



HAL
open science

Apports méthodologiques dans l'utilisation des moniteurs d'activité pour étudier les patterns d'activité physique et de capacité de marche en ambulatoire de patients atteints d'artériopathie oblitérante des membres inférieurs

Pierre Jehannin

► To cite this version:

Pierre Jehannin. Apports méthodologiques dans l'utilisation des moniteurs d'activité pour étudier les patterns d'activité physique et de capacité de marche en ambulatoire de patients atteints d'artériopathie oblitérante des membres inférieurs. Médecine humaine et pathologie. Université de Rennes, 2020. Français. NNT : 2020REN1B040 . tel-03326898

HAL Id: tel-03326898

<https://theses.hal.science/tel-03326898>

Submitted on 26 Aug 2021

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.

THESE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITE DE RENNES 1

ECOLE DOCTORALE N° 605

Biologie Santé

Spécialité : « *Sciences et techniques des activités physiques et sportives* »

Par

« **Pierre JEHANNIN** »

« **Apports méthodologiques dans l'utilisation des moniteurs d'activité pour étudier les patterns d'activité physique et de capacité de marche en ambulatoire de patients atteints d'artériopathie oblitérante des membres inférieurs** »

Thèse présentée et soutenue à « **Rennes** », le « **11/12/2020** »

» **Unité de recherche : CIC 1414 INSERM**

Rapporteurs avant soutenance :

Véronique Cornelissen Maître de conférences - KU Leuven

Stéphane Mandigout Maître de conférences HDR – Université de Limoges

Composition du Jury :

Président : Amélie Rébillard

Examineurs : Claire Le Hello

Amélie Rébillard

Véronique Cornelissen

Stéphane Mandigout

Professeur des universités – Université de Rennes 2

Professeur des universités – praticien hospitalier – Université de St-Etienne

Professeur des universités – Université de Rennes

Maître de conférences – KU Leuven

Maître de conférences HDR – Université de Limoges

Dir. de thèse : Guillaume Mahé

Co-dir. de thèse : Alexis Le Faucheur

Professeur des universités – praticien hospitalier – Université de Rennes 1

Maître de conférences HDR – Ecole normale supérieur de Rennes

REMERCIEMENTS

À **Guillaume Mahé**, pour m'avoir encadré durant cette thèse. Ton énergie débordante pour la recherche est un exemple et j'espère avoir autant d'idées que toi dans le futur ! Merci pour tout ce que tu m'as apporté sur l'AOMI, et également pour ta joie et ta bonne humeur lors des manip avec les patients. Tu m'as apporté une confiance sans faille lors de ces trois années et je t'en suis reconnaissant.

À **Alexis Le Faucheur**, pour avoir co-encadré cette thèse. Ta rigueur scientifique m'a éclairé sur ce qu'était vraiment la Recherche avec un grand R. Merci beaucoup pour tous les conseils que tu m'as apportés notamment dans l'utilisation des moniteurs d'activité physique. J'ai toujours pu compter sur toi pendant ces trois années et je te remercie pour ta disponibilité.

À **Madame Véronique Cornelissen et Monsieur Stéphane Mandigout**, pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de réviser ce travail de thèse.

À **Madame Claire Le Hello et Madame Amélie Rébillard**, pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de prendre part à ce jury de thèse.

À **Frédérique Derbré, Pierre-Yves de Müllenheim et François Carré**, pour vos conseils avisés lors des différents comités de thèse.

À **Pierre-Yves et à Aline**, ce travail de thèse a été réalisable en partie grâce à vous. Merci pour vos compétences en R, MatLab... et j'en passe ! Sans quoi beaucoup d'analyses n'auraient pas pu aboutir. Je vous en suis très reconnaissant. Merci.

À **l'équipe vasculaire du CHU de Rennes**, et particulièrement à Marie, Antoine, Loukman, Philippe, Floriane. Merci pour votre aide durant les expérimentations et votre bonne humeur permanente

Aux étudiants de stagiaires du CIC, Ségolène, Romain, Mathilde, Claude, Laura, Fabiola et Max. Vous avez égayé mes journées au CIC. J'espère vous revoir autour d'un verre ou lors d'un tournoi de ping-pong !

À Lilian Lacourpaille, tu as été le premier à m'initier à la recherche scientifique et le premier à relire mes travaux de recherche à Nantes (même le dimanche). Grâce à toi, j'ai pris goût à la recherche et voilà où j'en suis maintenant ! Encore merci, car tu es pour beaucoup dans mon parcours de jeune chercheur.

Aux relecteurs de ce manuscrit, Christophe, Alain, Luisella, Loïc, papa et maman. Je vous dois une fière chandelle pour les nombreuses corrections. Merci milles fois !

À ma famille et à mes proches, pour votre soutien et votre confiance qui ont beaucoup compté pour moi pendant ces années de thèse.

À Alixia, j'ai attendu la fin de ce manuscrit pour t'écrire ces quelques lignes. Les mots me manquent pour témoigner toute la reconnaissance et tout l'amour que j'ai pour toi. Sache que ce travail a été possible grâce à toi. Je te promets d'être plus disponible les prochains mois ! C'est promis.

Aux patients et volontaires sains, qui se sont portés volontaires pour participer aux protocoles de recherche. Sans vous, la recherche clinique et ce travail n'existeraient pas.

Les travaux de recherche présentés dans le cadre de cette thèse ont été réalisés dans le cadre de deux projets de recherche clinique

Le projet « ELECTRO-PAD »
a été financé par un « **Programme Hospitalier de Recherche Clinique** »
(ELECTRO-PAD, PHRC N° API 15R040).

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

Publications scientifiques présentées dans le cadre de la thèse

Article publié

Chaudru S., **Jéhannin P***, de Müllenheim P., Klein H., Jaquinandi V., Mahé G., et al. Using wearable monitors to assess daily walking limitations induced by ischemic pain in peripheral artery disease. *Scand J Med Sci Sports*. 2019 Nov;29(11):1813–26.

* deuxième premier auteur.

Article soumis et en cours d'expertise

Jéhannin P., Le Faucheur A., Chaudru S., Taoum A., Mahé G., de Müllenheim P. Agreement between StepWatch3 and ActiGraph wGT3X+ for measuring step-based metrics in people with peripheral artery disease.

Article en préparation pour soumission

Jéhannin P., Taoum A., de Müllenheim P., Chaudru S., Mahé G. et Le Faucheur A. Accelerometer calibration methods to assess physical activity and walking capacity profiles in PAD (titre provisoire).

Communications orales

Jéhannin, P., de Müllenheim, P.-Y., Chaudru, S., Mahé, G., & Le Faucheur, A. (2019, octobre). Comparison between an activity diary and an hip-worn accelerometer to estimate physical activity pattern in peripheral artery disease. *Communication présentée au 18ème congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Paris, France.*

Jéhannin P., Chaudru S., de Müllenheim P.-Y., Mahé G., Le Faucheur A. (2019, septembre) Validité clinique d'une nouvelle méthode d'évaluation ambulatoire du temps de marche sans douleur et du temps maximal de marche par couplage de moniteurs d'activité chez des patients artériopathes. *Communication présentée au 18ème congrès de la Société Française de la Médecine Vasculaire (SFMV), Strasbourg, France. Prix de la meilleure Communication Orale - Session 2.*

Publications scientifiques non présentées dans le cadre de la thèse

Mahé G., Catillon F., Tollenaere Q., **Jéhannin P.**, Guilcher A., Le Pabic., Lesager G., Omarjee L., Le Faucheur A. Discordance of peripheral artery disease diagnosis using exercise transcutaneous oxygen pressure measurement and post-exercise ankle-brachial index. Scientific Report. 2020.

Jéhannin P., Craughwell M., Omarjee L., Donnelly A., Jaquinandi V., Mahe G. and Le Faucheur A. A systematic review of lower extremity electrical stimulation for treatment of walking impairment in peripheral artery disease. *Vascular Medicine*. 2020;1–10.

Jéhannin P., Craughwell, M., Omarjee, L., Donnelly, A., Jaquinandi, V., Mahé, G., Le Faucheur, A. (2019, septembre). Effet de la stimulation électrique au niveau des membres inférieurs sur la distance maximale de marche de patients artériopathes claudicants : une revue systématique. *Communication (Poster) présentée au 18ème congrès de la Société Française de la Médecine Vasculaire (SFMV), Strasbourg, France.*

SOMMAIRE

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Remerciements | iii |
| Publications scientifiques présentées dans le cadre de la thèse | vi |
| Publications scientifiques non présentées dans le cadre de la thèse | vii |
| Sommaire | 1 |
| Liste des abréviations principales | 4 |
| Liste des tableaux | 5 |
| Liste des figures | 7 |
| Liste des annexes..... | 9 |
| Introduction | 11 |
| PARTIE I - Etat de l'art | 13 |
| Chapitre 1. L'artériopathie oblitérante des membres inférieurs : une présentation synthétique | 14 |
| Chapitre 2. Evaluation de la capacité de marche dans l'AOMI : de la nécessité d'une mesure ambulatoire..... | 35 |
| Chapitre 3. L'évaluation du niveau d'activité physique dans l'AOMI et son association avec la capacité de marche | 61 |
| PARTIE II - Travail expérimental | 89 |
| Préambule..... | 90 |
| PARTIE III – Résultats & discussion | 118 |
| Chapitre 1. Etude de la faisabilité et de la validité clinique d'une nouvelle méthode basée sur le couplage de moniteurs d'activités pour quantifier la capacité de marche des patients AOMI en ambulatoire (étude n°1) | 121 |
| Chapitre 2. Etude de la concordance entre le StepWatch3 TM et l'ActiGraph wGT3X+ pour mesurer des indicateurs basés sur le nombre de pas dans l'AOMI (étude n°2)..... | 132 |
| Chapitre 3. Méthodes de calibration accélérométrique dans l'étude du pattern ambulaire d'activité physique et de capacité de marche dans l'AOMI (étude n°3)..... | 143 |
| Conclusion générale | 157 |
| Bibliographie..... | 160 |
| Annexes | I |

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Table des matières | XII |
| Communications orales principales présentées en tant que 1 ^{er} auteur | XVIII |

LISTE DES ABREVIATIONS PRINCIPALES

ACC : American College of Cardiology
AHA : American Heart Association
AOMI : Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs
AP : Activité Physique
APE : "Absolute Percent Error", Erreur absolue en pourcentage
CCI : Coefficient de corrélation intra-classe
CV : Coefficient de variation
DE : Dépense énergétique
FC : Fréquence cardiaque
FC_{max} : Fréquence cardiaque maximale
FCR : Fréquence cardiaque de réserve
GPS : Géo-positionnement par satellites
HAS : Haute Autorité de Santé
IC 95% : Intervalle de confiance à 95%
IMC : Indice de Masse Corporelle
IPSGO : Index de Pression Systolique au Gros Orteil
LFE : Low-Frequency Extension filter
MAPE : "Median Absolute Percent Error", Erreur médiane absolue en pourcentage
MET : Equivalent métabolique de la tâche
MML : Micro Motionlogger[®]
MPE : "Median Percent Error", Erreur médiane en pourcentage
MWD : "Maximal Walking Distance", Distance maximale de marche
MWT : "Maximal Walking Time", Temps maximal de marche
NF : Normal Filter
PFWD : "Pain-Free Walking Distance", Distance de marche sans douleurs
PFWT : "Pain-Free Walking Time", Temps de marche sans douleurs
QS : QStarz
RMSE : Erreur moyenne quadratique
SVS : Society for Vascular Surgery
SW3 : StepWatch3
TASC : Trans-Atlantic Inter-Society Consensus
TcPO₂ : Pression transcutanée en dioxygène
TM6 : Test de marche de six minutes
VM : Vecteur magnitude
VO₂ : Débit de dioxygène prélevé
VO_{2max} : Débit maximal de dioxygène prélevé

LISTE DES TABLEAUX

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tableau 1. Localisation de l'occlusion artérielle associée aux zones d'apparition des symptômes..... | 23 |
| Tableau 2. Évolution de la capacité de marche après un programme de marche supervisé chez des patients AOMI | 30 |
| Tableau 3. Capacité de marche obtenue chez des patients AOMI lors de tests de marche à charge constante et à intensité différente. | 38 |
| Tableau 4. Précision du GPS pour estimer la vitesse lors de la marche..... | 48 |
| Tableau 5. Précision du GPS pour estimer la distance parcourue lors de la marche | 49 |
| Tableau 6. Reproductibilité de différents paramètres de marche via GPS en ambulatoire chez des patients AOMI | 52 |
| Tableau 7. Classification de l'intensité relative et absolue de l'activité physique..... | 63 |
| Tableau 8. Comparaison de mesures d'AP chez des patients avec et sans une AOMI..... | 64 |
| Tableau 9. Précision (%) des moniteurs d'activité en fonction de la vitesse de marche | 70 |
| Tableau 10. Seuils de counts d'AP pour 3, 6, et 9 METs (counts.min ⁻¹) à partir de trois méthodes de calibration..... | 78 |
| Tableau 11. Critères d'inclusion et de non-inclusion des patients AOMI | 91 |
| Tableau 12. Critères d'inclusion et de non-inclusion des volontaires sains | 92 |
| Tableau 13. Analyse de la dérive temporelle quotidienne (en secondes) des moniteurs d'activités portables..... | 102 |
| Tableau 14. Caractéristiques des patients AOMI de l'étude CLASH..... | 119 |
| Tableau 15. Conditions atmosphériques de la session de marche en extérieur | 120 |
| Tableau 16. Nombre d'évènements ischémiques enregistrés par les patients sur la montre à marqueur d'évènements, nombre d'évènements ischémiques observés par les expérimentateurs, et indices de capacité de marche..... | 121 |
| Tableau 17. Concordance entre le SW3 et le wGT3X+ pour le comptage des pas pendant la session de marche en extérieur chez des patients AOMI et des volontaires sains sans AOMI | 133 |
| Tableau 18. Modèles de régression linéaire pour prédire le nombre de pas quotidien mesurés par le SW à partir des méthodes avec le wGT3X+ | 136 |
| Tableau 19. Débit de dioxygène pic ($\dot{V}O_2$ pic) et METs associés lors de différentes modalités d'évaluation de la capacité de marche en laboratoire et en ambulatoire..... | 143 |
| Tableau 20. Nombre de périodes de marche à intensité MVPA lors de la période de sept jours en vie quotidienne | 143 |
| Tableau 21. Caractéristiques de l'analyse ROC pour déterminer un seuil de TACs qui différencie les périodes de marche ischémiques et non-ischémiques selon les trois modalités : données de la session de marche en extérieur uniquement, données de la vie quotidienne uniquement et l'association de l'ensemble des données. | 151 |

Tableau 22. Associations entre les seuils de TACs déterminés par l’analyse ROC et la capacité de marche obtenue lors des tests de marche sur tapis motorisé et lors de la session de marche en extérieur 152

LISTE DES FIGURES

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figure 1. Prévalence de l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI) chez les hommes et les femmes dans les pays à revenu élevé (PARE) et les pays à revenu faible/intermédiaire (PARF/I). | 15 |
| Figure 2. Le processus d'athérosclérose..... | 18 |
| Figure 3. Plaque athéromateuse au niveau d'une artère coronaire d'un patient AOMI..... | 19 |
| Figure 4. Comparaison des variations angulaires de la flexion dorsale et plantaire des deux membres inférieurs entre des patients AOMI et des sujets sains au cours d'un cycle de marche | 26 |
| Figure 5. Comparaison de l'évolution du $\dot{V}O_2$ entre des patients AOMI et des volontaires sains pendant un test de marche sur tapis..... | 28 |
| Figure 6. Echelle de la douleur ischémique lors d'un test de marche sur tapis..... | 37 |
| Figure 7. Effet du traitement sur le signal de vitesse GPS pour détecter les périodes de marche et d'arrêt lors d'une session de marche en extérieur chez un patient AOMI | 50 |
| Figure 8. Associations entre des auto-évaluations et des tests objectifs pour l'évaluation la capacité de marche dans l'AOMI..... | 54 |
| Figure 9. Pourcentage global de précision des moniteurs d'activité portable pour mesurer le nombre de pas chez des personnes âgées | 68 |
| Figure 10. Vitesse de marche vs précision (%) du nombre de pas enregistrés par les moniteurs d'activité..... | 69 |
| Figure 11. La relation entre le $\dot{V}O_2$ et la vitesse (A) et entre les counts d'AP et la vitesse (B) en fonction du sexe..... | 75 |
| Figure 12. Régression linéaire entre les counts d'AP et les METs mesurés lors de trois tests de marche sur tapis réalisés à trois vitesses différentes chez des sujets sains | 76 |
| Figure 13. Algorithme intégré à la machine apprenante « Sojourn-3x » pour estimer les types d'inactivité associés aux METs..... | 79 |
| Figure 14. Régression linéaire des counts d'AP mesurés à différents pourcentages de la FC de réserve entre trois groupes de sujets avec des aptitudes physiques différentes | 81 |
| Figure 15. L'accéléromètre wGT3X+ porté dans une pochette au niveau de la hanche droite | 98 |
| Figure 16. La montre-bracelet à marqueurs d'évènements Micro MotionLogger | 99 |
| Figure 17. Deux modèles de récepteur GPS : le DG100 à gauche et le Qstarz BT-Q1000XT à droite..... | 100 |
| Figure 18. Le podomètre StepWatch3 porté à la cheville | 101 |
| Figure 19. Méthode de labellisation des marqueurs d'évènements de la montre-bracelet.... | 105 |
| Figure 20. Relation entre les counts d'AP et la $\dot{V}O_2$ pendant la session de marche en extérieur pour l'extrapolation de deux seuils individuels d'intensité modérée et vigoureuse en $\text{counts}\cdot\text{s}^{-1}$ | 112 |
| Figure 21. Comparaison de la capacité de marche évaluée pendant le test de Strandness vs en ambulatoire pendant la session de marche en extérieur | 123 |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figure 22. Corrélations entre la capacité de marche évaluée au test de Strandness avec la capacité de marche évaluée en ambulatoire | 124 |
| Figure 23. Corrélations inverses entre la capacité de marche évaluée pendant le test de Strandness avec l'apparition de la douleur ischémique rapportée par les patients AOMI pendant une période de sept jours dans la vie quotidienne..... | 125 |
| Figure 24. Interface affichée sur le cadran de la montre connectée afin que le patient avec AOMI indique des évènements associés à la douleur ischémique à la marche | 128 |
| Figure 25. Procédure explicative de l'utilisation de la montre connectée pour indiquer les appuis associés à la douleur ischémique à la marche du patient avec AOMI..... | 129 |
| Figure 26. Nombre de pas enregistrés par le SW3 et le wGT3X+ pendant la session de marche en extérieur chez des patients AOMI et chez des volontaires sains..... | 134 |
| Figure 27. Estimation du temps passé aux différentes intensités de l'AP par les douze algorithmes publiés et par notre méthode basée sur l'extrapolation des seuils individuels d'intensité relative | 144 |
| Figure 28. Erreur moyenne en pourcentage (MPE) entre l'estimation du temps passé à intensité MVPA par douze algorithmes par rapport à notre méthode | 145 |
| Figure 29. Association entre le temps maximal de marche lors du test de Strandness10 et le nombre de périodes de marche à intensité MVPA ≥ 5 minutes lors de la période de 7 jours de la vie quotidienne | 147 |
| Figure 30. Répartition des périodes de marches ischémiques et non-ischémiques en fonction des counts totaux d'activité (TACs) lors de la session de marche en extérieur et de la vie quotidienne pour deux patients AOMI (patient 01 et patient 03) | 148 |
| Figure 31. Exemple de courbes ROC pour déterminer un seuil optimal de TACs qui différencie les périodes de marche ischémique et non ischémique lors de la session de marche en extérieur et de la vie quotidienne..... | 149 |
| Figure 32. Association entre les seuils individuels de TACs déterminés pendant la session de marche en extérieur et la vie quotidienne et le temps de marche maximal (MWT) obtenu lors du test de marche sur tapis avec le protocole de Strandness | 152 |
| Figure 33. Structure d'une artère..... | II |

LISTE DES ANNEXES

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| Annexe 1. Anatomie et structure des artères | II |
| Annexe 2. Procédure de mesure de l'index de pression systolique de repos..... | IV |
| Annexe 3. Exemple du carnet de rappel des activités réalisées au cours de la journée..... | V |
| Annexe 4. Visualisation des cas où les moniteurs ont été « portés » au lit pendant la nuit (A, B et C) ou pendant le jour (D) et ont finalement été reconsidérés comme « non-portés » après inspection graphique. | VI |
| Annexe 5. Tableau descriptif des méthodes de calibration des seuils utilisés pour discriminer les différentes intensités d'AP | VIII |
| Annexe 6. Comparaison de l'estimation du temps passé (minutes / jour) à intensité MVPA par douze algorithmes publiés par rapport à notre méthode | IX |
| Annexe 7. Associations entre le nombre de périodes (n) passées à intensité MVPA pendant différentes durées ($\geq 1, 2$ et 5 minutes) estimées par quatre algorithmes et la capacité de marche obtenue lors des tests de marche sur tapis (Strandness et Gardner) et lors de la session de marche en extérieur | X |

INTRODUCTION

A la fin du XXème siècle, l'essor des moniteurs d'activité physique (AP) provient en grande partie des améliorations technologiques qui permettent d'automatiser le suivi et l'enregistrement des mesures d'AP. Les premiers moniteurs d'activité portables voient le jour au début des années 1980 afin, notamment, de mesurer la fréquence cardiaque (Polar Sport Tester, PE 2000). Par la suite, un important développement de ces outils a eu lieu avec des mesures variées de l'AP (*e.g.*, nombre de pas réalisé, distance parcourue, vitesse de marche). Aujourd'hui, les montres connectées sont couramment identifiables sur les poignets des coureurs à pied afin de mesurer le volume de l'exercice (*i.e.*, durée et intensité). Dans le sport de haut niveau, les moniteurs d'activité portables sont également exploités dans le but d'optimiser la performance.

