESULTATS.** Cinq sujets ont effectué à ce jour la totalité du protocole expérimental (H/F : 3/2 ; moyenne±DS : 22±2 ans ; 174±8 cm ; 70.1±11.3 kg ; 23.0±2.9 kg.m<sup>-2</sup> ; consommation maximale d'O<sub>2</sub> : 57.3±14.9 ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>). Au total, 85 périodes de marche ou course ont été réalisées à ce jour. Le tableau 1 présente les principaux résultats issus de régressions linéaires.

**Tableau 1.** Equations de DE (kcal.min<sup>-1</sup>) à partir des mesures de vitesse (km.h<sup>-1</sup>) et de pente (%) avec GPS et des counts calculés par l'accéléromètre, lors de la marche et/ou la course sur terrains plat et avec pente.

Variables	Equations	r <sup>2</sup>	ESE
<b>Terrain plat</b>			
Vitesse <sub>GPS</sub>	DE = (0.417 × vitesse) + 15.447	0.84*	0.6
Counts <sub>Hanche</sub> (Axe AP)	DE = (0.046 × counts) + 16.025	0.51*	1.1
Counts <sub>Hanche</sub> (Axe V)	DE = (0.019 × counts) + 16.366	0.86*	0.6
Counts <sub>Hanche</sub> (VM)	DE = (0.019 × counts) + 16.010	0.87*	0.6
<b>Terrains avec pente</b>			
Vitesse <sub>GPS</sub> et Pente <sub>GPS</sub>	DE = (0.298 × vitesse) + (0.063 × pente) + 16.192	0.70*	0.4
Counts <sub>Hanche</sub> (Axe AP)	DE = (0.027 × counts) + 16.138	0.18*	0.6
Counts <sub>Hanche</sub> (Axe V)	DE = (0.013 × counts) + 16.693	0.27*	0.6
Counts <sub>Hanche</sub> (VM)	DE = (0.015 × counts) + 16.311	0.29*	0.6

AP : axe antéro-postérieur; V : axe vertical; VM : vecteur magnitude; r<sup>2</sup> : coefficient de détermination; ESE : erreur standard de l'estimation; \*P<0.05.

**DISCUSSION.** Sur la base de ces résultats préliminaires, le GPS semble valide pour estimer la DE lors de la marche et la course en extérieur (r<sup>2</sup>≥0.70, P<0.05) et offre une précision largement supérieure à l'accéléromètre lors de la marche sur terrain avec pente. L'altitude est mesurée moins précisément que la vitesse par le GPS et ceci pourrait expliquer la moindre précision observée sur terrains avec pente. Les données d'altitude du GPS peuvent cependant être corrigées par logiciel cartographique, ce qui permettrait d'améliorer la précision de l'estimation de la DE.

## RÉFÉRENCES.

- Abraham, P., Noury-Desvaux, B., Gernigon, M., Mahe, G., Sauvaget, T., Leftheriotis, G., Le Faucheur, A. (2012). The inter- and intra-unit variability of a low-cost GPS data logger/receiver to study human outdoor walking in view of health and clinical studies. *PLoS One*, 7, e31338.
- Crouter, S. E., Churilla, J. R., Bassett, D. R., Jr. (2006). Estimating energy expenditure using accelerometers. *Eur J Appl Physiol*, 98, 601-612.
- Duncan, G. E., Lester, J., Migotsky, S., Higgins, L., Borriello, G. (2013). Measuring slope to improve energy expenditure estimates during field-based activities. *Appl Physiol Nutr Metab*, 38, 352-356.
- Hongu, N., Orr, B. J., Reed, R. G., Roe, D., Going, S. B. (2013). Global Positioning System (GPS) Watches for Estimating Energy Expenditure. *J Strength Cond Res*, (ahead of print).
- Tuan Nguyen, D. M., Lecoultre, V., Sunami, Y., Schutz, Y. (2012). Assessment of Physical Activity and Energy Expenditure by GPS Combined with Accelerometry in Real-Life Conditions. *J Phys Act Health*, (ahead of print).