L'utilisation de ces moniteurs d'activité portables a également un intérêt dans le monde de la santé (Chow et al., 2016; Piette et al., 2015). L'artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI) est une pathologie qui provoque une altération de la capacité de marche des patients (Hirsch et al., 2006). La caractérisation des limitations fonctionnelles, notamment dans des conditions réelles de marche, revêt d'un intérêt clinique important (Hiatt et al., 2014; McDermott et al., 2014). Ainsi, les moniteurs d'activité portables ont permis une évaluation de la capacité de marche en ambulatoire par géo-positionnement par satellite (GPS) (Fokkenrood et al., 2015; Le Faucheur et al., 2008; Nordanstig et al., 2014a). Néanmoins, cette méthode d'évaluation par GPS ne permet pas d'avoir une vision complète de la capacité de marche du patient en ambulatoire.

L'altération de la capacité de marche peut être reliée aux faibles niveaux d'AP des patients AOMI (Gardner et al., 2008). Or, l'AP est un facteur déterminant de la santé des individus (Strath et al., 2013). Dans l'AOMI, des faibles niveaux d'AP sont associés une augmentation de la morbi-mortalité cardiovasculaire des patients (Garg et al., 2009, 2006). Ainsi, l'évaluation de l'AP dans des pathologies chroniques comme l'AOMI a également un intérêt clinique. Certains moniteurs d'activité peuvent évaluer le pattern de de marche (*e.g.*, nombre de pas) en relation avec des résultats fonctionnels ainsi que pour quantifier la charge d'entraînement pendant des programmes de marche à domicile (P.-Y. de Müllenheim et al.,

2016). Cependant, aucune étude de comparabilité n'a été menée entre les différents moniteurs d'activité utilisés pour mesurer le nombre de pas dans l'AOMI. Par ailleurs, l'accéléromètre est très utilisé pour estimer le pattern d'AP quotidien en estimant le temps passé aux différentes intensités de l'AP (Migueles et al., 2017). Néanmoins, la grande majorité des études a été réalisée sur des population saine et les méthodes d'estimation du pattern d'AP ont rarement été étudiées chez le patient AOMI (Freedson et al., 1998; Lauret et al., 2014). Enfin, des questions persistent sur l'association entre les faibles niveaux d'AP du patient et sa capacité de marche.

Afin de répondre à ces manques méthodologiques, le premier axe de ce travail de thèse consistait au développement d'une nouvelle méthode de couplage de moniteurs d'activité pour évaluer la capacité de marche des patients AOMI en ambulatoire. Le deuxième axe de ce travail avait pour objectif de tester la concordance entre deux moniteurs d'activité dans l'évaluation du pattern de marche des patients AOMI. Enfin, un dernier axe de ce travail de thèse visait à caractériser les patterns d'AP des patients AOMI en ambulatoire par accélérométrie et étudier son association avec la capacité de marche des patients AOMI.

PARTIE I - 1. ÉTAT DE L'ART

Chapitre 1. L'artériopathie oblitérante des membres inférieurs : une présentation synthétique

Ce premier chapitre vise à présenter de manière synthétique l'AOMI. L'objectif principal est de décrire la physiopathologie de l'AOMI pour expliquer notamment les altérations fonctionnelles qui touchent les patients. Ce préluce permettra d'introduire le deuxième chapitre concernant l'évaluation de la capacité de marche des patients AOMI.

L'AOMI est une pathologie chronique qui engendre des rétrécissements artériels appelés aussi sténoses qui peuvent conduire jusqu'à l'occlusion d'une ou plusieurs artères des membres inférieurs induite généralement par l'athérosclérose (Hiatt et al., 2008).

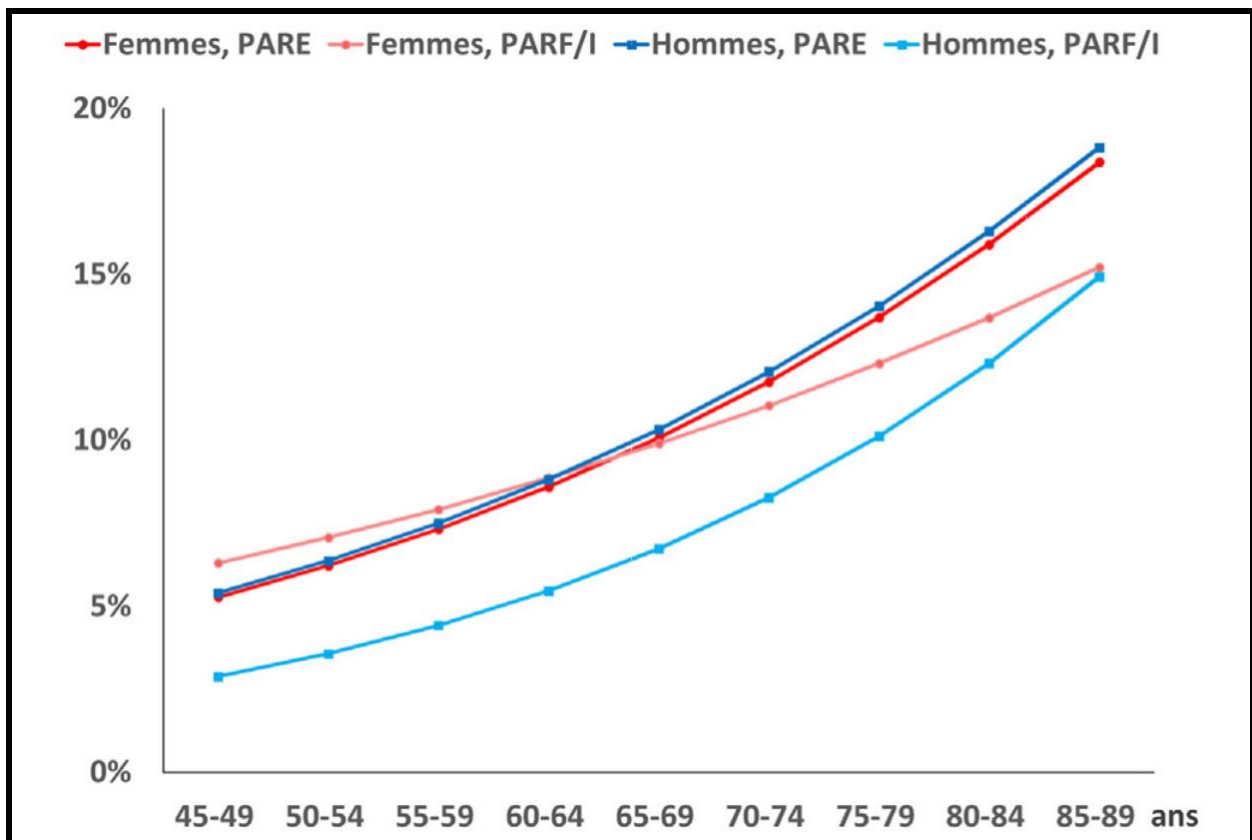
1. Épidémiologie

1.1. Prévalence

Song et al. (2019) ont estimé à environ 236 millions le nombre de personnes présentant une AOMI chez les personnes âgées de plus de 25 ans dans le monde en 2015, avec une prévalence de 5,56 %. En France, près d'un million de patients sont touchés par cette pathologie (Aboyans et al., 2018) et une étude a évalué la prévalence à 11 % chez une population âgée de plus de 40 ans présentant au moins un facteur de risque vasculaire (*i.e.*, tabagisme, diabète, hypertension, ou sédentarité) (Boccalon et al., 2000). Plus récemment, une étude a observé que 15 pays dont la France, concentraient plus de 2/3 des patients AOMI dans le monde (Song et al., 2019).

La prévalence de l'AOMI augmente avec l'âge et cette augmentation semble être similaire entre les hommes et les femmes (Fowkes et al., 2017). La prévalence étant de 5 % dans la classe d'âge de 45 à 49 ans et de 18 % dans la classe d'âge de 85 à 89 ans (Figure 1). Par ailleurs, dans les pays à revenu élevé, la prévalence de l'AOMI semble être semblable entre les hommes et les femmes à tout âge (Figure 1).

Figure 1. Prévalence de l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI) chez les hommes et les femmes dans les pays à revenu élevé (PARE) et les pays à revenu faible/intermédiaire (PARF/I).



Épidémiologie de l'artériopathie des membres inférieurs de V. Aboyans, MA. Sevestre. I Désormais. P. Lacroix. G. Fowkes. M. Criqui.(2018). Note. PARE = Pays A Revenu Elevé ; PARF/I = Pays A Revenus Faible/Intermédiaire

1.2. Facteurs de risque

Comme pour toute pathologie athéromateuse, les facteurs de risque sont divisés en quatre familles : les facteurs génétiques, traditionnels (*e.g.*, âge, sexe), métaboliques et inflammatoires, et enfin psycho-socioéconomiques(Aboyans et al., 2018). Le tabagisme, le diabète et l'hypertension sont les trois facteurs de risque traditionnels majeurs dus à leur grande prévalence et à leur association dans l'AOMI. Dans les pays à revenu élevé, le risque de développer une AOMI est de 2,6 à 4,6 fois plus important chez des personnes fumeuses par rapport à des personnes non-fumeuses (Song et al., 2019). Les diabétiques sont 1,8 à 2,2 plus à risque de développer une AOMI que des personnes non-diabétiques (Song et al., 2019). De même, l'hypertension augmente le risque d'avoir une AOMI de 1,5 à 1,7 fois. (Song et al., 2019).

Il existe d'autres facteurs de risque tels que la dyslipidémie, l'augmentation de certains marqueurs de l'inflammation (protéine C-réactive, fibrinogène), une concentration élevée en homocystéine, l'anxiété et le stress (Criqui and Aboyans, 2015). Étonnement, l'obésité n'a pas été retenue comme un facteur de risque et certaines études ont même montré une relation inverse entre l'indice de masse corporelle (IMC) et le développement d'une AOMI. Cependant, cette association est à relativiser car les personnes avec les plus faibles IMC sont celles qui fument le plus et donc qui présentent plus de risque de développer une AOMI (Fowkes et al., 2017). De plus, ces résultats surprenants peuvent être expliqués par la coexistence d'autres pathologies chroniques chez cette population avec des IMC élevés pouvant être des facteurs confondants dans les modèles multivariés (Aboyans et al., 2018).

Housley et al., 1993 ont étudié l'association entre l'AP réalisée par des sujets à l'âge de 35 à 45 ans et la présence de l'AOMI déterminée à l'âge de 55 à 74 ans par le questionnaire de Rose ainsi que par l'IPS de repos. Les niveaux d'AP étaient déterminés en utilisant un questionnaire auto-administré, adapté de l'étude « Welsh Heart Health Study » (« Welsh Heart Health Survey. Protocol and questionnaire. In: Hearbeat report. No 2, Cardiff, Wales »). Parmi l'ensemble des participants avec une AOMI (n = 1592), une activité modérée ou intense définie par le questionnaire « Welsh Heart Health Study » (e.g., badminton, basketball) pratiquée à l'âge de 35 à 45 ans, a été rapportée chez 66 % des hommes et 40 % des femmes. Chez les hommes uniquement, cette étude a mis en évidence un IPS plus élevé chez les patients qui réalisaient des plus hauts niveaux d'AP entre 35 et 45 ans ($p < 0,001$). De surcroît, Heikkilä et al. (2016) ont mis en évidence l'impact de l'AP sur l'amélioration de l'IPS chez une population avec des IPS compris entre 0,90 et 1,00 au début de l'étude (Heikkilä et al., 2016). Une revue systématique (Heikkilä et al., 2019) suggère que l'AP serait associée à un plus faible risque de développer une AOMI. Cependant, les résultats des études incluses dans cette revue manquent de puissance statistique pour confirmer véritablement cette relation. Pour finir, Unkart et al., (2019) ont étudié l'impact de l'AP sur l'incidence de l'AOMI. Ils ont montré qu'une dose d'AP ≥ 150 minutes/semaine, à intensité modérée à vigoureuse, mesurée par le questionnaire adapté de l'étude « the Cross-Cultural Activity Participation Study » (Ainsworth et al., 1999), diminuait significativement l'incidence de l'AOMI par rapport à des patients qui ne réalisent aucune AP (6,28 % vs 3,88 %). Ces quelques études en nombre limité semblent suggérer que des niveaux suffisants d'AP à intensité modérée à vigoureuse seraient possiblement associés à un plus faible risque de développer une AOMI.

1.3. Mortalité

Le risque de mortalité cardiovasculaire (*i.e.*, par infarctus du myocarde ou accident vasculaire cérébral ischémique) est trois à sept fois supérieur chez des personnes présentant une AOMI par rapport à des personnes sans AOMI (Criqui and Aboyans, 2015). En 2009, Diehm et al. ont observé un taux de mortalité à 5 ans plus élevé (entre 1,5 et 2,0 fois) chez des patients âgés de plus de 65 ans et présentant une AOMI symptomatique ou asymptomatique par rapport à des personnes sans AOMI. De plus, le risque de mortalité, toutes causes confondues chez des patients AOMI est de 30 % après 5 ans, 50 % après 10 ans et 70 % après 15 ans (Norgren et al., 2007).

2. Pathogénèse

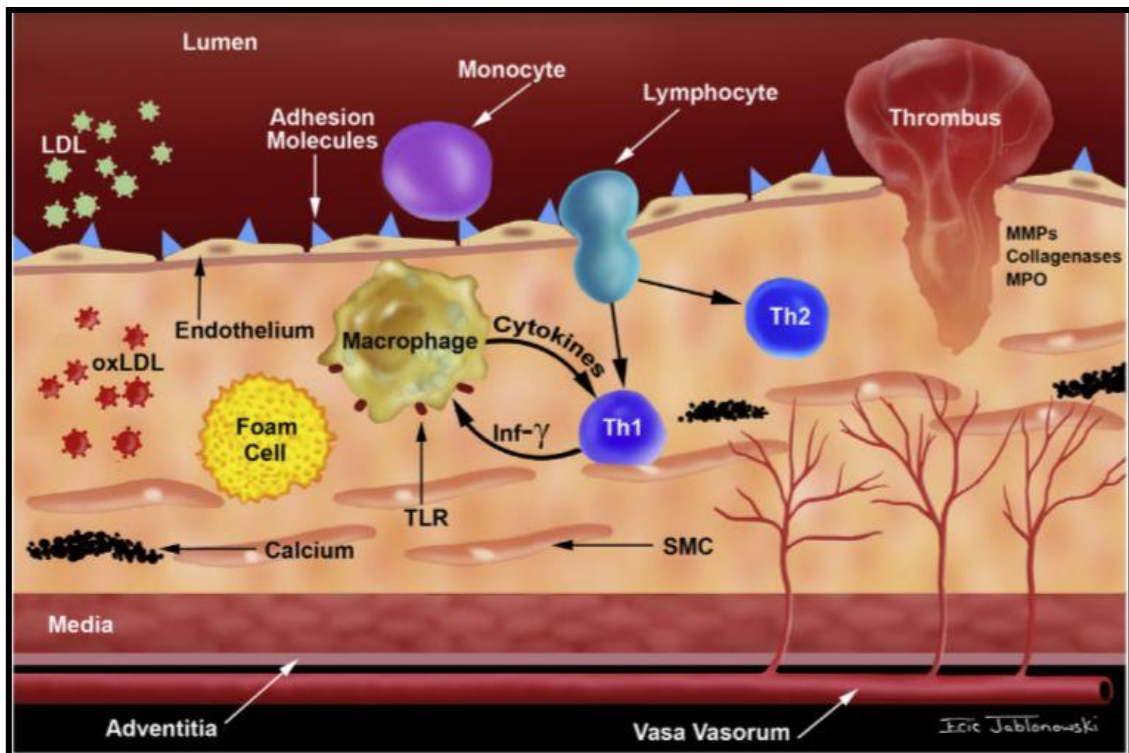
2.1. Le phénomène d'athérosclérose

Une présentation synthétique de l'anatomie et de la structure des artères est présentée en Annexe 1.

L'athérosclérose est un phénomène pathologique inflammatoire initié par un dysfonctionnement des cellules endothéliales dont les causes sont diverses (Libby, 2002; Raggi et al., 2018; Ross, 1999). Ce processus, caractérisé par des lésions de l'intima, provoque l'apparition de plaques athéromateuses à l'intérieur de la lumière de l'artère et in fine une occlusion de celle-ci (Stary, 2000). L'initiation de la lésion prend naissance dans l'intima où pénètrent dans un premier temps des lipoprotéines LDL qui vont se transformer ensuite en oxLDL par un phénomène d'oxydation (Figure 2).

Cette oxydation va être à l'origine du recrutement de leucocytes mononucléaires (monocytes et lymphocytes) à la surface des cellules endothéliales. Ces monocytes vont ensuite se différencier en macrophages (Ross, 1993) pour absorber les lipoprotéines présentes dans l'intima de l'artère. Les macrophages ont alors une apparence spumeuse, à la mobilité réduite qui sont responsables de la formation de stries lipidiques. On parle alors de premier témoin du processus d'athérosclérose (Hansson et al., 2005). Par l'arrivée constante de lipoprotéines, la lésion va progresser pour finalement induire la formation d'un corps riche en lipides, mou, instable et inerte à la mort du macrophage spumeux. Cette lésion sera également accentuée par la migration de cellules musculaires lisses provenant de la media (Bradberry, 2004) et par une accumulation de calcium (Figure 2).

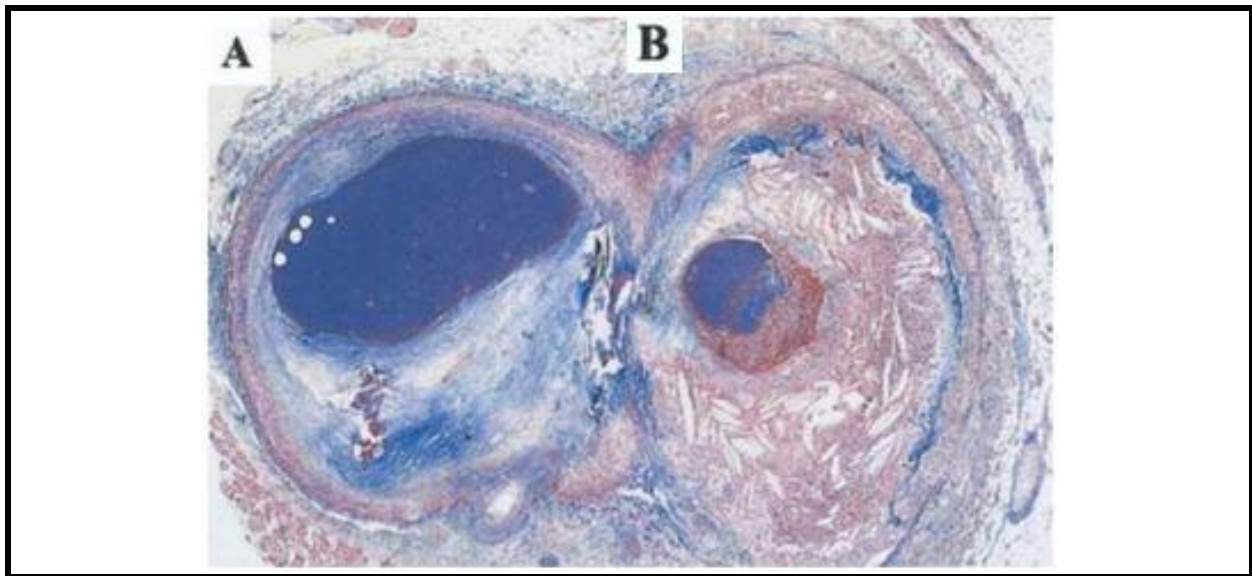
Figure 2. Le processus d'athérosclérose



Role of inflammation in the pathogenesis of atherosclerosis and therapeutic intervention de Raggi et al., (2018). Atherosclerosis 276 98-108. Note. LDL = Low-Density Lipoprotein; oxLDL = oxidized Low-Density Lipoprotein; TLR = récepteur Toll-like; Inf = Interferon; SMC = Structural Maintenance of Chromosomes; MMPs = Métalloprotéases Matricielles; MPO = Myéloperoxydase.

Ensuite, une plaque athéromateuse fibrosée se forme. Alors, deux phénomènes peuvent se produire, soit la chape fibreuse entourant la plaque athéromateuse est épaisse et cette dernière va alors être stabilisée préservant ainsi la lumière du vaisseau (Figure 3, A), soit la chape fibreuse est trop fine et la fragilité de la plaque athéromateuse va conduire à sa rupture, entraînant la formation d'un thrombus qui peut se détacher dans la lumière de l'artère et induire un embolie artériel (Figure 3, B).

Figure 3. Plaque athéromateuse au niveau d'une artère coronaire d'un patient AOMI



Pathogenesis of Atherosclerosis de Falk (2006). Section transversale d'une artère coronaire située en aval d'une bifurcation. La plaque athéromateuse à gauche (A) est fibreuse et partiellement calcifiée alors que la plaque de droite (B) est riche en lipides avec un thrombus superposé non occlus.

2.2. Principes hémodynamiques généraux et altérations induites par l'athérosclérose

Afin de comprendre les altérations hémodynamiques engendrées par la sténose artérielle, il est important de revenir dans un premier temps sur les grands principes de l'hémodynamique qui s'appliquent aux vaisseaux du corps humain (de Müllenheim, 2016; Le Faucheur, 2008). Ces lois, qui régissent l'écoulement sanguin, peuvent être appréhendées à partir des lois générales applicables à la dynamique des fluides (Levick, 2010).

Tout d'abord, l'écoulement sanguin s'effectue selon un gradient de pression (ΔP). Plus précisément, le sang s'écoule d'un point où la pression est la plus élevée vers un point où la pression est la plus faible. Le débit d'écoulement du liquide (\dot{Q}) correspond au volume de sang écoulé dans le vaisseau par unité de temps. Il est caractérisé comme proportionnel au gradient de pression (ΔP) et inversement proportionnel aux résistances à l'écoulement (R). Par conséquent le \dot{Q} s'exprime selon l'équation suivante :

$$\dot{Q} = \Delta P / R$$

Équation 1

Les résistances à l'écoulement du sang (R), précédemment mentionnées, s'opposent au débit d'écoulement. Selon la loi de Poiseuille, ces résistances sont inversement proportionnelles

au rayon du conduit (r) élevé à la puissance quatre et directement proportionnelles à la longueur du conduit (L) et à la viscosité du liquide (μ) traversant le conduit. La loi de Poiseuille s'exprime ainsi :

$$R = 8.L.\mu / \pi.r^4$$

Équation 2 : Loi de Poiseuille

Malgré l'importance des principes hémodynamiques précédemment cités, ils ne peuvent pas expliquer à eux seuls la dynamique des fluides. Selon le principe de Bernoulli, le débit d'écoulement d'un liquide dépend plus globalement du gradient d'énergie mécanique totale qui existe entre le point de départ et le point d'arrivée de l'écoulement du liquide considéré. L'énergie mécanique (E_m) correspond à la somme de trois composantes : l'énergie de pression (E_{Pr}), l'énergie potentielle (E_p) et l'énergie cinétique (E_c). L'énergie de pression est égale à la pression exercée par le liquide sur le vaisseau (P). L'énergie potentielle est égale au produit de la densité du liquide (ρ) par l'accélération de la pesanteur (g) et la hauteur du vaisseau (h) déterminée par rapport à un plan de référence. L'énergie cinétique est égale au produit de la densité du liquide (ρ) par le carré de la vitesse d'écoulement (V) du liquide, que l'on divise par deux. En agglomérant ces trois composantes, le Principe de Bernoulli s'exprime selon l'équation suivante :

$$E_m = P + \rho.g.h + (\rho.V^2 / 2)$$

Équation 3 : Principe de Bernoulli

Dans un tronçon artériel où se situe une lésion réduisant le diamètre du vaisseau, la vitesse de déplacement du sang augmente. Cependant, cela ne se traduit pas par une augmentation du débit sanguin car le volume de sang transporté par unité de distance dans le tronçon artériel est diminué par le rétrécissement du diamètre de l'artère. L'augmentation de la vitesse de déplacement du sang implique une augmentation de l'énergie cinétique associée à un volume sanguin. Or, cette augmentation de l'énergie cinétique est réalisable 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 qui possède une lésion, sa vitesse d'écoulement augmente, mais la pression exercée sur la paroi diminue. Cette conversion d'énergie est en partie rétablie à la sortie du tronçon lésé.

Néanmoins, l'énergie de pression et donc la pression sanguine est plus faible en aval du tronçon lésé. Cette chute de pression est due à l'apparition de turbulences conduisant à dissiper l'énergie de pression sous forme de chaleur (Levick, 2010). Reynolds a décrit un nombre critique à partir duquel l'écoulement devient turbulent (~2000). Ce nombre, sans dimension, dépend de la vitesse (V), de la densité (ρ) et de la viscosité du fluide (η), ainsi que du diamètre (D) du conduit de telle sorte que :

| | |
|---------------------------|------------------------------|
| $Re = (V.D. \rho) / \eta$ | Équation 4 : Loi de Reynolds |
|---------------------------|------------------------------|

De plus, la chute de pression sanguine va engendrer une réduction du gradient de pression entre l'entrée et la sortie du tronçon. En se référant à l'Equation 1, cela entraîne une diminution du débit sanguin pour une même résistance. Enfin des altérations de la fonction endothéliale ou encore des modifications de la viscosité du sang contribuent à l'importance des perturbations hémodynamiques artérielles dans la physiopathologie de l'AOMI (Equation 3).

3. Symptomatologie

3.1. La douleur ischémique, élément central de la symptomatologie

La sténose artérielle, présente chez les patients AOMI, entraîne des perturbations hémodynamiques et une limitation du débit sanguin dans les tissus situés en aval de la lésion. Le phénomène physiopathologique d'ischémie est défini par un apport de sang insuffisant pour une partie de l'organisme qui est engendré par l'obstruction partielle ou totale d'un ou plusieurs vaisseaux sanguins (Tortora and Derrickson, 2013). Cette limitation du débit sanguin peut provoquer un manque en dioxygène nommé hypoxie dans les tissus se situant en aval de la lésion. L'hypoxie associée à l'ischémie est amplifiée à l'effort où les besoins en dioxygène augmentent pour le bon fonctionnement du métabolisme musculaire. L'ischémie est plus ou moins symptomatique (McDermott, 2015).

Même si le symptôme le plus caractérisé dans l'AOMI est la présence d'une douleur, d'une crampe ou d'une gêne au niveau des membres inférieurs, plusieurs profils symptomatiques sont associés à l'AOMI notamment : l'absence totale de douleur (patients asymptomatiques), la symptomatologie d'exercice (claudication intermittente et claudication atypique), et la douleur chronique associée à une ischémie critique (Patel et al., 2015).

3.2. Symptômes classiquement associés à l'AOMI

Historiquement, la claudication intermittente a été le symptôme de douleur le plus couramment décrit dans la littérature scientifique. Décrit par Rose en 1962 (Rose, 1962), la claudication intermittente était alors définie comme une douleur répondant aux caractéristiques subséquentes :

- i) Les symptômes se situent au niveau du ou des mollets ;
- ii) Les symptômes sont absents au repos ;
- iii) Les symptômes surviennent à la marche ;
- iv) Les symptômes doivent diminuer la vitesse de marche ou imposer l'arrêt ;
- v) Les symptômes ne disparaissent pas pendant la marche ;
- vi) Les symptômes doivent s'estomper en 10 minutes ou moins suite à l'arrêt de la marche.

Des modifications ont été apportées à cette définition par plusieurs sociétés savantes (*e.g.*, l'*American Heart Association [AHA]*, l'*American College of Cardiology [ACC]*, la *Society for Vascular Surgery [SVS]*, le *Trans-Atlantic Inter-Society Consensus [TASC]*). Actuellement, la claudication intermittente est définie comme une sensation de gêne, d'inconfort ou de douleur (*e.g.*, crampe, fatigue) qui apparaît de manière reproductible au niveau des régions musculaires des membres inférieurs (*e.g.*, les hanches, les fesses, les cuisses, et/ou les mollets, et plus rarement le pied) lors de la marche et qui disparaît relativement rapidement après l'arrêt de l'effort (Conte et al., 2015; Creager et al., 2012; Hiatt et al., 2008). Le délai maximal de 10 minutes pour la disparition de la douleur après l'arrêt de la marche a été confirmé par certaines autorités de santé (Creager et al., 2012; Hiatt et al., 2008). Dans cette nouvelle définition, le symptôme de claudication intermittente ne concerne donc plus uniquement la région du mollet, mais le membre inférieur dans son ensemble. La claudication intermittente est associée à une limitation de la capacité de marche et de la performance à l'exercice (Hiatt et al., 2008).

La claudication intermittente implique la présence d'une douleur ischémique à l'exercice mais également une absence de douleur au repos (Hirsch et al., 2006). Ainsi, l'absence de douleur au repos est induite par un apport sanguin en dioxygène suffisant au niveau musculaire pour satisfaire la demande métabolique.

Des travaux démontrent que la localisation de la douleur peut informer le praticien sur l'endroit anatomique du rétrécissement artériel (Tableau 1) (Hirsch et al., 2006). Par exemple, des douleurs présentes à la fois à la région de la fesse, des hanches, des cuisses et/ou des mollets peuvent être le témoin d'une sténose des artères iliaques. De la même manière, une claudication isolée au niveau du mollet résulte principalement de lésions au niveau des artères fémorales et des artères poplitées. Enfin, une sténose au niveau de l'artère tibiale conduit à une douleur localisée au niveau du mollet et plus rarement du pied.

Tableau 1. Localisation de l'occlusion artérielle associée aux zones d'apparition des symptômes

| 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) |

Recommandations de l'American College of Cardiology (ACC) et de l'American Heart Association (AHA) pour la prise en charge des patients AOMI. Hirsch et al., (2006).

En outre, bien que la claudication intermittente reste le symptôme le plus couramment décrit dans la littérature scientifique, seulement une minorité de patients AOMI (~10 à 35 %) sont atteints par ce symptôme (Hirsch et al., 2006). Cependant, cette prévalence a été mesurée d'après la nouvelle définition de la claudication intermittente et peut être différente des études basées sur l'ancienne définition de Rose (M. McDermott et al., 2001; McDermott et al., 2010).

3.3. Autres symptômes associés à l'AOMI

La grande variabilité de la symptomatologie dans l'AOMI a été longuement étudiée par les travaux de McDermott et al. (2009, 2003) et a conduit au concept de claudication atypique. D'après ces travaux, la claudication atypique est caractérisée par i) des symptômes qui surviennent à la marche mais qui n'imposent pas le ralentissement de la marche ni l'arrêt ou ii) des symptômes qui apparaissent à la marche et imposent l'arrêt mais qui ne remplissent pas toutes les conditions précédemment mentionnées à propos de la définition de la claudication intermittente (*e.g.*, disparition des douleurs dans un délai supérieur à 10 min, douleur qui ne survient pas au niveau des mollets). La dernière partie de cette définition est en contradiction avec la nouvelle définition de la claudication intermittente. En effet, la nouvelle définition a élargi la région de survenue de la douleur ischémique à des territoires musculaires des membres

inférieurs autres que les seuls mollets. Or, McDermott et al. (2001, 2010) continuent de se référer à l'ancienne définition de Rose pour distinguer la « claudication atypique » comme une douleur ne survenant pas au niveau des mollets. En raison de la diversité de symptomatologie dans l'AOMI, les études épidémiologiques actuelles concernant l'AOMI ont recours majoritairement à la mesure de l'IPS au repos (Song et al., 2019).

3.4. Les patients AOMI asymptomatiques

La prévalence des patients AOMI ($IPS \leq 0.90$), qui sur la base du déclaratif ne rapportent pas de douleurs dans leur vie quotidienne, oscille entre 20 et 50% selon les études (Hirsch et al., 2006). Une étude épidémiologique montre que le risque de contracter des événements pathologiques cardiovasculaires et cérébrovasculaires est le même chez des patients asymptomatiques par rapport aux patients AOMI symptomatiques (Diehm et al., 2009). Cependant, des travaux de McDermott et al. (2008b) montrent que l'AOMI asymptomatique est associée à des caractéristiques des membres inférieurs plus défavorables par rapport à une AOMI avec claudication intermittente. Une des hypothèses avancée par les auteurs pour expliquer ces résultats serait la non-prise en charge de ces patients par le corps médical du fait du caractère asymptomatique de la pathologie. McDermott et al. (2008b) a classé les patients asymptomatiques en deux sous-groupes : les patients asymptomatiques actifs (*i.e.*, marche plus de 1,2 km durant les sept derniers jours) et les patients asymptomatiques inactifs (*i.e.*, marche moins de 1,2 km durant les sept derniers jours). Plus précisément, cette étude montre que les patients asymptomatiques ont une plus faible masse musculaire, une augmentation de la teneur en graisse dans les muscles, des performances au test de marche de six minutes (TM6) amoindries, une vitesse de marche habituelle plus lente et un niveau de qualité de vie moins élevé par rapport à des patients AOMI et claudication intermittente. Il est important de noter que la majorité des études faites sur les patients asymptomatiques a été faite par la même équipe scientifique et que l'évaluation de la capacité de marche a toujours été faite sur le TM6. Dans deux de ces études, un certain nombre de patients dits asymptomatiques (30 à 42%) rapportent en réalité des symptômes avec des douleurs au niveau des membres inférieurs lors du TM6 (McDermott et al., 2008b, 2010).

4. Altérations fonctionnelles liées à l'ischémie

Les altérations fonctionnelles présentes chez les patients AOMI sont liées à deux composantes : la douleur d'exercice associée à l'ischémie (composante aiguë) et le processus physiopathologique chronique d'ischémie-reperfusion (composante chronique). Il est difficile de distinguer la part de ces deux composantes dans les altérations fonctionnelles du patient AOMI. Néanmoins, nous présenterons ces deux composantes séparément.

4.1. Limitations fonctionnelles et capacité de marche

L'ischémie d'exercice et la douleur associée sont à la base des limitations fonctionnelles de la marche qui peuvent être appréhendées par l'évaluation de la capacité de marche.

Pour caractériser les limitations fonctionnelles des patients AOMI, il est nécessaire d'évaluer la capacité fonctionnelle, c'est-à-dire ce qu'est capable de faire une personne en matière d'activité dans un contexte standardisé. Pour évaluer objectivement cette capacité fonctionnelle, il est nécessaire de standardiser l'évaluation. En effet, les limitations fonctionnelles du patient AOMI sont liées à l'activité réalisée (*e.g.*, marche, vélo) mais également au contexte de réalisation (*e.g.*, laboratoire, ambulatoire). Traditionnellement, l'évaluation de la capacité de marche des patients AOMI est réalisée au cours d'un test de marche sur tapis roulant en laboratoire.

4.2. Modifications biomécaniques de la marche

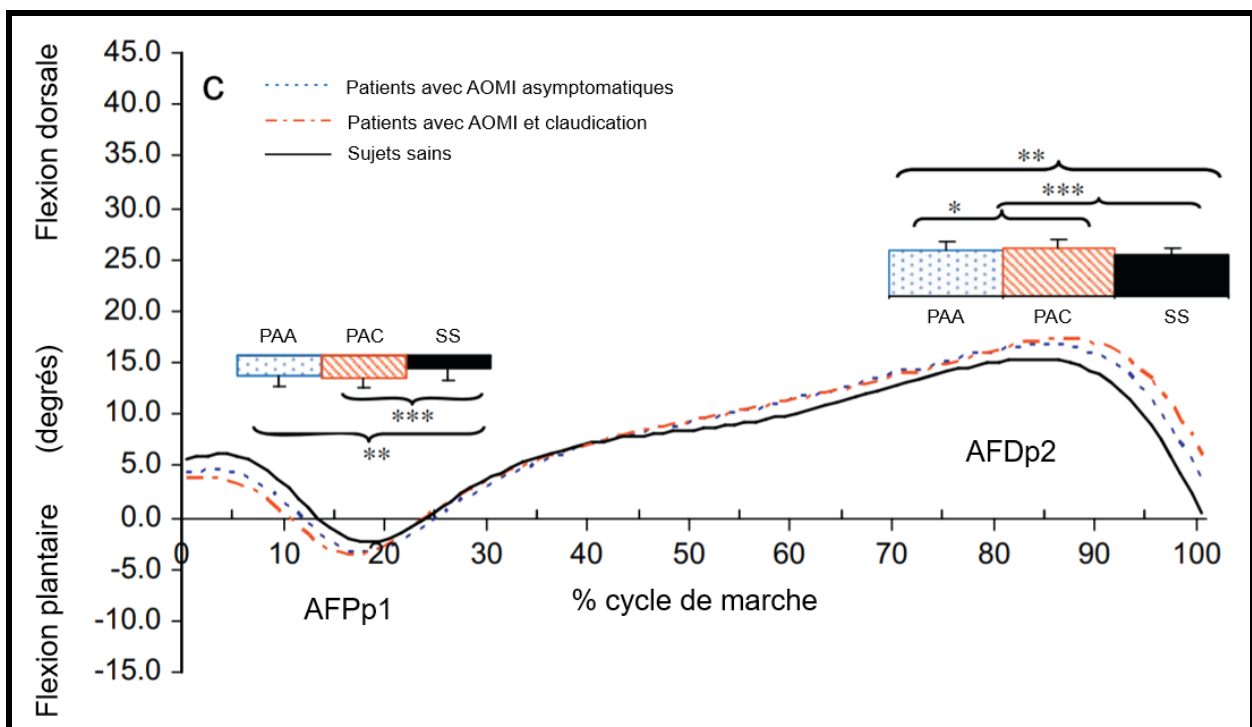
Les altérations fonctionnelles semblent impacter la locomotion du patient AOMI et plus particulièrement la marche.

Premièrement, les patients AOMI changent leur schéma de marche afin d'établir des mécanismes compensatoires pour minimiser les actions musculaires les plus douloureuses. Certaines études ont mis en évidence l'adoption d'une démarche visant à épargner le membre douloureux en adoptant un mouvement de marche réduit : diminution de longueur des pas et diminution de la cadence (Gardner et al., 2010c; McCully et al., 1999). De la même façon, il a été montré plus récemment que la vitesse de marche, chez des patients AOMI et présentant une claudication intermittente, était ralentie par rapport à une population saine du même âge (Myers et al., 2016). Ces auteurs confirment la relation entre les altérations biomécaniques de la marche et la présence de l'AOMI mais rejettent le lien avec l'âge avancé des patients AOMI. En effet, chez la population saine du même âge, l'analyse biomécanique montre qu'il n'y a aucun déclin

de la vitesse de marche. De plus, ces auteurs ont observé uniquement chez les patients AOMI une altération de la cinématique articulaire.

De plus, certaines études ont relevé d'autres altérations fonctionnelles telles qu'une réception plus marquée à chaque nouvel appui accompagné d'une propulsion moins accentuée au moment de l'appui au sol (Chen et al., 2008; Gommans et al., 2016). Ces auteurs ont montré des variations des angles articulaires au cours du cycle de marche, notamment des fléchisseurs et des extenseurs plantaires entre des patients AOMI et des sujets sains (Figure 4).

Figure 4. Comparaison des variations angulaires de la flexion dorsale et plantaire des deux membres inférieurs entre des patients AOMI et des sujets sains au cours d'un cycle de marche



Adapté de *Bilateral claudication results in alterations in the gait biomechanics at the hip and ankle joints* de Chen et al., (2008). Note. AFPp1 = Angles de la Flexion Plantaire du pic 1 pendant la phase précoce. AFDp2 = Angles de la Flexion Dorsale du pic 2 pendant la phase tardive du cycle de marche. PAA = Patients AOMI Asymptomatique. PAC = Patients AOMI et Claudication. SS = Sujets Sains. * $p < 0.05$, différences significatives entre les conditions de tests (Marche sans douleur vs. Marche avec douleur). ** $p < 0.05$, différences significatives entre les groupes (patient avec AOMI asymptomatique vs sujets sains). *** $p < 0.05$, différences significatives entre les groupes (patient avec AOMI et claudication vs sujets sains)

Enfin, certains auteurs ont mis en évidence une diminution de la force de propulsion et de la force de freinage à la réception de l'appui ou encore l'incapacité à balancer la jambe correctement droite devant soi (Koutakis et al., 2010; Wurdeman et al., 2012).

En définitive, même si les altérations biomécaniques à la marche sont multiples, les causes demeurent peu étudiées. Il est finalement difficile de discerner la proportion des altérations fonctionnelles provoquées par l'adoption d'une nouvelle démarche par le patient due à la douleur et celles provoquées par l'affaiblissement de la fonction neuromusculaire causé par l'AOMI.