### **C3. 4th International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movement (ICAMPAM), Limerick, Ireland.**

#### **Accuracy of a low-cost commercially available GPS data logger/receiver to estimate the slope during outdoor walking**

*de Müllenheim Pierre-Yves<sup>1, 2</sup>, Chaudru Ségolène<sup>3</sup>, Gernigon Marie<sup>4, 5</sup>, Mahé Guillaume<sup>3</sup>, Bickert Sandrine<sup>4</sup>, Prioux Jacques<sup>1, 2</sup>, Noury-Desvaux Bénédicte<sup>4, 5, 6</sup> & Le Faucheur Alexis<sup>1, 2, 3</sup>*

<sup>1</sup>Laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S), Université de Rennes 2, Rennes, France ;

<sup>2</sup>Département Sciences du sport et éducation physique, ENS Rennes, Bruz, France ; <sup>3</sup> « Ischémie, macro et microcirculation » team. Centre d'investigation clinique (CIC) 1414. Institut National de la Recherche et de la Santé médicale (INSERM), Rennes, France ; <sup>4</sup>Laboratoire des Explorations Fonctionnelles de l'Exercice, Centre Hospitalier Universitaire (CHU) d'Angers, Angers, France ; <sup>5</sup>Laboratoire de Biologie Neurovasculaire et Mitochondriale Intégrée, INSERM UMR 1083 – CNRS UMR 6214, Faculté de médecine, Université d'Angers, Angers, France ; <sup>6</sup>Institut de Formation en Education Physique et en Sport d'Angers (IFEPSA-UCO), Les Ponts-de-Cé, France.

**Introduction.** Global positioning system (GPS) is accurate for measuring walking speeds and distances but accuracy in slope estimation during locomotion remains unknown. This study assessed the accuracy of a low-cost GPS receiver to estimate slope during outdoor walking.

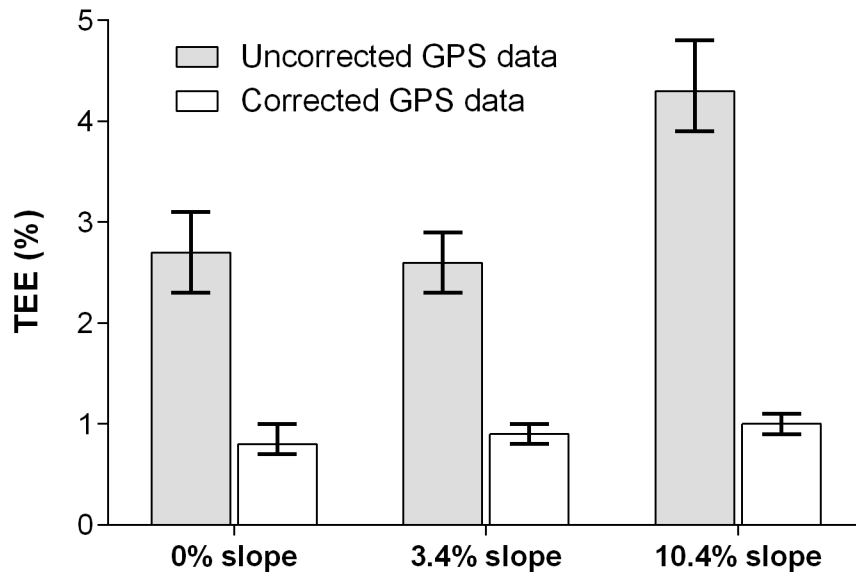
**Methods.** Thirty subjects (22±1years; 172±6cm; 67±9kg; ClinicalTrials: NCT01805219) completed three outdoor walks (2.0 km/h, 3.5 km/h, and 5.0 km/h) in three (randomized) conditions: 1/ level walking (0.0%-grade); 2/ uphill and downhill walking with slight slope (3.4%-grade); 3/ uphill and downhill walking with steep slope (10.4%-grade). Subjects were equipped with a GPS data/logger receiver (DG100, GlobalSat Technology Corp., Taiwan; ~\$75). The GPS receiver was placed on the right shoulder and recorded at 1-Hz. The slope was calculated from altitude and speed GPS data (slope= $\Delta$  altitude/distance walked). Two methods were used for calculation: one using uncorrected altitude data given by the GPS receiver and another using corrected altitude data obtained from a cartography software (CartoExploreur, version 3.11.0, build 2.6.6.22, Bayo Ltd, Appoigny, France, ~\$35). The typical error of the estimate (TEE) with 95% confidence intervals [95% CI] was computed to assess the error in slope estimation.