4.3. Le phénomène ischémie/reperfusion induit par l'exercice

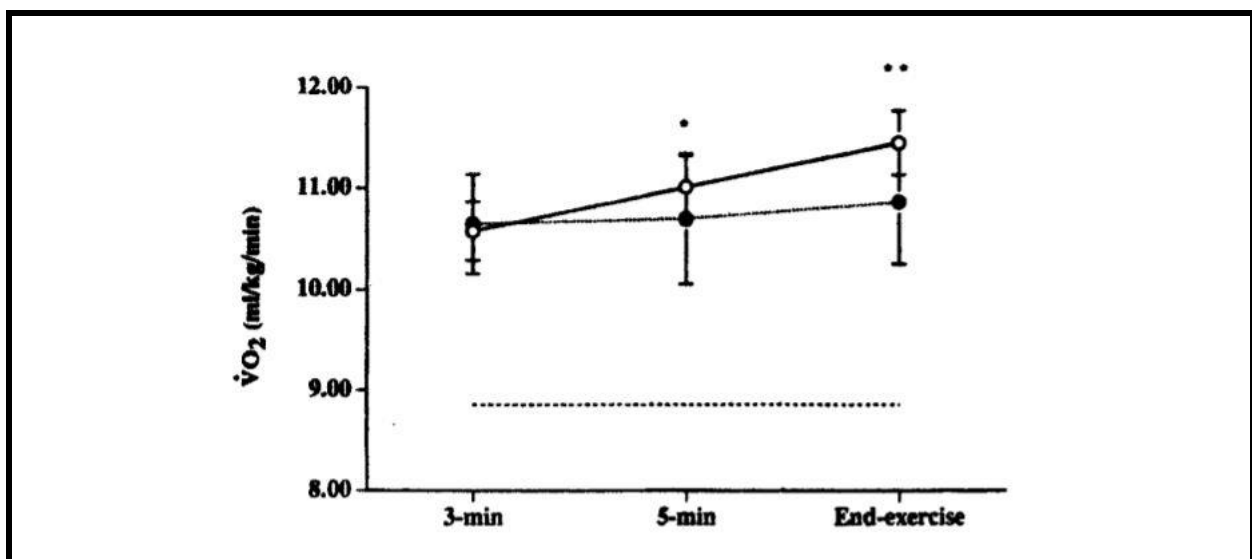
Le phénomène d'ischémie d'effort précède l'étape de reperfusion qui intervient après l'arrêt de l'exercice où un apport sanguin excessif intervient au niveau du territoire ischémique. L'alternance de ces deux composantes a largement été étudiée dans l'AOMI et serait responsable d'un ensemble de réactions inflammatoires et d'un stress oxydant néfastes pour la structure du système neuromusculaire et le fonctionnement du métabolisme musculaire squelettique des patients AOMI (Hiatt et al., 2015; McDermott, 2015). Plus précisément, la région ischémique fera face à une augmentation plasmatique de nombreux médiateurs de l'inflammation ainsi qu'à la libération de radicaux libres. L'ensemble de ces facteurs va provoquer des dommages tels que des altérations musculaires structurales et métaboliques ainsi qu'une apoptose et une atrophie musculaire exacerbée.

4.4. Altérations du coût énergétique de la marche

Les patients AOMI, avec une claudication intermittente, adoptent des stratégies de marche qui favorisent une plus grande stabilité de marche au détriment de la vitesse (Gardner et al., 2001; M. McDermott et al., 2001; Scherer et al., 1998). Cette altération biomécanique augmente le coût énergétique de la marche (Stewart et al., 2002). De la même manière, une étude suggère une relation entre l'apparition de la douleur, associée à l'ischémie d'effort, et l'augmentation du coût énergétique (Womack et al., 1997). Dans cette étude, les patients ont réalisé un test de marche sur tapis roulant à vitesse et à pente constante (3,2 km/h et 0% de pente) pendant 20 minutes, ou jusqu'à ce que la douleur ischémique d'effort ne les limite. Le temps de marche sans douleur et le temps maximal de marche étaient en moyenne (\pm écart-type) de $3,4 \pm 1,8$ min et de $10,3 \pm 5,8$ min, respectivement. Chez les patients AOMI, les auteurs

rappellent une augmentation significative du débit de dioxygène ($\dot{V}O_2^1$) entre la 3^{ème} et la 5^{ème} minute ($+ 0,43 \pm 2,10 \text{ mL}O_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$) et entre la 5^{ème} minute et la fin du test de marche ($+ 0,45 \pm 2,25 \text{ mL}O_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$). Aucune augmentation significative du $\dot{V}O_2$ n'était observée chez les sujets sains au cours du test (Figure 5). Des modifications des aspects biomécaniques à la marche sont principalement avancées pour expliquer cette augmentation du coût énergétique pendant la marche. En effet, comme nous l'avons mentionné auparavant, la douleur associée à l'ischémie entraînerait un surplus de dépense énergétique (DE) pour le patient AOMI et va, de fait impacter sur son économie de marche. Néanmoins, ces mêmes auteurs n'ont pu établir un véritable lien entre l'apparition de la douleur et l'augmentation du $\dot{V}O_2$ car aucune comparaison n'a été faite entre les périodes marche sans et avec douleur. Dans une seconde étude, il a été observé un $\dot{V}O_2$ plus élevé des patients AOMI lors d'un test de marche sur tapis après vs avant l'apparition de la douleur ischémique ($+ 0,64 \pm 0,83 \text{ mL}O_2 \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$) (Gardner et al., 2010b).

Figure 5. Comparaison de l'évolution du $\dot{V}O_2$ entre des patients AOMI et des volontaires sains pendant un test de marche sur tapis.



*Oxygen uptake during constant-intensity exercise in patients with peripheral arterial occlusive disease de Womack et CJ, Sieminski DJ, Katzell LI, Yataco A, Gardner AW. Vascular Medicine (1997); 2: 174-178. Note. L'oxygène prélevé au cours du temps ($\dot{V}O_2$) chez des patients atteints d'AOMI (ronds vides) comparés à des sujets sains (ronds foncés). Les données sont exprimées en Moyenne \pm Ecart-type. Les valeurs prédictives du $\dot{V}O_2$ sont basées sur l'équation de l'American College of Sports Medicine et représentées ici par une ligne pointillée. *Significatif par rapport à 3-min ($p < 0,01$). **Significatif par rapport à 5-min ($p < 0,01$).*

¹ Le $\dot{V}O_2$ correspond au volume de dioxygène prélevé par unité de temps. Il est exprimé généralement en mL/min et peut être rapporté au poids du sujet (en mL/min/kg).

5. Traitements

5.1. Prise en charge générale

L'AOMI étant à la fois une maladie localisée aux artères des membres inférieurs et le marqueur d'une affection plus générale liée à l'athérosclérose, il est important de prendre en compte ces deux dimensions dans la prise en charge des patients (Desormais et al., 2018).

Sur le plan général, le but est de limiter l'évolution de l'athérosclérose dans les autres territoires vasculaires en particulier cardiaque et cérébral afin de réduire le risque d'évènements cardiovasculaires. Le traitement comprend un accompagnement vers l'arrêt du tabac pour tous les patients fumeurs avec une AOMI et l'instauration d'un triptyque médicamenteux associant hypolipémiant, antihypertenseur et antithrombotique (Desormais et al., 2018). Ces traitements médicamenteux n'ont en revanche que peu d'effets sur les capacités fonctionnelles du patient. Même si certaines études ont montré l'efficacité des vasodilatateurs sur l'augmentation de la distance de marche maximale des patients AOMI (+ 38 % et + 41 %) (Beebe et al., 1999; Dawson et al., 1998), certains effets secondaires (*i.e.*, céphalées) ont amené l'AHA² à se prononcer contre la prescription de ces médicaments chez le sujet avec AOMI et claudication à l'exception du Cilostazol.

Sur le plan local, le traitement varie suivant la situation clinique. Pour les patients symptomatiques, l'objectif est de limiter l'évolution de la maladie et d'améliorer les capacités fonctionnelles (Desormais et al., 2018). Ainsi, le réentraînement est le traitement préconisé par les sociétés savantes européennes et américaines ainsi que par la « Haute Autorité de Santé » (HAS) afin d'améliorer le statut fonctionnel des patients AOMI qui sont limités à la marche (Frank et al., 2019; Hirsch et al., 2006; Norgren et al., 2007; Tendra et al., 2012). Le réentraînement peut être prescrit en ambulatoire avec une supervision minimale ou en centre spécialisé (Gardner et al., 2011a).

² L'American Heart Association (AHA) est un organisme américain à but non lucratif qui favorise les soins cardiaques appropriés en vue de réduire les invalidités et les décès causés par les maladies cardiovasculaires et les arrêts cardio-vasculaires.

5.2. Traitements spécifiques pour limiter le déclin de la capacité fonctionnelle

5.2.1. Réentraînement

Les programmes supervisés de marche sont un élément essentiel de la prise en charge des patients AOMI (Treat-Jacobson et al., 2019). Les dernières publications de l'AHA proposent quatre recommandations concernant l'exercice dans la prise en charge des patients AOMI (Gerhard-Herman et al., 2017). Premièrement, les programmes supervisés de marche sur tapis motorisé sont de grade 1A pour améliorer la distance de marche sans douleurs (PFWD pour *Pain-free Walking Distance*) et la distance de marche totale (MWD pour *Maximal Walking Distance*) (Gerhard-Herman et al., 2017). Deuxièmement, les programmes supervisés de marche, quels qu'ils soient, doivent être proposés comme traitement pour des patients claudicants avant une revascularisation (Gerhard-Herman et al., 2017). D'ailleurs, beaucoup d'études (Treat-Jacobson et al., 2019) ont montré une augmentation de la PFWD et de la MWD chez des patients AOMI à la suite d'un programme supervisé de marche d'une durée de 12 à 52 semaines (Tableau 2). Ainsi, la MWD augmente en moyenne de 82% et la PFWD de 128% à la suite d'un programme supervisé de marche d'une durée de 12 à 52 semaines. Troisièmement, les programmes de marche à domicile, associés à une rééducation des habitudes comportementales, peuvent être bénéfiques pour améliorer la capacité de marche et le statut fonctionnel (Gerhard-Herman et al., 2017). Quatrièmement, pour les patients claudicants, des stratégies alternatives à la marche existent, incluant l'ergométrie du haut du corps, le vélo ou encore des marches à basses intensités sans douleur dans les membres inférieurs qui évitent la claudication modérée à maximale pendant la marche. Toutes ces alternatives peuvent être bénéfiques pour améliorer la capacité de marche et le statut fonctionnel (Gerhard-Herman et al., 2017).

Tableau 2. Évolution de la capacité de marche après un programme de marche supervisé chez des patients AOMI

| Durée du programme supervisé de marche, semaines | PFWD (m) | PFWD (%) | MWD (m) | MWD (%) |
|--------------------------------------------------|---------------|----------|------------------|---------|
| 12 (8 études) | + 157 (46,97) | + 103 | + 283,10 (69,32) | + 79 |
| 24-52 (7 études) | +251 (75,72) | + 167 | + 334,06 (78,14) | + 92 |
| Total (15 études) | + 204 (77,93) | + 128 | + 307,45 (75,58) | + 82 |

Adapté de Optimal Exercise Programs for Patients With Peripheral Artery Disease: A Scientific Statement From the American Heart Association de Treat-Jacobson D, Mcdermott MM, Bronas UG, Campia U, Collins TC, Criqui

MH, Gardner AW, Hiatt WR, Regensteiner JG, Rich K; American Heart Association Council on Peripheral Vascular Disease; Council on Quality of Care and Outcomes Research; and Council on Cardiovascular and Stroke Nursing. Circulation. 2019 Jan 22;139(4): e10-e33. Note. PFWD = "Pain-Free Walking Distance" pour distance de marche sans douleurs; MWD = "Maximal Walking Distance", pour distance maximale de marche. AOMI = Artériopathie oblitérante des membres inférieurs.

Que ce soit aux Etats-Unis ou en Europe, les recommandations placent le réentraînement en première intention. Dans l'étude CLEVER (Murphy et al., 2015), 79 patients souffrant d'AOMI ont été inclus et séparés en trois groupes : traitement médical seul, traitement médical accompagné d'un programme de réentraînement à la marche et traitement médical accompagné d'une revascularisation par technique endovasculaire. Après 6 mois, les patients réentraînés à la marche décrivaient des performances à la marche sur tapis motorisé significativement supérieures ($P < 0,001$) aux patients avec traitement médical seul et significativement équivalentes ($P = 0,16$) aux patients revascularisés. Enfin le réentraînement à la marche pourrait être aussi bénéfique aux patients asymptomatiques (McDermott et al., 2009). McDermott et al. (2009) ont observé une augmentation significative de la distance de marche pendant le TM6 de 35,9 m chez des patients AOMI avec claudication (IC 95% 15,3-56,5m, $P < 0,001$) après un entraînement supervisé sur tapis, comparativement au groupe contrôle sans réentraînement.

5.2.2. Revascularisation

Les recommandations de l'AHA sont de grade 1A pour les procédures endovasculaires chez des sujets qui claudiquent avec des lésions hémodynamiques significatives et invalidantes. La décision de revasculariser est prise en fonction du contexte clinique et des possibilités anatomiques. En effet, la plupart des sujets symptomatiques relèvent en premier lieu d'une prise en charge médicale incluant un réentraînement à la marche. Bien qu'accessibles, les procédures de chirurgie endovasculaires restent invasives, coûteuses, sont associées à un risque de complications par rapport à l'exercice, et ont une durée limitée dans le temps (Ahimastos et al., 2011).

5.2.3. Traitements alternatifs non invasifs

Même si le réentraînement et la revascularisation ont un impact significatif dans l'amélioration des limitations fonctionnelles, plusieurs barrières les restreignent comme l'adhérence au réentraînement. En effet, certains patients ne peuvent pas s'engager dans un programme de réentraînement à cause de comorbidités limitants l'exercice (e.g., arthrose

limitant l'exercice, bronchopneumopathie chronique obstructive) ou d'absence de centre de réadaptation à proximité.

Il existe certains traitements alternatifs et complémentaires à ces thérapies. La revue systématique de Williams et al., (2016) recense l'ensemble des thérapies non-invasives qui sont utilisées dans la prise en charge de l'AOMI. Trois traitements alternatifs à la prise en charge classique sont énumérés :

- i) la compression pneumatique des membres inférieurs ;
- ii) l'électrostimulation qui englobe l'électromyostimulation, la stimulation électrique transcutanée et la stimulation électrique fonctionnelle ;
- iii) des pansements électriques galvaniques.

Premièrement, les protocoles de compression aux membres inférieurs ont montré leur efficacité dans l'amélioration des limitations à la marche (Oresanya et al., 2018). Dans cette méta-analyse, une analyse groupée montre que l'utilisation de la compression au niveau des membres inférieurs est associée à une augmentation significative de la distance maximale de marche par rapport au groupe contrôle (différence moyenne : + 125m ; IC 95%, 58,38-191,63m).

Deuxièmement, l'électromyostimulation est une ancienne technique (*i.e.*, les années 1990) qui repose sur différents types de stimulation avec des effets physiologiques différents sur l'hémodynamique, la fonction musculaire et les voies de la douleur, associées aux limitations fonctionnelles. Même si certaines études portées sur le sujet ont montré une amélioration de la distance maximale de marche sur tapis motorisé à la suite d'un programme d'électrostimulation (Anderson et al., 2004 : +39 m/ +35% ; Tsang et al., 1994 : +40 m/ +34%), peu d'études, avec un haut niveau de qualité méthodologique et un risque de biais faible, ont été menées pour dresser des conclusions claires sur l'efficacité de l'électrostimulation dans la prévention des limitations fonctionnelles des patients AOMI (Jéhannin et al., 2020).

Résumé

L'AOMI est une pathologie qui touche environ 236 millions de patients dans le monde et sa prévalence augmente significativement avec l'âge. L'athérosclérose est le processus inflammatoire à la genèse de cette pathologie qui va engendrer la formation d'une plaque athéromateuse responsable de l'obstruction des artères des membres inférieurs. Un ensemble de conséquences hémodynamiques, dont une chute de la pression artérielle et une réduction du débit sanguin dans les membres inférieurs, vont provoquer une hypoxie tissulaire en aval des lésions. Ce déséquilibre entre les apports et les besoins en oxygène, engendré par l'ischémie, est amplifié à l'effort. L'ischémie d'effort est généralement responsable des douleurs à la marche. Cependant, la symptomatologie de l'AOMI est complexe et certains patients atteints par cette pathologie sont asymptomatiques. Pour les patients symptomatiques, la douleur ischémique entraîne des conséquences fonctionnelles telles que des altérations biomécaniques de la marche et des altérations du coût énergétique pendant la marche. Ces dysfonctionnements sont responsables d'un ensemble de limitations fonctionnelles, et plus spécifiquement, d'une réduction de la capacité de marche. De surcroît, des changements physiopathologiques chroniques, induits par une répétition du phénomène d'ischémie-reperfusion, vont aggraver les limitations fonctionnelles des patients AOMI. En raison de l'importance du niveau des capacités fonctionnelles sur les risques de mortalité et sur la diminution de la qualité de vie, son évaluation semble être déterminante pour la prise en charge des patients AOMI.

Chapitre 2. Évaluation de la capacité de marche dans l'AOMI : de la nécessité d'une mesure ambulatoire

Ce chapitre a pour but d'introduire le premier axe de ce travail de thèse, à savoir la validation d'une nouvelle méthode d'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire des patients AOMI. Après être revenu sur l'importance d'évaluer la capacité de marche des patients AOMI, ce deuxième chapitre présentera les différentes méthodes d'évaluation standard de la capacité de marche, en distinguant les évaluations réalisées en laboratoire de celles effectuées en ambulatoire. La description des différentes méthodes d'évaluation vise à comprendre les avantages et les limites de chacune d'elles afin d'objectiver les manques méthodologiques qui pourraient exister dans la compréhension des limitations fonctionnelles du patient AOMI. Au-delà de comparer les paramètres spécifiques à chaque test, (*e.g.*, vitesse, pente) qui conditionnent l'évaluation de la capacité de la marche et de fait son interprétation clinique, l'intérêt principal sera de savoir si le paramètre mesuré reflète les limitations fonctionnelles du patient en condition de vie réelle.

1. L'importance d'évaluer la capacité de marche

L'évaluation de la capacité fonctionnelle revêt un aspect important de la prise en charge des patients AOMI en raison de son rôle sur les risques d'aggravation des limitations fonctionnelles, de mortalité, ou encore de diminution du niveau de qualité de vie (Hirsch et al., 2006; Norgren et al., 2007). L'évaluation de la capacité fonctionnelle des patients AOMI permet :

- i) d'objectiver la gravité des limitations fonctionnelles à la marche d'un patient par rapport à une norme ;
- ii) de calibrer la charge d'un programme d'exercices de marche ;
- iii) de juger l'efficacité d'un traitement pour diminuer les limitations fonctionnelles.

L'activité de la marche est centrale dans l'évaluation de la capacité fonctionnelle du patient AOMI afin de caractériser les limitations fonctionnelles, car c'est la principale activité de locomotion (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016) et c'est de fait au cours de cette activité que les patients vont ressentir leurs symptômes. Aussi, l'évaluation objective de la capacité de la marche a une place majeure dans la prise en charge des patients AOMI.

2. Méthodes standards pour évaluer la capacité de marche en laboratoire

Avant de présenter les différents tests de marche qui permettent d'évaluer la capacité fonctionnelle des patients AOMI avec leurs avantages et inconvénients, il convient de définir les indicateurs ou paramètres qui sont traditionnellement évalués pour refléter la capacité de marche des patients avec AOMI. Deux paramètres sont à distinguer. La capacité de marche sans douleur correspond à la distance (PFWD, pour *Pain-Free Walking Distance*) ou au temps (PFWT, pour *Pain-Free Walking Time*) de marche avant que la douleur ischémique n'apparaisse dans les membres inférieurs. Par ailleurs, la capacité de marche maximale traduit la distance maximale de marche (MWD, pour *Maximal Walking Distance*) ou le temps maximal de marche (MWT, pour *Maximal Walking Time*) réalisés avant que la douleur ne soit trop importante et oblige le patient à s'arrêter. Pour certains auteurs, la capacité de marche maximale ne reflète pas la capacité de marche réalisée dans le quotidien car en réalité peu de patients marchent jusqu'au seuil maximal de la douleur avant qu'ils ne s'arrêtent (Kruidenier et al., 2009). Ces auteurs ont alors proposé et validé un nouveau concept de distance de claudication fonctionnelle définie par la distance de marche parcourue avant que le patient ne décide de s'arrêter spontanément à cause de la douleur à la marche. Pour ces auteurs, ce concept permet de mieux refléter les limitations fonctionnelles quotidiennes du patient AOMI. Néanmoins, ce paramètre reste, à ce jour, très peu utilisé dans les études cliniques consacrées à l'AOMI.

2.1. Test de marche sur tapis motorisé

Le test de marche réalisé sur un tapis motorisé est le test de référence pour évaluer objectivement la gêne fonctionnelle liée à la claudication chez les patients AOMI (Hirsch et al., 2006). Pour déterminer l'apparition et l'évolution de la douleur ischémique ressentie par le patient, des échelles élémentaires sont utilisées (Gardner et al., 2010c). À ce titre, Williamson and Hoggart (2005) ont validé une échelle de douleur qui associe une cotation allant de 0 à 4 à des verbatims précis : 0 : « absence de douleur », 1 : « douleur légère », 2 : « douleur modérée », 3 : « douleur intense », 4 : « douleur maximale ». Au cours du test sur tapis, l'apparition du niveau « 1 » est associé à la détermination du PFWT et l'atteinte du niveau « 4 » détermine l'arrêt du test qui est associé au MWT. Cette échelle de la douleur a été adaptée et est couramment utilisée pour mesurer le PFWT et le MWT des patients AOMI lors d'un test de marche sur tapis motorisé (Gardner et al., 2010c; Williamson and Hoggart, 2005) (Figure 6). Les tests de marche sur tapis ont aussi vocation à mettre en parallèle certains paramètres

physiologiques utiles au diagnostic de l'AOMI (e.g., IPS post-effort, TcPO₂). L'IPS post-effort est une mesure de l'IPS réalisée après l'effort (en général ~1min). L'IPS post-effort est utilisée pour préciser le statut hémodynamique du membre inférieur lorsque l'IPS de repos est supérieur au seuil diagnostique (IPS de repos > 0,90) mais qu'il demeure une forte suspicion d'AOMI (Aboyans et al., 2012). La TcPO₂ mesure la pression partielle en dioxygène au niveau transcutané et renseigne sur l'oxygénation locale en regard de la zone où est positionnée l'électrode. Cette mesure reflète alors l'état ischémique de la région anatomique étudiée (Hauser & Schoemaker, 1983). Elle peut se réaliser au repos, de même qu'au cours et au décours d'un test de marche sur tapis.

Figure 6. Échelle de la douleur ischémique lors d'un test de marche sur tapis

| | |
|---|------------------|
| 0 | Pas de douleur |
| 1 | Douleur légère |
| 2 | Douleur modérée |
| 3 | Douleur intense |
| 4 | Douleur maximale |

Extrait de "Pain: a review of three commonly used pain rating scales" par Williamson A. et B. Hoggart, (2005). Issues in Clinical Nursing

Deux types de protocoles de marche sur tapis motorisé sont principalement utilisés pour caractériser les limitations fonctionnelles chez les patients AOMI (Hiatt et al., 2014) : les tests de marche à charge constante et les tests de marche à charge croissante.

2.1.1. Test de marche à charge constante

Au cours des test de marche à charge constante, l'intensité de la marche reste constante tout au long du test (Labs et al., 1999). Afin de stabiliser cette intensité d'exercice, les valeurs de vitesse et de pente imposées au patient AOMI sont définies au préalable et restent constantes tout au long du test sur tapis. Classiquement, la vitesse est comprise entre 2,0 et 4,0 km.h⁻¹ alors que la pente se situe entre 0 et 12 % (Nicolai et al., 2009).

En France, le test le plus couramment utilisé pour évaluer la capacité de marche des patients AOMI est caractérisé par une vitesse constante de 3,2 km.h⁻¹ et une pente fixe de 12 % et s'appelle le test de « Strandness » (Hiatt et al., 2014). Une variation de ce test nommée

« Strandness 10 » avec une pente de 10 % est utilisée dans certaines études (Abraham et al., 2003; Besnier et al., 2017) afin de réduire légèrement l'intensité de l'exercice imposé. L'intensité du test de marche sur tapis a des conséquences majeures sur la capacité de marche (Degischer et al., 2002). Que ce soit pour le PFWD ou le MWD, plus l'intensité de l'exercice augmente via une augmentation de la vitesse et/ou de la pente du tapis, plus la capacité de marche du patient AOMI diminue avec un plafonnement pour des intensités élevées (Tableau 3). Certains auteurs ont avancé des bénéfices à la suite de cet allègement de l'intensité notamment, pour permettre aux patients AOMI les plus limités de parcourir une certaine distance permettant une compréhension plus fine des limitations fonctionnelles (Abraham et al., 2003).

Tableau 3. Capacité de marche obtenue chez des patients AOMI lors de tests de marche à charge constante et à intensité différente.

| Paramètres | METs | PFWD (m) | MWD (m) |
|-------------------------------|------|-----------|-----------|
| 3,2 km.h ⁻¹ ; 0 % | 2,5 | 171 ± 104 | 411 ± 239 |
| 4,0 km.h ⁻¹ ; 0 % | 2,9 | 155 ± 65 | 317 ± 121 |
| 2,0 km.h ⁻¹ ; 12 % | 4,0 | 131 ± 58 | 252 ± 112 |
| 3,2 km.h ⁻¹ ; 12 % | 5,8 | 105 ± 44 | 202 ± 98 |
| 4 km.h ⁻¹ ; 12 % | 7,0 | 101 ± 36 | 169 ± 79 |
| Vitesse indiv ; 0 % | 2,9 | 161 ± 58 | 372 ± 121 |

Adapté de "Reproducibility of constant-load treadmill testing with various treadmill protocols and predictability of treadmill test results in patients with intermittent claudication" de Degischer, K. H. Labs, M. Aschwanden, M. Tschoepel et K. A. Jaeger, 2002, J Vasc Surg, 36(1), p. 85, Tableau II. Note: PFWD = "Pain-Free Walking Distance", pour distance de marche sans douleurs. MWD = "Maximal Walking Distance", pour distance maximale de marche. METs = Equivalents Métaboliques de la tâche.

La reproductibilité de l'évaluation de la capacité de marche lors des tests sur tapis à charge constante a été étudiée par Nicolaï et al. (2009) via une méta-analyse. Aucune variation de la reproductibilité n'a été observée sur la mesure de la PFWD quelle que soit la vitesse et la pente imposées avec un coefficient de corrélation intra-classe (CCI [IC 95 %]) de 0,85 [0,82 ; 0,88]. Par ailleurs, le CCI moyen est de 0,90 [0,88 ; 0,92] concernant la reproductibilité de l'évaluation de la mesure de la MWD, mais ce CCI moyen varie en fonction des différentes pentes imposées avec une meilleure reproductibilité pour les tests de marche avec le plus de

pente (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).

2.1.2. Test de marche à charge croissante

Au cours des tests de marche à charge croissante, l'intensité de l'exercice augmente progressivement jusqu'à ce que le patient s'arrête à cause de la douleur dans ses membres inférieurs. Deux protocoles majeurs sont à mentionner quand on évoque ce type de test. Premièrement le test de Gardner plus communément appelé le test de « Gardner-Skinner » se déroule à une vitesse fixe de 3,2 km.h⁻¹ et l'augmentation de l'intensité va être induite par une augmentation progressive de la pente (Gardner et al., 1991). Ainsi, la pente initiale de ce test est de 0 % et elle augmente de 2,0 % toutes les deux minutes. Le second test de Hiatt se déroule à la même vitesse constante de 3,2 km.h⁻¹. La pente initiale est également nulle, mais à la différence du précédent test, la pente va augmenter de 3,5 % toutes les trois minutes.

2.1.3. Comparaison entre les tests de marche à charge constante et croissante

La méta-analyse de Nicolai et al. (2009) renseigne également de la comparaison de la reproductibilité entre les tests à charge croissante et les tests à charge constante. Pour la mesure de la PFWD, ces auteurs ont montré une bonne reproductibilité entre les tests à charge croissante et les tests à charge constante avec un CCI [IC 95%] de 0,83 [0,80 ; 0 ; 0,85] et de 0,95 [0,94 ; 0,96], respectivement. Pour la mesure de la MWD, les tests de marche à charge croissante sont significativement plus reproductibles ($p < 0,001$) que les tests à marche constante avec un CCI de 0,95 [0,94 ; 0,96] vs 0,90 [0,88 ; 0,92].

Gardner et al. (1991) expliquent cette meilleure reproductibilité de l'évaluation de la capacité de marche maximale lors des tests à charge croissante par l'augmentation progressive de l'effort physiologique réalisé avec les membres inférieurs. En effet, ces tests permettraient de s'approcher plus précisément du niveau de limitations fonctionnelles du patient en limitant la variabilité de la capacité de marche impactée par des modifications hémodynamiques brutales ou encore une perception de l'effort trop rude (Gardner et al., 1991). En effet, les modifications hémodynamiques vécues par le patient lors des tests de marche à charge constante et intensité élevée peuvent engendrer des changements importants dans la capacité de marche mesurée (Gardner et al., 1991).

Enfin, l'intensité de départ du test de Gardner-Skinner correspond à des AP de faible intensité de la vie quotidienne (~2 METs) facilitant la tolérance de beaucoup de patients. De plus, l'augmentation progressive de l'intensité de l'effort permet aux patients de réaliser une performance maximale et semble expliquer une meilleure tolérance des patients avec des limitations fonctionnelles.

2.1.4. Limites des tests sur tapis motorisé

Malgré l'utilisation de ces tests de marche sur tapis motorisé comme tests de référence dans l'évaluation des limitations fonctionnelles, certaines limites doivent être évoquées. Tout d'abord, la capacité de marche mesurée lors de ces tests motorisés est dépendante de l'intensité or nous avons vu que plus l'intensité du test augmente, plus la capacité de marche est faible (Tableau 3, p37). Ainsi, la capacité de marche évaluée lors de ces tests de marche motorisés est dépendante du protocole. Toutefois, la diversité des tests reste primordiale à la vue des variations en termes de symptomatologie. En effet, des patients AOMI, très limités sur un plan fonctionnel, ne peuvent pas réaliser des tests à charge constante et avec une intensité élevée. À l'inverse, chez des patients à claudication légère, le même test à charge constante ne pourrait développer aucune limitation (Hiatt et al., 2014).

Ensuite, un certain nombre d'études ont montré des différences significatives entre l'évaluation de la capacité de marche objectivée sur les tests sur tapis motorisé et celle ressentie et estimée par les patients (Gardner et al., 2007a; Watson et al., 1997). Degischer et al. (2002) supposent que ces tests sur tapis seraient peu représentatifs de la capacité de marche en condition de vie réelle ou du moins que les résultats évalués seraient peu transposables à ce qu'expérimentent les patients dans leur quotidien. D'ailleurs dans les dernières recommandations de l'AHA sur la prise en charge du patient AOMI (Gerhard-Herman et al., 2017) s'agissant du recours aux procédures de revascularisation en cas de claudication persistante limitant le mode de vie des patients, il est stipulé que l'évaluation de cette limitation se doit d'être définie par le patient lui-même, plutôt que par n'importe quel test (sous-entendu les tests de marche sur tapis notamment). Pourtant, l'auto-évaluation de la capacité de marche par le patient lui-même a été plusieurs fois rapportée comme non fiable, du fait de la très mauvaise corrélation obtenue avec l'évaluation réalisée sur tapis motorisé, considérée comme le gold-standard (Watson & Collin, 1998). Cette relative contradiction montre tout l'intérêt et

toute l'importance de pouvoir disposer d'outils valides pour évaluer la capacité de marche en ambulatoire.

La faisabilité des tests sur tapis motorisé est par ailleurs limitée pour différentes raisons. Tous les médecins angiologues n'ont pas accès à un tapis motorisé et la contrainte du temps passé à un tel test n'est pas forcément compatible avec les emplois du temps des médecins (Nicolai et al., 2009). Par ailleurs, une des limites majeures concerne l'absence de cotation pour les tests de marche sur tapis motorisé en France qui participe grandement à la faible réalisation de ces tests de marche chez les patients AOMI.

Une contrainte supplémentaire reliée à la contrainte du temps est la familiarisation requise des patients. En effet, un patient pour qui le test de marche sur tapis sera la première expérience aura plus de difficulté qu'un autre patient qui aura déjà marché plusieurs fois sur le tapis. De fait, une amélioration de la capacité de marche lors d'un test sur tapis motorisé est observée au fil du temps chez des patients AOMI n'ayant pas reçu d'intervention thérapeutique spécifique pour améliorer la capacité de marche (Gardner, 1991). Cet effet « apprentissage » peut être problématique pour des études qui mesurent l'effet d'une intervention à partir d'un test sur tapis motorisé. Une étude plus récente a confirmé cet effet « apprentissage » (McDermott et al., 2020a) : après 6 mois de suivi sans interventions thérapeutiques (groupe contrôle), une augmentation significative de la MWD de +25,7 m ($P = 0,010$) a été observée chez les patients AOMI alors qu'il y avait un déclin significatif de la distance au TM6 de -10,2 m ($P = 0,013$). Dans le groupe de patients qui a suivi un entraînement supervisé sur tapis, cette étude recense une amélioration de la MWD lors d'un test sur tapis motorisé significativement supérieure à l'amélioration obtenue au TM6 (+141,3 m ; $P < 0,001$) (McDermott et al., 2020a). Ces résultats confirment l'effet important de l'apprentissage lors de ces tests sur tapis motorisé à charge croissante. Ainsi, la contrainte du temps sera alors majorée si l'on requiert un apprentissage à ce type de test (McDermott et al., 2014). Ces résultats montrent également la nécessaire spécificité de l'évaluation de la capacité de marche en fonction du type d'entraînement effectué.

2.2. Test de marche de six minutes (TM6)

Le TM6 est un test non motorisé qui permet au clinicien d'évaluer la capacité de marche du patient AOMI. Selon les recommandations de l'AHA (Gerhard-Herman et al., 2017; Treat-Jacobson et al., 2019), le TM6 est considéré comme une alternative acceptable pour : i) mesurer objectivement les limitations fonctionnelles liées à la claudication ; ii) évaluer les bénéfices d'un traitement chez une population de patient AOMI et ne pouvant pas réaliser un test sur tapis.

Ce test est classiquement réalisé dans un couloir rectiligne balisé tous les 3m et où le clinicien place un plot de part et d'autre du couloir de sorte que la distance entre ces deux derniers soit de 30m. Les consignes prodiguées au patient sont simples : « vous devez parcourir la plus grande distance en marchant pendant six minutes, en réalisant des allers-retours le long du couloir et en faisant demi-tour au niveau du plot sans s'arrêter ». Ainsi, aucune indication n'est donnée au patient concernant la vitesse de marche, mais il est indiqué la possibilité de réaliser des arrêts.

Le paramètre principal du TM6 qui est retenu pour caractériser la capacité de marche est la distance totale réalisée (Enright, 2003; McDermott et al., 2014) et de manière plus rare, la PFWD peut être calculée en demandant au patient de nous indiquer quand la douleur apparaît (da Cunha-Filho et al., 2007; Dixit et al., 2015).

Deux études récentes se sont intéressées aux changements significatifs de la distance totale réalisée lors du TM6. Dans l'étude de McDermott et al. (2020b) réalisée chez des patients AOMI, le « *Walking Impairment Questionnaire* » (WIQ) a été utilisé pour évaluer le niveau des limitations fonctionnelles perçues par le patient et déterminer la significativité des améliorations de la distance totale au TM6 après un an de suivi. Ainsi, une amélioration de 8 mètres au TM6 représentait une légère amélioration de la capacité de marche au WIQ et une amélioration de 20 mètres au TM6 représentait une importante amélioration de la capacité de marche au WIQ. Sandberg et al., (2020) ont également étudié les changements significatifs de la distance totale au TM6 chez des patients AOMI mais uniquement avec claudication intermittente. Contrairement à l'étude de McDermott et al. (2020), ils ont rapporté une augmentation de la distance totale au TM6 > 46 mètres pour être sûr à 95% que cette amélioration de la capacité de marche soit significative.

Concernant le nombre d'arrêts dû aux douleurs ischémiques expérimentés par les patients AOMI lors d'un TM6, différents résultats sont retrouvés dans la littérature scientifique.

Cunha-Filho et al. (2007) ont rapporté des arrêts à cause des douleurs ischémiques chez 1/3 des patients alors que deux autres études ont observé ces événements ischémiques chez la moitié des patients inclus dans leurs études respectives (Dixit et al., 2015; Le Faucheur et al., 2008).

En premier lieu, la reproductibilité du TM6 a été mesurée par Montgomery and Gardner, (1998) avec un délai allant d'une à deux semaines. Concernant la distance totale parcourue au TM6, un CCI de 0,94 et un coefficient de variation (CV) de 10,4 % est rapporté. Pour la PFWD, le CCI est de 0,75 et le CV de 47%. Plus récemment, l'étude de Sandberg et al. (2020) a mesuré une meilleure reproductibilité de la MWD avec un CCI de 0,95 avec un CV de 4,2 %.

Par sa faculté à évaluer un niveau sous-maximal de la capacité fonctionnelle (American Thoracic Society committee on proficiency standards for clinical pulmonary function laboratories 2002), le TM6 reflèterait davantage les limitations fonctionnelles expérimentées par le patient dans son quotidien que l'évaluation réalisée sur tapis motorisé (McDermott et al., 2014). En effet, la vitesse de marche n'est pas imposée et laisse le patient libre de choisir une vitesse de marche. Ainsi, le niveau sous-maximal du TM6 correspondrait davantage à la plupart des activités du quotidien réalisées également à un niveau sous-maximal (McDermott et al., 2014). De plus, ce test semble moins sujet au phénomène d'apprentissage évoqué pour les tests de marche sur tapis.

Néanmoins, Hiatt et al. (2014) ont exposé plusieurs limites concernant l'utilisation du TM6 pour évaluer les effets d'une intervention. Selon cet auteur, le TM6 est moins utilisé lors des essais cliniques limitant ainsi l'intérêt et les comparaisons avec d'autres études. Par ailleurs en raison de son caractère sous-maximal mis en lumière précédemment, le TM6 ne renseigne pas sur une limite physiologique. Pour finir, la corrélation entre la capacité de marche évaluée sur le TM6 n'a pas été établie avec le niveau de qualité de vie contrairement à ce qui a été montré avec le test sur tapis motorisé. Il est intéressant de s'interroger sur la faculté du TM6 à refléter les limitations fonctionnelles éprouvées par les patients AOMI en condition de vie réelle comme nous l'avons fait pour les tests sur tapis motorisé. À ce titre, une étude a montré que la MWD mesurée en extérieur sur terrain plat à l'aide d'un récepteur GPS est en moyenne 2,2 fois supérieure à la MWD mesurée lors d'un TM6 (Le Faucheur et al., 2008). Par sa durée limitée et relativement courte, le TM6 pourrait sous-estimer la capacité de marche des patients présentant des limitations légères ou modérées à la marche. Enfin, les différentes stratégies employées par le patient, à savoir la vitesse de marche ou encore les temps de récupération choisis peuvent impacter l'évaluation des limitations fonctionnelles du patient AOMI.

Un consensus semble toutefois émerger autour de l'idée que l'évaluation de la capacité de marche devrait refléter avec le plus d'exactitude possible les limitations fonctionnelles ressenties par les patients AOMI en condition de vie réelle (Hiatt et al., 2014; Le Faucheur et al., 2015; McDermott et al., 2014). À ce sujet, d'autres méthodes d'évaluation dites « ambulatoires » ont émergées et ouvrent la voie à une compréhension plus détaillée et écologique des limitations fonctionnelles des patients AOMI.

3. L'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire essentielle pour refléter les limitations fonctionnelles du patient AOMI

Actuellement, deux méthodes d'évaluation de la capacité de marche ont été développées dans un contexte qui se rapproche des conditions naturelles de la marche.

L'une d'entre elles, la double épreuve de marche physiologique, est associée à l'utilisation d'un dispositif appelé le *PADHOC* (*Peripheral Arterial Disease Holter Control*). Ce dispositif a été élaboré et validé en laboratoire il y a plus d'une vingtaine d'années (Boissier et al., 1997). Certaines contraintes liées notamment à son caractère encombrant rendent son utilisation limitée en condition de vie réelle et peuvent expliquer une quasi-absence d'utilisation dans les études cliniques (Boissier et al., 1997; Coughlin et al., 2006), c'est pourquoi nous ne reviendrons pas dans ce manuscrit sur sa description et son utilisation.

Une deuxième méthode basée sur l'utilisation d'un récepteur GPS a été proposée pour évaluer la capacité de marche en ambulatoire. Des études (Fokkenrood et al., 2015; Gernigon et al., 2015b, 2015a; Le Faucheur et al., 2008, 2010; Nordanstig et al., 2014a, 2014b; Tew et al., 2013) ont en effet démontré que la méthode GPS permettait au cours d'une session de marche en extérieur de : i) détecter les périodes de marches et d'arrêts, ii) mesurer l'intensité et le volume de la marche et iii) standardiser une évaluation via la réalisation d'une session de marche en extérieur.

3.1. Présentation synthétique du Géo-Positionnement Satellitaire (GPS)

L'appellation « GPS » renvoie au système global de navigation par satellites le plus utilisé dans le monde et développé par les Etats-Unis (NAVSTAR-GPS). Même s'il existe d'autres systèmes de navigation par satellites nommé GNSS (Global Navigation Satellite System) (*e.g.*, GLONASS, GALILEO), nous utiliserons dans la suite de ce manuscrit

l'appellation « GPS » car c'est ce système qui a été principalement utilisé dans les études qui nous intéresseront ici.

En se basant sur des informations émises par un ensemble de satellites situées en orbite autour de la Terre, le GPS mesure la position (X, Y, Z)³ et les déplacements à la surface de notre globe terrestre (Duquenne, 2005). En effet, l'ensemble des satellites qui se trouvent en orbite de la terre sont positionnés pour qu'au moins quatre satellites soient visibles en tout point de la surface terrestre. Les informations sont envoyées par les satellites aux récepteurs sous forme d'ondes électromagnétiques. Les informations indispensables aux déplacements (*i.e.*, heure, position, vitesse) sont accessibles partout et tout le temps à condition d'avoir un récepteur GPS capable d'utiliser les signaux envoyés par les satellites en vue (Duquenne, 2005).