**Results.** From uncorrected data, TEE was 2.7% [2.3-3.1], 2.6% [2.3-2.9] and 4.3% [3.9-4.8] during level walking, slight slope, and steep slope conditions, respectively. From corrected data, TEE was 0.8% [0.7-1.0], 0.9% [0.8-1.0], and 1.0% [0.9-1.1], respectively (Figure 1).

**Discussion and conclusion.** Uncorrected altitude GPS data provide a poor slope estimate during walking. Accuracy was highly improved when using corrected altitude GPS data. Potential application could be using GPS to estimate energy expenditure during grade walking. At a walking speed of 5 km/h and a 10.4% slope, a 1% error in slope estimate (using corrected data) leads to an error of only ±1.5 mlO<sub>2</sub>/min/kg in oxygen uptake estimation.



**Figure 1. GPS accuracy in slope estimation**



TEE : typical error of the estimate (bars indicate the 95% confidence intervals).

## **C4. 21st Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Vienna, Austria.**

### **THE RELATIONSHIP BETWEEN WALKING CAPACITY AND PREVIOUS STOP DURATION IN PATIENTS WITH PERIPHERAL ARTERY DISEASE**

de Müllenheim, P.-Y.<sup>1</sup>, Chaudru, S.<sup>2</sup>, Emily, M.<sup>3,4</sup>, Franconnet, M.<sup>3</sup>, Moreau, R.<sup>3</sup>, Prioux, J.<sup>1</sup>, Mahé, G.<sup>2,5</sup>, Le Faucheur, A.<sup>1,2</sup>

1: M2S, ENS Rennes (Rennes, France), 2: INSERM, CIC 1414 (Rennes, France), 3: Agrocampus Ouest (Rennes, France), 4: IRMAR (Rennes, France), 5: University Hospital of Rennes (Rennes, France)

**Introduction.** Walking capacity is a key outcome in the management of lower extremity peripheral artery disease (PAD) patients limited by ischemic pain during walking. While the walking pattern of these patients is characterized by repeated walking and stopping bouts due to ischemia, it is likely that walking capacity is not maximized throughout repeated walks/stops. Indeed, during recovery from a maximal walking test (MWT), patients' pain dissipates whereas ischemia is still present (Gardner, 1993). The aim of this study was to prospectively determine how maximal treadmill walking time is influenced by previous stop duration.

**Methods.** This study presents preliminary results of the CLASH protocol (NCT02041169) for 13 PAD ( $ABI \leq 0.90$ ) patients. The included patients had a maximal walking distance  $< 500$  m with limitations due to lower-limb pain during a treadmill test. Using a Strandness protocol, patients performed 10 "walking blocks" in a random order on 4 different days. A block was composed of: i) a MWT1; ii) a recovery bout of a given duration; iii) a MWT2. Ten recovery durations were tested: from 0.5 to 9.5 min with 1.0-min increments. Maximal walking time was measured during MWT1 and MWT2. Individual linear and logarithmic models were tested for the relationship between change in maximal walking time ( $[MWT2 / MWT1] \times 100$ ) and recovery duration. A general (group-based) linear mixed model was also tested.

**Results.** Individual linear and logarithmic models were significant ( $p < 0.05$ ) in 9 and 11 patients, respectively.  $R^2$  coefficients ranged from 0.50 to 0.78 (linear models), and from 0.43 to 0.93 (logarithmic models). Greater  $R^2$  values were obtained using logarithmic (vs. linear) models in most patients ( $n = 9$ ). In 2 patients, no model reached statistical significance. The  $R^2$  coefficient for the general mixed model was 0.50 ( $p < 0.05$ ).

**Discussion.** While the relationship between maximal walking time and previous stop duration seems to mainly be logarithmic, it remains an important inter-individual variability. Further analyses of our data are needed to determine which factors, such as pathophysiological responses to walking, could improve the prediction offered by both individual- and group-based models. Such a prediction could be tested in free-living conditions (Le Faucheur, 2010) and likely be used to optimize walking exercise programs.

#### **Références.**

Gardner A W (1993). *Med Sci Sports Exerc*, 25, 904-910.  
Le Faucheur A (2010). *J Vasc Surg*, Apr, 51(4), 886-92.