3.1.1. Paramètres mesurés et calculés

Différents paramètres peuvent être mesurés par un GPS tels que la position et la vitesse de déplacement. À partir de ces paramètres, d'autres variables sont calculées telles que la distance parcourue ou plus rarement la pente (Pierre-Yves de Müllenheim et al., 2016).

Plusieurs méthodes existent pour mesurer la position à l'aide d'un récepteur GPS. Classiquement, un minimum de quatre satellites est nécessaire pour déterminer une position sur Terre (Duquenne, 2005). La vitesse de déplacement peut être théoriquement estimée de deux façons différentes. Premièrement, une mesure de la distance (*e.g.*, entre deux positions) rapportée au temps écoulé pour parcourir cette distance permettrait de calculer la vitesse de déplacement. (El-Rabbany, 2002). Aussi, la distance peut être calculée de deux manières différentes, soit en multipliant la vitesse par la durée de déplacement, soit en effectuant une différence de positions. Enfin, la pente du terrain entre deux points se calcule en divisant la variation d'altitude par la distance réalisée.

3.1.2. Précision

La précision des différents paramètres mesurés par le système GPS peut être affectée par différentes sources d'erreurs (El-Rabbany, 2002). Des erreurs liées aux satellites, aux effets atmosphériques ou encore au récepteur GPS lui-même peuvent être à l'origine de ces imprécisions. Néanmoins, un certain nombre de procédures mathématiques réduisent ces

³ X = latitude ; Y = longitude ; Z = altitude

erreurs. Que ce soit pour évaluer la position ou la vitesse à partir d'un récepteur GPS, il est indispensable d'attendre une durée nécessaire⁴ après l'allumage du GPS afin qu'il ait le temps d'avoir en vue suffisamment de satellites pour fournir une position.

Quand nous étudions la précision pour estimer la position par un récepteur GPS, il est important de distinguer la précision en mode statique de la précision en mode dynamique.

Concernant la précision de la position en mode statique dans le plan horizontal, plusieurs études ont montré une bonne précision du GPS en environnement dégagé (Duncan et al., 2013; Rodriguez et al., 2005; Wieters et al., 2012). Dans l'étude de Rodriguez et al. (2005), 81,1 % et 97 % des points mesurés par le GPS étaient respectivement situés à moins de 5 et 10m par rapport au point de référence. Dans l'étude de Townshend et al. (2008), 99,89 % des points mesurés étaient situés à moins de 2 m du point de référence. Néanmoins, le niveau d'obstruction a un effet délétère sur la précision horizontale pour estimer une position en mode statique (Duncan et al., 2013). En effet, Duncan et al. ont calculé une erreur moyenne de $7,3 \pm 27,7$ m au cours de mesures avec un ciel découvert alors qu'elle était de $59,2 \pm 99,2$ m lors de mesures réalisées proche d'un immeuble. Dans l'ensemble, la précision verticale en mode statique s'avère moins bonne que la précision horizontale liée à la configuration géométrique des satellites (Zandbergen and Barbeau, 2011). Zandbergen and Barbeau (2011) ont enregistré une erreur moyenne qui allait de 2 à 6 m selon les modèles de GPS. Townshend et al. (2008) ont rapporté une mesure moyenne de l'altitude par un GPS de $14,75 \pm 1,24$ m alors que l'altitude exacte était de 16,49 m.

Concernant la précision de la position en mode dynamique, plusieurs études ont étudié la précision du GPS dans un plan horizontal (Elgethun et al., 2003; Rainham et al., 2008; Schipperijn et al., 2014). Globalement, ces études ont rapporté que près de 80 % des positions enregistrées par le récepteur GPS se situaient à moins de 10 m de la position réelle lors de la réalisation de la marche en milieu urbain (Elgethun et al., 2003; Rainham et al., 2008; Schipperijn et al., 2014). L'étude menée à Seattle recense la plus haute précision avec plus de 95 % des positions enregistrées à moins de 5 m lors de la réalisation de la marche (Elgethun et al., 2003). Cependant, ces résultats peuvent être nuancés, car les positions enregistrées par le récepteur GPS ont été corrigées par une méthode différentielle majorant la précision. Les auteurs ont observé qu'il n'y avait pas de grandes différences de précision entre les différents

⁴ Le délai dépend de la marque et du modèle du récepteur GPS utilisé (M. J. Duncan, 2009)

modèles de récepteur GPS utilisés. Le niveau de précision a également été étudié en fonction du niveau d'obstruction de l'environnement (Rainham et al., 2008; Schipperijn et al., 2014). À ce sujet, deux études ont montré que plus le niveau d'obstruction augmentait, plus la précision associée à l'estimation de la position à la marche diminuait (Rainham et al., 2008; Schipperijn et al., 2014). Pour exemple, lorsque le niveau d'obstruction augmentait, la proportion de points enregistrés qui se situaient à moins de 10 m diminuait significativement en-dessous de 80 % (Rainham et al., 2008; Schipperijn et al., 2014).

Concernant la précision du GPS pour estimer la vitesse de déplacement pendant une activité de marche, Schutz et Chambaz (1997) ont d'abord montré que le GPS ne permettait pas une estimation assez précise de la vitesse de déplacement pour être utilisée dans des études de la marche avec une erreur typique de 1,1 km.h⁻¹. Néanmoins, la disponibilité sélective⁵ était active à cette période impliquant une réduction de la précision de l'outil GPS. Après la suppression de la disponibilité sélective, Webber et Porter (2009) ont calculé un CV compris entre 0,8 % et 2,0 % pour estimer la vitesse de marche entre 1,6 km.h⁻¹ et 7,5 km.h⁻¹. Noury-Desvaux et al. (2011) ont montré la possibilité d'estimer la vitesse moyenne de marche avec une erreur typique $\leq 0,2$ km.h⁻¹, quelle que soit la vitesse de marche ou la distance parcourue. La précision de l'outil GPS pour estimer la vitesse de déplacement a principalement été réalisée sur un terrain plat avec un environnement dégagé (Noury-Desvaux et al., 2011; Webber & Porter, 2009). D'autres études seraient nécessaires pour évaluer l'influence du niveau d'obstruction ou de la pente sur l'estimation de la vitesse de marche. Le Tableau 4 synthétise les études portées sur la précision du GPS pour estimer la vitesse lors de la marche.

⁵ La disponibilité sélective (« selective availability ») impliquait une altération volontaire des éphémérides et des horloges des satellites par le ministère de la défense des Etats-Unis jusqu'en mai 2000.

Tableau 4. Précision du GPS pour estimer la vitesse lors de la marche

| Auteurs | Méthode | Calcul de la vitesse | Vitesses ou distances testées | Erreur |
|-----------------------------|---------|-------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Schutz et Chambaz (1997) | GPS | Différence de positions | 2,0 km.h ⁻¹ | TEE : 1,1 km.h ⁻¹ |
| Webber et Porter (2009) | GPS | Différence de positions | 1,6 km.h ⁻¹ 2,4 km.h ⁻¹ 3,2 km.h ⁻¹ 3,8 km.h ⁻¹ 6,0 km.h ⁻¹ 7,5 km.h ⁻¹ | CV : 0,8 % CV : 1,5 % CV : 2,0 % CV : 0,7 % CV : 1,4 % CV : 1,3 % |
| Noury-Desvaux et al. (2011) | EGNOS | Changement Doppler | 50 m 100 m 200 m 300 m 400 m | TEE : 0,1 km.h ⁻¹ CV : 3,4 % TEE: 0,2 km.h ⁻¹ CV: 4,6 % TEE: 0,1 km.h ⁻¹ CV: 1,7 % TEE: 0,1 km.h ⁻¹ CV: 2,2 % TEE: 0,1 km.h ⁻¹ CV: 1,7 % |

Note. TEE = erreur typique d'estimation. CV = coefficient de variation. GPS = géo-positionnement par satellites. EGNOS = géo-positionnement différentiel avec utilisation du système d'augmentation « European Geostationary Overlay Service »

Concernant la précision du GPS pour estimer la distance parcourue pendant une période de marche, plusieurs études de validation ont été menées soit avec un GPS de faible coût (~ 80 à 400 €) (Le Faucheur et al., 2007; Noury-Desvaux et al., 2011), soit avec un GPS plus onéreux (~ 1000 €) dans le domaine sportif (Jennings et al., 2010; Petersen et al., 2009). Des études menées avec un GPS à faible coût (Le Faucheur et al., 2007; Noury-Desvaux et al., 2011) ont montré un CV < 5,0 % pour l'estimation de la distance parcourue allant de 50 à 400 m. De plus, ces études recensent une diminution du CV associée à une augmentation de la distance parcourue. Des études menées dans le domaine sportif (Jennings et al., 2010; Petersen et al., 2009) ont rapporté des résultats différents. Petersen et al., (2009) ont rapporté que l'estimation de la distance réelle parcourue à la marche (8800m) était associée à un CV compris entre 0,5 et

3,8 % selon le récepteur GPS utilisé. Jennings et al. (2010) ont évalué la précision du récepteur GPS sur des courtes distances (entre 10 et 40 m), en ligne droite avec des changements de direction. Cette étude a rapporté que l'estimation de la distance réelle parcourue à la marche était associée à un CV compris entre 8,9 et 23,8 % selon le récepteur GPS utilisé et le test réalisé. Le Tableau 5 synthétise les études menées sur la précision du GPS pour estimer la distance parcourue lors de la marche.

Tableau 5. Précision du GPS pour estimer la distance parcourue lors de la marche

| Auteurs | Méthode | Calcul de la distance | Distances testées | Erreur |
|-----------------------------|-----------|-------------------------|--------------------|-----------------------------|
| Le Faucheur et al. (2007) | EGNOS | Différence de positions | 100m | TEE : 3,00 m CV :2,91 % |
| | | | 200m | TEE : 5,60 m CV :2,74 % |
| | | | 400m | TEE : 5,23 m CV :1,28 % |
| | | | 2000m | TEE : 19,16 m CV :0,94 % |
| Petersen et al. (2009) | Non connu | Non connu | 8800m | TEE : 0,6 % |
| Jennings et al. (2010a) | Non connu | Non connu | 10m ^{LD} | TEE: 23,8 % |
| | | | 20m ^{LD} | TEE: 17,4 % |
| | | | 40m ^{LD} | TEE: 9,6 % |
| | | | 40m ^{CDE} | TEE: 9,1 % |
| | | | 40m ^{CDR} | TEE: 12,6 % |
| Noury-Desvaux et al. (2011) | EGNOS | Changement Doppler | 50m | TEE: 2,0m CV: 4,2 % |
| | | | 100m | TEE: 4,7m CV: 5,0 % |
| | | | 200m | TEE: 4,2 m CV: 2,1 % |
| | | | 400m | TEE: 6,9 m CV: 1,8 % |

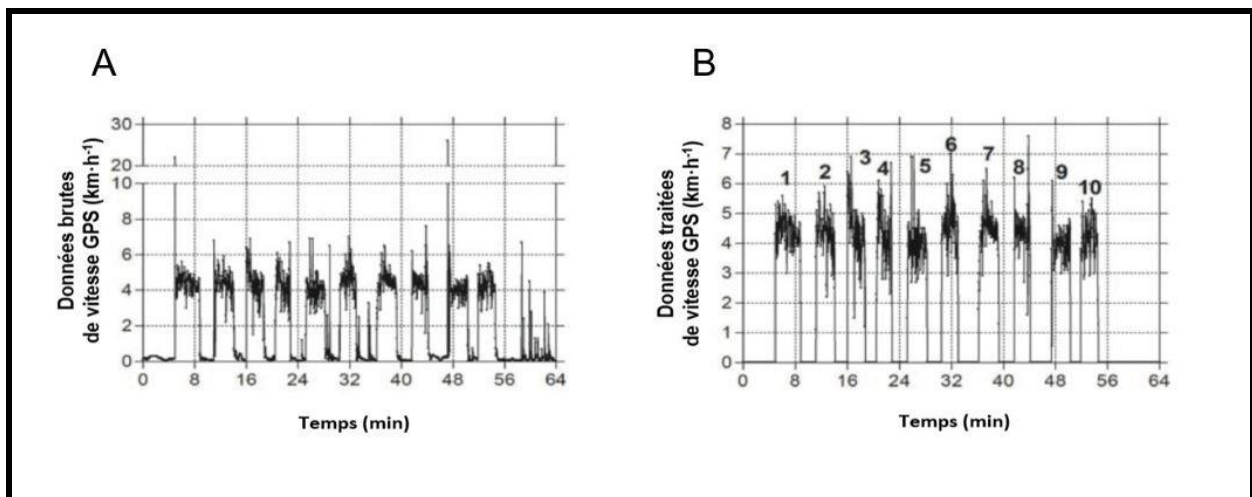
Note. TEE = erreur typique d'estimation ; CV = coefficient de variation ; EGNOS = géo-positionnement différentiel avec utilisation du système d'augmentation « European Geostationary Overlay Service ». ^{LD}En ligne droite. ^{CDE}Avec des changements de direction espacés (3 virages à 90° sur 40m). ^{CDR}Avec des changements de direction rapprochés (7 virages à 90° sur 40m).

La variabilité inter-unités du GPS est $< 5 \%$ pour l'estimation des distances et des vitesses de marche et un CV faible de 2,8 [2,5 ; 3,2] % est associé à la reproductibilité intra-unité du GPS lors de la marche (Abraham et al., 2012). Le Qstarz BTQ1000XT (QS) est le récepteur GPS le plus utilisé dans les travaux portant sur l'étude de l'AP par méthode GPS. Plusieurs études ont étudié sa validité dans la détermination de la position en statique (Wu et al., 2010) comme en dynamique (Carlson et al., 2015; Schipperijn et al., 2014). S'agissant de sa validité dans l'estimation des vitesses et des distances de marche, une étude (article en révision) réalisée au sein de l'équipe a montré un CV de 3,4 % [IC 95% : 3,2 - 3,7] dans un environnement dégagé avec le Qstarz placé au niveau de la hanche.

3.2. Méthode d'évaluation de la capacité de la marche par GPS

L'évaluation de la MWD lors d'une session de marche en extérieur a été réalisée grâce à une méthodologie préalablement validée pour le traitement de la vitesse de déplacement calculée par le récepteur GPS (Gernigon et al., 2015b, 2015a; Le Faucheur et al., 2010, 2008, 2007; Tew et al., 2013).

Figure 7. Effet du traitement sur le signal de vitesse GPS pour détecter les périodes de marche et d'arrêt lors d'une session de marche en extérieur chez un patient AOMI



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. Nourydesvaux, 2008, Circulation, 117(7), p. 901.

Les deux graphiques (Figure 7) montrent les données de vitesse calculées par un récepteur GPS chez un patient AOMI et avec une claudication intermittente lors d'une session de marche en extérieur pendant laquelle il était demandé au patient de s'arrêter seulement à

cause de ses douleurs dans le ou les membres inférieurs. Les données de vitesse du graphique (A) concernent les données brutes alors que les données de vitesse du graphique (B) correspondent aux données traitées. Les données traitées ont subi l'application de deux filtres. Le filtre passe-haut sert à supprimer le bruit de mesure quand le patient est à l'arrêt alors que le filtre passe-bas est utile pour corriger les valeurs aberrantes présentes pendant les périodes de marche. Enfin, les auteurs ont supprimé la présence d'artefacts au début des périodes de marche du patient (*i.e.*, la première valeur de vitesse après une période de repos), de même que les événements marche ou arrêt dont la durée était inférieure ou égale à deux fois la fréquence d'enregistrement.

La méthode de traitement de la vitesse expliquée ci-dessus a été validée pour détecter les périodes de marche et d'arrêt, et également pour estimer la vitesse et la distance parcourue au cours des périodes de marches détectées (Le Faucheur et al., 2007; Noury-Desvaux et al., 2011). Pour valider cliniquement cette méthode d'évaluation de la capacité de marche en extérieur dans l'AOMI, Le Faucheur et al. (2008) ont mis en place un protocole expérimental qui consistait pour le patient AOMI à réaliser une session de marche en extérieur d'une durée de 45 à 60 minutes en suivant un certain nombre de consignes. Tout d'abord, la marche devait se dérouler dans un lieu où le terrain était plat et éloigné des routes, des grands immeubles et zones où la végétation était dense. Ensuite, il était demandé au patient de marcher à un rythme habituel et de tenir ce rythme jusqu'à devoir s'arrêter à cause de douleurs survenant au niveau des membres inférieurs. Pour finir, il était demandé au patient de ne pas ralentir son rythme de marche volontairement dans le but de diminuer les douleurs à la marche. Il n'y avait pas de consignes concernant la durée de récupération. Parmi toutes les périodes de marche détectées, la plus grande distance de marche parcourue limitée par les symptômes (MWD_{max}) était le paramètre principal de cette évaluation de la capacité de marche en ambulatoire. En effet, les différentes MWD de toutes les périodes de marche sont variables au cours d'une même session de marche en ambulatoire de 45 à 60 minutes (Le Faucheur et al., 2010).

Le Tableau 6 résume les tests de reproductibilités réalisés sur la mesure de la capacité de marche (MWD_{max}) avec le GPS lors d'une session de marche en extérieur (Gernigon et al., 2015a). Dans cette étude, dix-sept patients AOMI avec claudication intermittente ont parcouru deux périodes d'ambulation d'une durée de 45 à 60 minutes avec un délai au maximum d'un mois dans le même parc. Concernant la MWD, le CCI obtenu est de 0,911 ($p < 0,001$). De manière semblable, la vitesse moyenne, le nombre d'arrêts ou encore la distance totale cumulée

sont trois paramètres reproductibles (Tableau 6). En revanche, la durée moyenne des arrêts n'était pas aussi reproductible avec un CCI de 0,691 ($p = 0,001$).

Tableau 6. Reproductibilité de différents paramètres de marche via GPS en ambulatoire chez des patients AOMI

| | n | CCI [IC 95%] (p) | Wilcoxon test |
|--------------------------------|----|--------------------------------|---------------|
| MWD (m) | 17 | 0,911 [0,776 ; 0,966] (<0,001) | 0,306 |
| Vitesse moyenne (km.h-1) | 17 | 0,905 [0,762 ; 0,964] (<0,001) | 0,420 |
| Durée moyenne des arrêts (min) | 15 | 0,691 [0,308 ; 0,883] (0,001) | 0,330 |
| Nombre d'arrêts | 17 | 0,899 [0,750 ; 0,962] (<0,001) | 0,193 |
| Distance totale cumulée (m) | 17 | 0,947 [0,863 ; 0,980] (<0,001) | 0,190 |

Adapté de Test-retest Reliability of GPS Derived Measurements in Patients With Claudication de M. Gernigon, A Fouasson-Chailloux, C Colas-Ribas, B Noury-Desvaux, A Le Faucheur, P Abraham. 2015a Nov. Eur J Vasc Endovasc Surg. ;50(5):623-9. Note : MWD = "Maximal Walking Distance", pour distance maximale de marche; Les résultats sont exprimés par le coefficient de corrélation intra-classe (CCI) avec l'intervalle de confiance à 95% [IC 95%]. Un test de Wilcoxon a été réalisé avec un risqué α fixé à 5% ($p \leq 0,05$) pour la comparaison des différents paramètres entre les deux séries de mesures réalisées à un mois d'intervalle.

D'autres paramètres ont été étudiés pour évaluer la capacité de marche en extérieur. Nordanstig et al. se sont intéressés à la distance totale de marche parcourue lors de l'ensemble de la session de marche en extérieur (Nordanstig et al., 2014a, 2014b). La durée de la session de marche était fixée à 40 minutes. La distance de marche totale était mesurée à l'aide d'un récepteur GPS et de l'application Walkemeter (Abvio Inc, San Francisco, Calif) présente sur un smartphone. Nordanstig et al. (2014a) ont étudié les relations entre la distance totale de marche parcourue lors de l'ensemble de la session de marche en extérieur et la capacité de marche évaluée par plusieurs méthodes utilisées dans la pratique clinique chez le patient AOMI : i) le « *self-reported maximum walking distance* » (SR-MWD), ii) la MWD évaluée lors d'un test de marche sur un tapis motorisé avec un protocole différent du Gardner et du Strandness - les premières deux minutes du test étaient réalisées à une vitesse de 1,5 km/h et une pente à 0 %, après deux minutes la pente augmentait de 12%, et après trois minutes la vitesse augmentait de manière continue de 0,1 km/h toutes les 30 secondes - et iii) la distance totale de marche lors du TM6. Ces auteurs ont rapporté que la distance de marche totale lors de la session de marche en extérieur (médiane : 2465 m) était corrélée moyennement avec le SR-MWD et avec la MWD évaluée lors du test sur un tapis motorisé ($r = 0.56$ et $r = 0.65$; $P < 0,001$, respectivement). Néanmoins, la plus forte corrélation a été observée avec la distance totale de

marche réalisée lors du TM6 ($r = 0.78$; $P < 0,01$), ce qui semblait indiquer que le TM6 offrait un meilleur reflet de la capacité de marche en ambulatoire que le test de marche sur tapis.

Néanmoins, à elle seule, la distance totale de marche évaluée par GPS lors d'une session de marche en extérieur ne permet pas d'avoir une vue holistique sur les limitations fonctionnelles et pourrait possiblement engendrer une interprétation clinique inadéquate (de Müllenheim et al., 2016). En effet, deux patients avec la même distance totale de marche peuvent avoir un nombre d'arrêts différent, des vitesses de marche associées différentes et ainsi des profils de limitations fonctionnelles différents. En effet, certains paramètres fonctionnels ont pu être mesurés par la mesure GPS et sont intéressants pour caractériser, selon plusieurs dimensions, des limitations fonctionnelles à la marche d'un patient AOMI, notamment : la distance, le temps et la vitesse de marche lors des périodes de marche ; ou encore le nombre et la durée des arrêts imposés par la douleur ischémique (Le Faucheur et al., 2010).

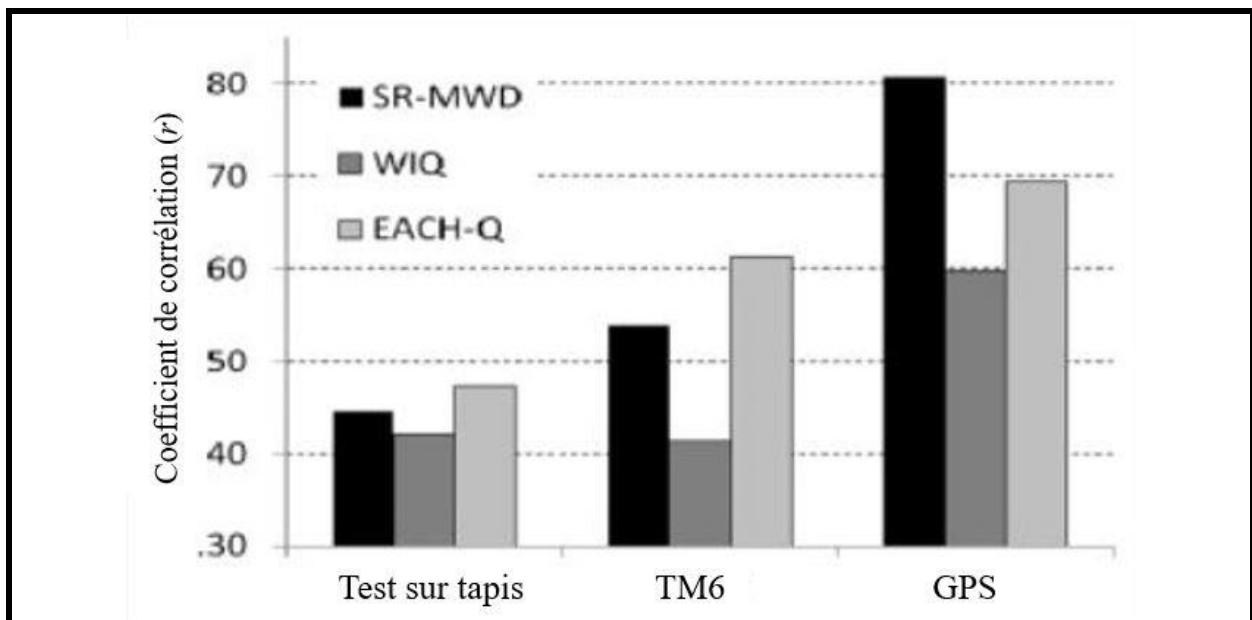
3.2.1. Avantages et Limites

L'utilisation de la méthode GPS pour l'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire est une méthode relativement récente, limitant le recul que nous pouvons avoir par rapport à d'autres méthodes d'évaluation plus anciennes et plus exploitées (*e.g.*, test sur tapis motorisé).

Cette méthode d'évaluation avec GPS par son faible coût et son accessibilité à une majorité de patients et de cliniciens, pourrait être un complément voire, dans certaines conditions, une alternative aux tests de marche sur tapis (Le Faucheur et al., 2008). L'étude de Gernigon et al. (2014) ont montré une faisabilité technique de l'évaluation en extérieur avec GPS chez un nombre conséquent de patients AOMI et claudication intermittente ($n=218$). L'étude a rapporté l'obtention de 85 % (185 / 218 patients) et de 93 % (203 / 218 patients) d'enregistrements techniquement valides (*i.e.*, présence des données enregistrées dans le GPS, présence de périodes de marche identifiables et une durée totale de promenade au minimum de 30 minutes) après une et deux tentatives de réalisation d'une session de marche en extérieur avec une mesure GPS, respectivement. Cette étude apporte une contribution importante pour envisager à terme l'utilisation de méthode GPS en routine clinique, ce qui nécessite de rendre accessible et d'automatiser la procédure d'analyse des données. En ce sens notre équipe a développé une plate-forme WEB d'analyse des données (mapam.ens-rennes.fr).

Par ailleurs, l'un des bénéfices principaux liés à cette méthode d'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire via un GPS proposée initialement par Le Faucheur et al. (2008), est d'offrir une approche nouvelle dans la compréhension des limitations fonctionnelles à la marche du patient AOMI en se rapprochant des conditions de marche « naturelle » (Gernigon et al., 2015a; Le Faucheur et al., 2008). En effet, cette méthode présente l'intérêt de pouvoir évaluer la capacité de marche des patients AOMI dans leur environnement, sans aucune contrainte de vitesse ni de pente imposée. D'ailleurs, Tew et al., (2013) ont observé de meilleures corrélations entre la MWD_{max} mesurée en ambulatoire via GPS avec certains scores d'évaluation subjectives des limitations fonctionnelles via questionnaire par rapport à la MWD mesurée lors d'un test sur tapis motorisé à charge constante ou lors d'un TM6 (Figure 8).

Figure 8. Associations entre des auto-évaluations et des tests objectifs pour l'évaluation la capacité de marche dans l'AOMI



Adapté de "Feasibility and validity of self-reported walking capacity in patients with intermittent claudication" de Tew et al., R Copeland, A Le Faucheur, M Gernigon, S Nawaz, P Abraham *J Vasc Surg* . 2013 May;57(5):1227-34. Note. EACH-Q = Estimated Ambulatory Capacity by History-Questionnaire; SR-MWD = Self-Reported Maximum Walking Distance; WIQ = Walking Impairment Questionnaire; TM6 = Test de marche de six minutes.

La méthode GPS pour évaluer la capacité de marche en ambulatoire présente plusieurs limites. D'après McDermott et al. (2015), la méthode d'évaluation en ambulatoire via GPS est assujettie à plusieurs contraintes : i) la nécessité de bonnes conditions climatiques, incompatibles dans certains endroits du monde pendant certaines périodes de l'année ; ii) la nécessité de reproduire la même session d'évaluation en extérieur pour mesurer les effets d'interventions thérapeutiques ; iii) la durée conséquente de la session de marche (45 à 60

minutes) qui pourrait rebuter certains patients à s'engager dans ce type d'évaluation ; iv) l'accès à un parc public pour réaliser la session de marche ; v) la sécurité des patients âgés fragilisés par l'AOMI et la claudication intermittente à qui on demande de marcher seul pendant 45 à 60 minutes dans un parc.

Ces limites bien réelles peuvent cependant être atténuées au regard de certaines considérations méthodologiques : i) le patient a le choix de réaliser la session de marche en extérieur quand il le souhaite avec des conditions climatiques favorables ; ii) la proximité du lieu de marche avec le domicile du patient contrairement aux tests de marche réalisés à l'hôpital ; iii) la possibilité pour un grand nombre de patients d'être accompagnés (*e.g.*, famille, conjoint) iv) la présence de lieux sûrs dans beaucoup de villes pour assurer la sécurité des patients (*e.g.*, parc). Néanmoins, les limites évoquées par McDermott montrent tout de même qu'une évaluation de la capacité de marche en ambulatoire dans un contexte plus étendu (intérieur, extérieur, vie quotidienne) serait très utile.

Au-delà des limites évoquées par McDermott et al. (2015), un des problèmes qui peut se poser concerne l'interprétation des mesures de la capacité de marche évaluée en ambulatoire. La durée de récupération prise par le patient entre chaque période de marche limitée par les symptômes influence la capacité de marche des patients (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016). Ce facteur est à prendre en compte dans l'interprétation de la capacité de marche via cette méthode d'évaluation. Enfin, d'autres limites d'un point de vue technique sont associées à l'utilisation du GPS dans l'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire. Aucune information ne peut être rapportée concernant l'apparition de la douleur ischémique ressentie par le patient pendant la marche. Ainsi, la PFWD, élément essentiel dans la compréhension des limitations fonctionnelles du patient AOMI, ne peut être mesurée par cette méthode d'évaluation. D'autant que selon les traitements, les effets peuvent avoir un impact plus marqué soit sur la MWD soit sur la PFWD (Seenan et al., 2016). La cause des arrêts repose uniquement sur le déclaratif du patient une fois la séance terminée et il peut être alors difficile voire impossible de distinguer quels arrêts sont réellement dus à la douleur ischémique au niveau des membres inférieurs et quels arrêts sont dus à d'autres facteurs (*e.g.*, lacet défait). Cette limite peut possiblement impacter l'évaluation de la capacité de marche du patient AOMI voire limiter sa mise en œuvre.

3.3. Monitoring ambulatoire de l'activité de marche dans le réentraînement

Au-delà de l'utilisation des moniteurs d'activité (*e.g.*, GPS) dans l'évaluation de la capacité de marche des patients AOMI, des études se sont intéressées à l'utilisation des moniteurs d'activité (*e.g.*, StepWatch, Fitbit) dans le monitoring ambulatoire de l'activité de marche associé au réentraînement. En effet, une utilisation clinique intéressante des moniteurs d'activité concerne la quantification de la charge d'entraînement pendant des programmes de marche à domicile dans l'AOMI. Les recommandations précisent clairement que la prescription d'exercice lors de programmes de marche à domicile doit être au plus proche de la charge d'entraînement qui est recommandé pour les programmes supervisés de marche (Mays et al., 2013). La charge d'entraînement peut être défini a minima sur la base des éléments suivants : i) la durée de l'exercice, ii) l'intensité de l'exercice obtenue au cours de chaque session, iii) l'intensité de claudication atteinte, iv) le nombre de sessions par jour et iv) la fréquence des sessions par semaine.

Gardner et al. (2014a, 2011a) ont quantifié l'activité de marche à l'aide d'un podomètre (*i.e.*, SW3) pour enregistrer précisément la durée et la cadence de marche pendant une période de sept jours. L'objectif principal était de monitorer l'activité de marche pour normaliser un programme de marche à domicile par rapport à un programme de marche supervisé qui consistait à réaliser des marches intermittentes de 20 à 45 minutes jusqu'à la douleur maximale 3 fois par semaine pendant 12 semaines sans vitesse imposée. Pour comparer l'intensité des périodes de marche entre les deux programmes (*i.e.*, à domicile et supervisé), la vitesse moyenne de marche était calculée à partir de la cadence, selon une équation non communiquée. Puis à partir de l'équation 5 (Williams and Wilkins, 2000), le $\dot{V}O_2$ était estimé à partir de la vitesse de marche.

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| $\dot{V}O_2 \text{ [mL.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}] = 3,5 + (0,1 \times \text{vitesse [m/min]})$ | Équation 5 |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|------------|

Enfin, le calcul des METs était effectué en divisant le $\dot{V}O_2$ par 3,5 et les METs.minute étaient ensuite calculés en multipliant les valeurs de METs par les durées des périodes de marche afin d'accéder au volume de l'exercice. Les patients inclus dans le groupe « programme de marche à domicile » avaient sept rendez-vous avec un physiologiste de l'exercice au cours du programme (*i.e.*, semaine 1, 2, 4, 6, 8, 10 et 12) afin d'avoir un retour sur leur activité de marche (*i.e.*, volume) via le monitoring réalisé avec le SW3. De nouvelles instructions étaient

délivrées au patient AOMI afin d'adapter le volume d'exercice (*e.g.*, durée, de l'exercice) par rapport au groupe « programme de marche supervisé ». Dans les deux études (Gardner et al., 2011a, 2014a).

Certaines limites peuvent être associées à cette étude. Premièrement, le patient n'a pas de retours directs et réguliers sur les données d'activité de marche monitorées pendant les sessions de marche. Deuxièmement, l'équation sur laquelle se base Gardner et al. pour estimer la vitesse de marche à partir de la cadence est inconnue. Par ailleurs, ce qui est calculé par le logiciel du StepWatch n'est pas la cadence (nombre de pas / durée de la période de marche) mais l'accumulation du nombre de pas par minute (nombre de pas / durée de la période d'enregistrement ; ici 1 min). La vitesse de marche calculée via l'équation peut alors de trouver sous-estimée par rapport à la vitesse de marche réelle. Troisièmement, l'intensité de la claudication qui est atteinte ne peut être monitorée. Quatrièmement, ce programme de marche à domicile et le monitoring du SW3 nécessitent sept visites du patient AOMI au centre, pouvant contraindre la mise en place de ce type de programme et l'adhérence du patient.

Plus récemment, McDermott et al. (2018) ont étudié l'effet d'un programme de réentraînement à domicile sur la capacité de marche dans l'AOMI via l'utilisation de moniteurs d'activité (*i.e.*, FitBit) et d'un suivi téléphonique régulier (*i.e.*, 1 fois / semaine puis 1 fois / mois). Le programme de réentraînement à domicile consistait en la réalisation de séances de marche jusqu'à la douleur maximale allant de 10 minutes (début du programme) à 50 minutes (fin du programme) en intérieur ou extérieur, 5 fois par semaine pendant 9 mois. Des appels téléphoniques réguliers étaient adressés au patient AOMI afin de lui donner des conseils sur le volume d'exercice réalisé (*i.e.*, fréquence, durée) et d'ajuster le programme de réentraînement. Ce suivi téléphonique permettrait de s'affranchir des visites de suivi au centre. Le monitoring de l'activité de marche était réalisé avec le FitBit qui permettait d'obtenir différents indicateurs : le nombre de pas réalisé, les calories dépensées ou encore la distance parcourue. Cependant, très peu d'informations sont apportées par les auteurs pour comprendre le fonctionnement du monitoring.

De manière intéressante, en utilisant cette procédure (Gardner et al., 2011a, 2014a, p. 201), certaines études ont rapporté une adhérence accrue de ces programmes de marche à domicile et une meilleure efficacité sur l'amélioration de la capacité de marche par rapport à des programmes de marche supervisés (Gardner et al., 2011a, 2014a).

A notre connaissance, aucune étude n'a utilisé la méthode GPS pour le monitoring de l'activité de marche en ambulatoire dans le cadre de programme de marche à domicile chez des

patients AOMI, ce qui ouvre des perspectives intéressantes. Néanmoins, les études disponibles montrent que si les moniteurs d'activité offrent de réelles opportunités pour monitorer voire aider à la réalisation des programmes de marche à domicile, des limites méthodologiques subsistent.

Résumé

Les patients AOMI présentent des limitations fonctionnelles à la marche. De manière synthétique, l'évaluation de leur capacité de marche permet i) de contribuer au diagnostic de l'AOMI ; ii) d'évaluer objectivement les limitations fonctionnelles associées à la maladie ; iii) de juger de l'efficacité d'un traitement pour améliorer les limitations fonctionnelles ; iv) de calibrer la charge d'entraînement d'un programme de marche (supervisé) et v) d'évaluer le risque de perte de mobilité et de mortalité précoce. Ainsi, l'évaluation de la capacité de marche occupe une place importante dans la prise en charge des patients AOMI. Les méthodes classiques de l'évaluation de la capacité de marche concernent les tests de marches sur tapis motorisé (à charge constante ou croissante) et les tests de marche en conditions non-motorisées comme le TM6. Toutefois, ces méthodes d'évaluation réalisées dans des conditions standardisées (*e.g.*, lieu, durée) présentent plusieurs limites pour refléter pleinement les limitations fonctionnelles vécues par le patient en condition de vie réelle. Or, la compréhension des limitations fonctionnelles d'un patient AOMI dans son quotidien revêt un aspect important dans l'évaluation de sa capacité de marche. Ainsi, certaines méthodes d'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire ont émergé, notamment l'évaluation de la capacité de marche en extérieur par GPS. Une des limites principales de cette méthode concerne l'absence d'informations à propos de la PFWD utile pour étudier l'effet de certains traitements.

Chapitre 3. L'évaluation du niveau d'activité physique dans l'AOMI et son association avec la capacité de marche

L'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire via GPS comporte un intérêt clinique pour comprendre les limitations fonctionnelles du patient AOMI (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016). Au-delà des limites de cette méthode d'évaluation que nous avons mentionnées auparavant, l'évaluation de la capacité de marche renvoie à ce qu'une personne est capable de faire au maximum de ses capacités de marche dans une situation où le contexte global est standardisé. Au contraire, le concept d'AP renvoie à ce que fait réellement une personne au quotidien et cette notion est différente de la capacité de marche par son aspect multidimensionnel (Bassett et al., 2015). En effet, l'AP est principalement caractérisée par des dimensions et des domaines (Bassett et al., 2015; Strath et al., 2013). Les dimensions de l'AP renvoient au type d'activité (*e.g.*, aérobique, anaérobique) et au volume de l'AP (*i.e.*, fréquence, intensité et durée) (Bassett et al., 2015; Strath et al., 2013). Les domaines renvoient à quatre familles d'activités qui caractérisent l'AP (*i.e.*, occupationnel, transport, tâche ménagère et temps-libre) (Bassett et al., 2015; Strath et al., 2013). L'AP est un facteur déterminant de la santé des individus (Organisation mondiale de la santé, 2010; Strath et al., 2013). Ainsi, l'évaluation de l'AP dans une population permet de déterminer le respect des recommandations internationales concernant le niveau d'AP (Organisation mondiale de la santé, 2010; Strath et al., 2013). De plus, les facteurs délétères de l'inactivité sont associés à de nombreuses pathologies chroniques (*e.g.*, AOMI) renforçant l'intérêt d'évaluer le niveau d'AP. En définitive, des questions restent en suspens concernant l'association entre le niveau d'AP et la capacité de marche. Est-ce que les patients AOMI les plus limités d'un point de vue fonctionnel sont les patients avec les niveaux d'AP les plus faibles ? Ce chapitre vise à introduire les deux derniers axes de ce travail de thèse, à savoir l'évaluation du niveau d'AP dans l'AOMI et l'étude de l'association entre l'AP et la capacité de marche dans l'AOMI.

1. Activité physique et AOMI

Définitions

Au préalable, il convient de revenir sur quelques notions de base concernant l'AP et notamment sur la définition d'intensité de l'AP. L'AP est définie comme les mouvements des muscles squelettiques du corps qui engendrent une augmentation de la DE supérieure au niveau de repos (Caspersen et al., 1985). Ce terme est couramment utilisé comme abréviation pour une AP bénéfique pour la santé. D'autres itérations de cette définition ont été proposées, cependant la plupart sont une variante de la définition de Caspersen et al. (1985). L'AP peut être classée comme structurée ou accessoire (Strath et al., 2013). L'AP structurée (ou exercice) est une activité planifiée, réalisée de manière volontaire avec un objectif de développement du corps humain et de bienfait pour la santé. L'AP accessoire n'est pas planifiée et résulte généralement d'activités quotidiennes au travail, à la maison ou pendant le transport. La DE se définit comme la résultante des mouvements réalisés qui caractérisent l'AP d'un point de vue énergétique.

Quatre domaines caractérisent l'AP (Strath et al., 2013), le type d'activité, la fréquence, l'intensité et la durée.

Le type d'activité renvoie soit à l'activité spécifique effectuée (*e.g.*, marche, jardinage, vélo), soit aux exigences physiologiques et biomécaniques associées à l'activité (*e.g.*, activité aérobie/anaérobie, entraînement en résistance/en force, entraînement à l'équilibre/en force).

La fréquence renvoie au nombre de sessions réalisées par jour ou par semaine. Dans le cadre d'une AP favorable pour la santé, la fréquence est souvent caractérisée par un nombre de sessions ≥ 10 minutes (durée).

La durée correspond au temps (minutes ou heures) de l'activité pendant une plage de temps spécifique (*e.g.*, jour, semaine, année).

Dans la littérature, l'intensité de l'AP est exprimée par un niveau de DE (en $\text{kcal}\cdot\text{min}^{-1}$) ou alors par le $\dot{V}\text{O}_2$ (en $\text{mLO}_2\cdot\text{min}^{-1}$) qui peut être rapportée à la masse du patient (kg). L'intensité de l'AP peut être exprimée de manière absolue. À ce titre, une unité arbitraire appelée le MET est couramment utilisé pour exprimer l'intensité de l'exercice (Strath et al., 2013). Un MET représente la DE au repos pendant une position assise et calme (Strath et al., 2013). Un MET est généralement défini comme la valeur standard du $\dot{V}\text{O}_2$ de repos ($3,5 \text{ mLO}_2\cdot\text{min}^{-1}$). Ainsi, l'intensité absolue d'une activité peut être exprimée en METs, c'est-à-dire en multiples de 3,5. Par ailleurs, l'intensité d'une AP peut être exprimée de manière relative par

rapport au débit maximal de dioxygène prélevé ($\dot{V}O_{2max}$) ou à la fréquence cardiaque maximale (FC_{max}). Le Tableau 7 détaille une des classifications de l'intensité de l'AP de manière relative et absolue.