## Résumé

L'Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs (AOMI) est une maladie chronique grave, associée au processus d'athérosclérose, et qui se traduit chez la plupart des patients par une ischémie (apports sanguins insuffisants) à l'exercice. L'ischémie d'exercice peut causer l'apparition de douleurs au niveau des membres inférieurs lors de la marche, limitant de fait la capacité de marche des patients. L'évaluation de la capacité de marche occupe une place importante dans la prise en charge des patients. Grâce au développement de moniteurs d'activité tels que le géo-positionnement par satellites (GPS), cette évaluation peut être conduite en situation écologique de marche via des mesures réalisées en extérieur. Ces mesures GPS ont notamment permis de mettre en évidence une variabilité de la capacité de marche avec une influence probable de la durée de récupération entre deux marches symptômes-limitées. Ceci reste cependant à démontrer expérimentalement. Par ailleurs, méthodologiquement, il est nécessaire de pouvoir standardiser et exprimer de façon plus adéquate les données GPS obtenues afin de juger de la capacité de marche des patients. L'objet du présent travail de thèse était par conséquent double : i) valider une méthodologie pour estimer la dépense énergétique (DE) associée à la marche en extérieur chez le sujet sain et qui serait à terme applicable chez les patients avec AOMI pour pouvoir comparer les résultats de capacité de marche obtenus par mesure GPS ; ii) déterminer dans quelle mesure la durée de récupération suite à une marche symptômes-limitée influence la capacité de marche des patients lors de la marche subséquente. Les résultats des travaux de recherche qui ont été menés dans le cadre de cette thèse montrent que le GPS permet une estimation relativement précise de la DE en extérieur chez le sujet sain en conditions de vitesse et de pente variées. De plus, nos résultats mettent en évidence que la durée de récupération faisant suite à une marche symptômes-limitée influence clairement la capacité de marche des patients. La nature logarithmique de la relation permet d'envisager à moyen terme l'identification d'une durée minimale de récupération à partir de laquelle les patients pourraient maximiser leur capacité de marche. Des perspectives intéressantes pourraient alors être envisagées dans le réentraînement à l'effort des patients et/ou pour les aider à mieux gérer leurs douleurs au quotidien.

**Mots-clés** : AOMI, ischémie d'exercice, capacité de marche, moniteurs d'activité physique, marche en extérieur, récupération.

## Abstract

Lower-extremity peripheral artery disease (PAD) is a non-communicable disease that is associated with atherosclerosis and that leads, in most patients, to ischemia (mismatch between blood demand and blood supply) during exercise. Exercise-induced ischemia may lead to the occurrence of pain in the lower extremities during walking, thus limiting walking capacity. Assessing walking capacity is an important step in the management of PAD patients. Thanks to the development of activity monitors such as global positioning system (GPS), it is possible to assess walking capacity under real-life conditions with measurements performed in outdoor settings. These GPS measurements have highlighted the fact that walking capacity seems variable and is likely to be influenced by the recovery duration between two symptoms-limited walks. However, this remains to be demonstrated in standardized conditions. Moreover, methodological advances are needed to standardize and express more adequately GPS data in order to better interpret walking capacity measurements. Therefore, the aim of the present thesis was two-fold: i) to validate a method for estimating walking energy expenditure (EE) in healthy subjects in outdoor setting, and that could be used in the future in PAD patients in order to compare walking capacity results obtained in outdoor setting; ii) to determine to which extent the duration of the recovery period that follows a first symptom-limited walk influences walking capacity measured during the subsequent walk in PAD patients. Our results show that GPS allows accurate estimations of walking EE in healthy subjects in outdoor setting and with various conditions of speed and grade. Moreover, our results clearly show that recovery duration influences walking capacity in PAD patients. The logarithmic shape of the relationship supports further analyses to determine a minimum recovery duration that could maximize patients walking capacity. This could have interesting implications for the development of new exercise walking programs in PAD and/or to help patients to better manage their pain during daily life.

**Key-words**: PAD, ischemia induced by exercise, walking capacity, physical activity monitors, outdoor walking, recovery.



## Contact :

pierre-yves.demullenheim@hotmail.fr

Laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S) – EA 1274  
Université Rennes 2 – École normale supérieure de Rennes  
Tél : +33(2) 90 09 15 80