Tableau 7. Classification de l'intensité relative et absolue de l'activité physique

| Intensité | Intensité relative | | | Intensité absolue | |
|----------------|--------------------|----------------|---------|-------------------|------------|
| | $\dot{V}O_{2max}$ | FC_{max} (%) | 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 | ≥ 85 | ≥ 90 | > 16 | | |
| Maximale | 100 | 100 | 20 | | |

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. Notes. $\dot{V}O_{2max}$ = débit maximal de dioxygène prélevé ; FC_{max} = fréquence cardiaque maximale ; RPE = rating of perceived exertion, pour « échelle de perception de l'effort » ; MET = Equivalent Métabolique de Repos.

Actuellement, les recommandations de l'Organisation Mondiale de la Santé (Organisation mondiale de la santé, 2010) pour les personnes âgées de plus de 65 ans sont les suivantes :

- i) Les personnes âgées de 65 ans ou plus devraient pratiquer au moins, au cours de la semaine, 150 minutes d'activité d'endurance d'intensité modérée ou au moins 75 minutes d'activité d'endurance d'intensité vigoureuse, ou une combinaison équivalente d'activité d'intensité modérée et vigoureuse ;
- ii) L'activité d'endurance devrait être pratiquée par périodes d'au moins 10 minutes,
- iii) Pour pouvoir en retirer des bénéfices supplémentaires sur le plan de la santé, les adultes de cette classe d'âge devraient augmenter la durée de leur activité d'endurance d'intensité modérée de façon à atteindre 300 minutes par semaine, ou pratiquer 150 minutes par semaine d'activité d'endurance d'intensité vigoureuse, ou une combinaison équivalente d'activité d'intensité modérée et vigoureuse.

À noter que la définition de l'activité d'endurance par l'OMS se limite à une activité qui permet d'améliorer la fonction cardio-respiratoire et l'OMS cite comme exemple la marche rapide, la course, le vélo, la corde à sauter. L'AP d'intensité modérée est définie comme une activité dont l'intensité est 3 à 5,9 fois supérieure à l'intensité de repos. L'AP d'intensité vigoureuse est définie par une activité dont l'intensité est au moins 6 fois supérieure à l'intensité de repos chez les adultes et personnes âgées.

1.1. Le faible niveau d'AP et de la DE associée des patients AOMI

Les patients AOMI expérimentent des niveaux d'AP inférieurs à des sujets sains (McDermott et al., 2000; Sieminski and Gardner, 1997). Comparativement à une population sans une AOMI, il a été montré que les patients AOMI avec claudication ($n = 85$, $IPS = 0,63 \pm 0,20$) avaient une plus faible DE quotidienne mesurée par accéléromètre (-42% ; $P < 0,001$) et un plus faible nombre de pas quotidiens mesurés par podomètre (-45% ; $P < 0,001$) (Tableau 8) (Sieminski and Gardner, 1997). Par ailleurs, McDermott et al. (2000) ont montré que des patients avec AOMI ($n = 20$, $IPS < 0,62 \pm 0,15$) avaient des niveaux d'AP mesurés par accélérométrie plus faibles que des sujets non-AOMI (803 kcal/semaine \pm 364 vs 1750 kcal/semaine \pm 1296, $p < 0,001$). Sur la cohorte de patients AOMI étudiée, la plupart des patients AOMI avaient des symptômes aux membres inférieurs pendant la marche (90 %).

Tableau 8. Comparaison de mesures d'AP chez des patients avec et sans une AOMI

| | Patients AOMI | Patients sans une AOMI | Valeurs de p |
|-------------------------------------|-----------------|------------------------|--------------|
| Accéléromètre Caltrac (kcal / jour) | 357 \pm 238 | 616 \pm 363 | < 0,001 |
| Podomètre (nombre de pas / jour) | 4737 \pm 2712 | 8672 \pm 4235 | < 0,001 |
| Minnesota LTPA (kcal/jour) | 123 \pm 164 | 251 \pm 254 | < 0,001 |
| JSC PAS | 1,4 \pm 1,0 | 2,8 \pm 1,9 | < 0,001 |

Adapté de "The relationship between free-living daily physical activity and the severity of peripheral arterial occlusive disease" de Sieminski and Gardner (1997). Vascular Medicine 1997; 2: 286-291 Note. Minnesota LTPA = "Minnesota Leisure Time Physical Activity questionnaire" ; JSC PAS = "Johnson Space Center Physical Activity Scale". Les valeurs sont exprimées en Moyenne \pm Ecart-type. La comparaison des mesures d'AP entre les deux groupes de patients (avec et sans Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs (AOMI)) a été faite par des t-tests. La significativité était fixée à $p < 0,05$.

Des études plus récentes ont mesuré pour la première fois les niveaux d'intensité de l'AP quotidienne chez des patients AOMI (H. J. P. Fokkenrood et al., 2015; Lauret et al., 2014; Loprinzi and Abbott, 2014) et le temps passé en inactivité (Vaz Fragoso et al., 2014). Lauret et

al. (2014) ont trouvé que les patients AOMI et une claudication intermittente ($n = 94$) passaient significativement moins de temps quotidien à une intensité d'AP vigoureuse (4 ± 8 min/jour vs 11 ± 10 min/jour) par rapport à une population sans une AOMI ($n = 36$). De plus, plus de 50% des patients avec une claudication intermittente ne respectaient pas les recommandations internationales (Haskell et al., 2007) concernant l'AP (*i.e.*, ≥ 64 METs·min·jour, sur des périodes ≥ 10 minutes). Dans une population diabétique, Loprinzi and Abbott (2014) ont montré que les patients avec un IPS < 1 passaient moins de temps à une intensité d'AP modérée à vigoureuse (-23%) par rapport aux patients avec un IPS compris entre 1 et 1,4. De la même manière, Gardner & Clancy (2006) ont étudié l'association entre l'IPS et le temps passé à une AP de loisir. Cette étude a observé une diminution significative ($P = 0,030$) du temps passé à une AP de loisir pour les groupes avec les IPS les plus faibles (IPS élevé : 180 ± 131 kcal/jour vs IPS faible : 110 ± 89 kcal/jour).

Plusieurs relations ont été observées entre, d'une part les niveaux d'AP et de DE et , d'autre part certains indicateurs liés à l'AOMI tels que la gravité de la pathologie et les symptômes des membres inférieurs (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016). Dans le même sens, de plus importants niveaux d'AP sont significativement associés à : i) des valeurs d'IPS plus élevés (McDermott et al., 2002; Sieminski and Gardner, 1997), ii) une plus grande distance de marche parcourue au TM6 (McDermott et al., 2008a), iii) une mortalité réduite (Garg et al., 2006), iv) un déclin fonctionnel réduit (Garg et al., 2009), v) un plus faible niveau de circulation de biomarqueurs inflammatoires (Craft et al., 2008; McDermott et al., 2004) et vi) un plus faible dysfonctionnement cognitif (Zimmermann et al., 2011).

Pour comprendre le faible niveau d'AP des patients AOMI, Barbosa et al. (2015) ont étudié les barrières individuelles et environnementales concernant l'AP dans l'AOMI. Le niveau d'AP mesuré à l'aide d'un simple podomètre s'est révélé inversement associé à l'âge et au manque d'espaces verts dans l'environnement du patient, et positivement associé à la MWT (Barbosa et al., 2015).

Finalement, certaines études épidémiologiques ont montré une relation significative entre les faibles niveaux d'AP des patients AOMI et un plus haut risque de mortalité par rapport à une population en bonne santé (Garg et al., 2009, 2006). Ainsi, l'évaluation de l'AP est d'une importance considérable dans la prise en charge des patients AOMI pour le suivi et les traitements proposés (McDermott, 2013). Différentes méthodes d'évaluation sont utilisées en fonction de l'intérêt clinique associé à la mesure d'AP.

1.2. Caractérisation de l'activité de marche

Avec le développement des moniteurs d'activités, de nouveaux paramètres ont été rendus disponibles, permettant aux cliniciens d'évaluer spécifiquement le pattern de marche (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016). À travers l'évaluation de l'intensité ou de la durée de déambulation, l'étude du pattern de marche est d'un intérêt particulier pour les patients AOMI car il peut être modifié par la claudication (Gardner et al., 2010d; McDermott et al., 2001). Les podomètres StepWatch3™ (SW3) (Gardner et al., 2010d, 2010b, 2007b, 2008, 2011b, 2012, 2014b, 2015; Ritti-Dias et al., 2011) et ActivPAL™ (Clarke et al., 2013; Stansfield et al., 2015) sont les principaux moniteurs d'activité qui ont caractérisé le pattern de marche chez les patients AOMI (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016).

En utilisant le SW3, Gardner et al. (2007) ont montré que les patients AOMI et avec une claudication intermittente avaient une plus faible activité ambulatoire quotidienne que les patients sans une AOMI en raison d'une durée de déambulation moins importante et d'une plus faible accumulation du nombre de pas sur des périodes de 1 minute. En utilisant l'ActivPAL™, Stansfield et al. (2015) ont confirmé ces résultats. En effet, bien que ces auteurs observent un temps d'activité quotidien et une cadence de marche moyenne semblable entre les patients avec et sans une AOMI, les patients AOMI ont un volume quotidien total de pas inférieur en raison d'une plus faible accumulation du nombre de pas sur des périodes de 1 minute en raison des nombreux arrêts qu'ils expérimentent liés aux douleurs ischémiques.

Clarke et al. (2013) ont discriminé les événements passés en position debout et statique des événements de marche chez une population avec une AOMI pendant une mesure de sept jours en ambulatoire. Leur hypothèse était que les patients AOMI, et avec une claudication intermittente expérimentent plus d'événements de marche rapportés aux événements en position debout et statique que les patients sans une AOMI en raison des arrêts fréquents qu'ils doivent faire à cause de leurs douleurs ischémiques. Les auteurs ont enregistré le ratio des événements de marche rapporté aux événements debout et statique pour fournir un outil : « *Event-Based Claudication Index* ». Ils rapportent un ratio supérieur chez les patients AOMI et avec une claudication intermittente comparée aux patients sans une AOMI, confirmant leur hypothèse.

D'autres études ont reporté chez une population avec une AOMI, des associations entre le pattern de marche et des caractéristiques cliniques et physiologiques (Gardner et al., 2010d; A. W. Gardner et al., 2010; Gardner et al., 2011b, 2012, 2014b, 2015; Ritti-Dias et al., 2011).

2. Les moniteurs d'activité portables : principaux outils de l'évaluation de l'activité physique

2.1. Podomètre

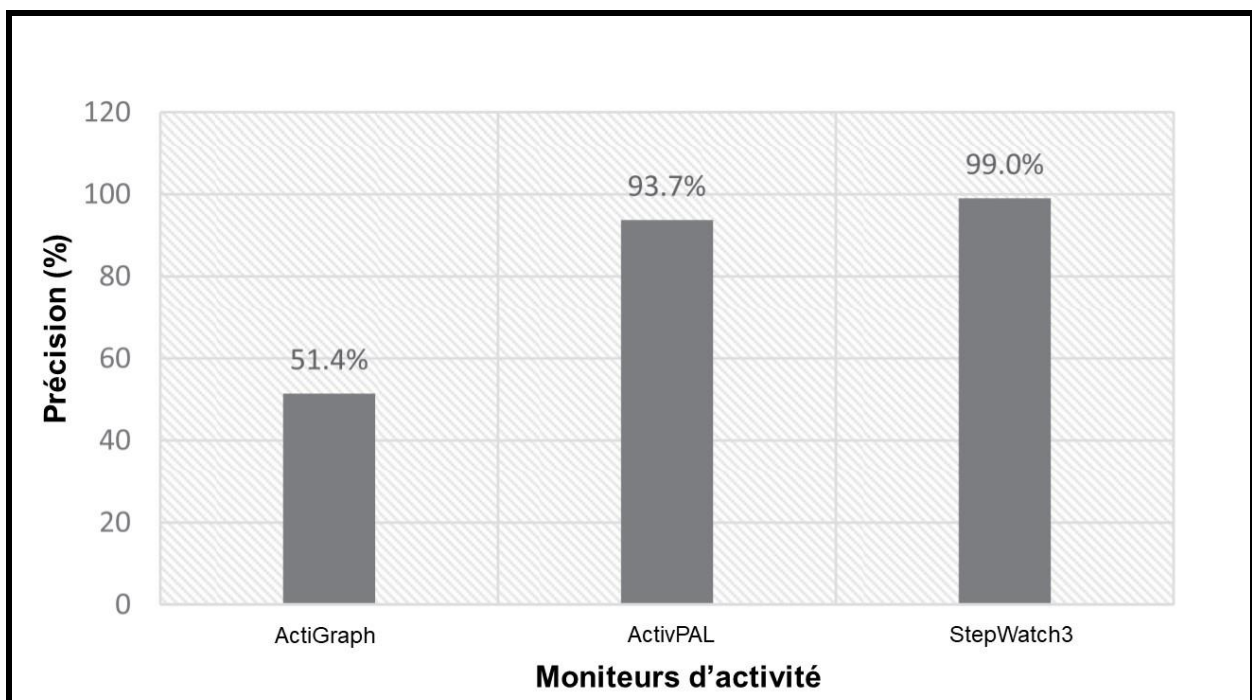
Les podomètres sont des appareils qui mesurent le nombre de pas effectué par une personne lors de la marche. Cette technique a été développée pour mesurer des paramètres d'AP en ambulatoire notamment le volume de pas (Tudor-Locke and Lutes, 2009).

Il existe trois sortes de podomètres basées sur trois technologies distinctes : électromécanique, mécano-magnétique et piézoélectrique (Schneider et al., 2004). Le système électromécanique fonctionne par l'intermédiaire d'un petit mécanisme de balancier actionné par l'accélération de la hanche. À partir d'un certain seuil (amplitude de hanche), le mécanisme appuie sur un point de contact qui enregistre un pas. Il est important de noter que les valeurs seuils varient en fonction des appareils (Schneider et al., 2003) mais sont sensiblement les mêmes pour une même marque (Tudor-Locke and Lutes, 2009). Le système mécano-magnétique fonctionne de la même manière, à la différence près que le point de contact est réalisé par un aimant pour générer la mesure d'un pas (Schneider et al., 2004). Le système piézoélectrique quant à lui s'appuie sur le signal d'accélération semblable à celui enregistré par un accéléromètre pour détecter les pas lors de la marche. Les podomètres qui utilisent ce type de système peuvent se porter à la hanche, à la cheville ou dans la poche (Tudor-Locke et al., 2011).

Une revue systématique récente a montré que le podomètre le plus précis pour le comptage de pas durant la marche était le SW3 (Bassett et al., 2017). Ce podomètre fonctionne avec un système piézoélectrique et est porté à la cheville. De nombreuses études ont démontré son efficacité de mesure chez des populations variées (saines et pathologiques) avec un pourcentage d'erreur inférieur à 5 % (Bjornson et al., 2012; Feito et al., 2012b). L'étude de Treacy et al. (2017) a rapporté que le pourcentage de concordance avec le nombre de pas observé (référence) était le plus haut pour le SW3 (moyenne de 98%) chez des patients avec une vitesse de marche < 1,2 m/s ou une démarche anormale. Dans l'étude de Hergenroeder et

al. (2018), le SW3 est une nouvelle fois le moniteur d'activité le plus précis comparativement à l'ActivPAL et à l'ActiGraph pour enregistrer 100 pas lors de deux tentatives du test de marche ($99,0 \% \pm 1,5 \%$) chez des personnes âgées. L'observation du nombre de pas par deux investigateurs était la méthode de référence pour calculer la précision des moniteurs d'activité. La précision de l'ActivPAL est relativement robuste ($93,7\% \pm 11,1 \%$) contrairement à l'ActiGraph qui sous-estimait de 51% ($\pm 36 \%$) le nombre de pas chez des personnes qui marchaient lentement (vitesse moyenne : $0,84 \pm 0,24$ m/s) (Figure 9).

Figure 9. Pourcentage global de précision des moniteurs d'activité portable pour mesurer le nombre de pas chez des personnes âgées



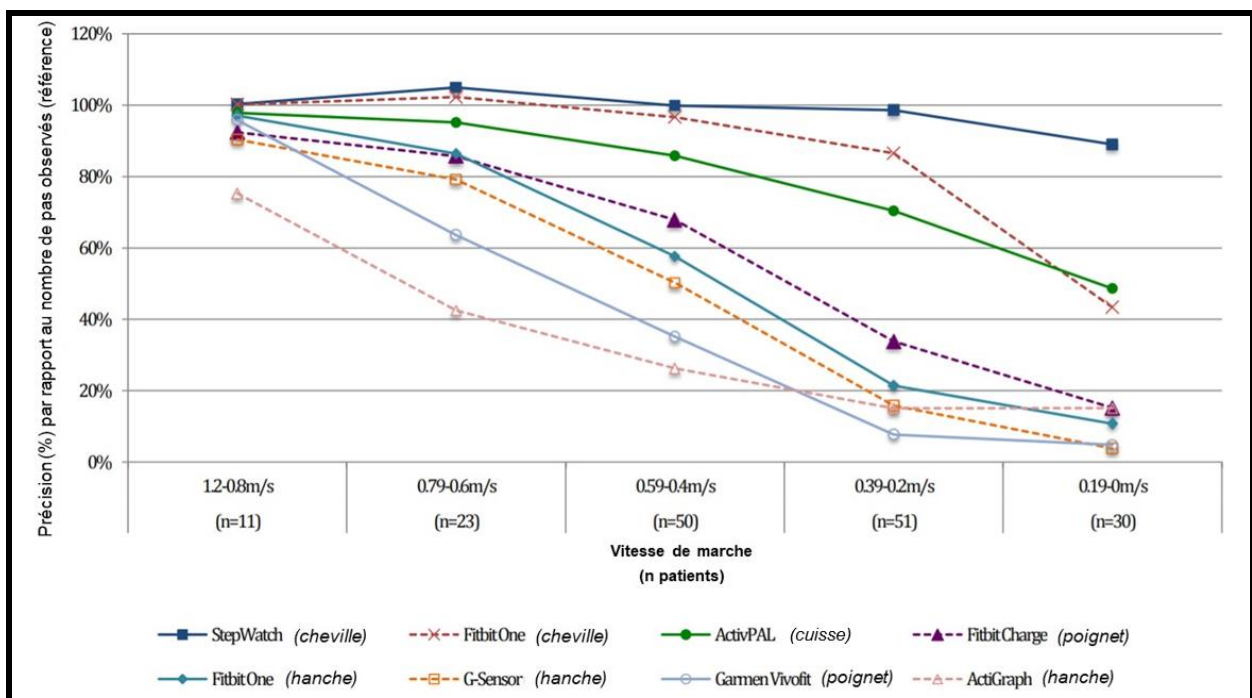
Extrait de « Accuracy of Objective Physical Activity Monitors in Measuring Steps in Older Adults » A. Hergenroeder, B. B. Gibbs, M. Kotlarczyk, R. Kowalsky, S. Perera and J. S. Brach (2018). *Gerontology & Geriatric Medicine*. Volume 4 : 1-5.

L'avantage principal des podomètres est la possibilité pour l'utilisateur d'avoir des informations rapides sur son niveau d'AP et plus précisément sur le nombre de pas réalisés. Pour la plupart des podomètres, le nombre de pas enregistré est affiché sur un écran directement disponible. Ces données confèrent un attrait motivationnel qui peut inciter le patient à marcher (Bravata et al., 2007). De plus, certains podomètres piézoélectriques (*e.g.*, Nike+, Kenz Lifecorder EX) renseignent l'intensité de la marche sur la base du nombre de pas réalisés et de la masse de l'utilisateur (Tudor-Locke et al., 2011). Ainsi, une mesure de la DE peut être effectuée mais cette dernière reste imprécise (Crouter et al., 2003), notamment car il est difficile

de savoir si ces podomètres rapportent la DE nette (*i.e.*, au-dessus du niveau de repos) ou de la DE brute (*i.e.*, totale). Finalement, les podomètres piézoélectriques peuvent enregistrer et transmettre des informations (*e.g.*, nombre de pas / jour) sur une période relativement longue (plusieurs jours) permettant une analyse complète de l'AP d'un patient au quotidien (Tudor-Locke and Lutes, 2009).

Toutefois, les podomètres restent majoritairement des appareils d'une précision relativement contrastée concernant la mesure du nombre de pas et l'interprétation concernant la DE associée reste remis en cause (Crouter et al., 2003). Les podomètres les plus précis comme le SW3 coûtent très cher (~ 500 \$), ce qui peut être un frein pour leurs utilisations. De plus, la précision des podomètres est impactée par la vitesse de marche et se détériore plus la vitesse de marche est faible (Figure 10).

Figure 10. Vitesse de marche vs précision (%) du nombre de pas enregistrés par les moniteurs d'activité



Extrait de "Validity of Different Activity Monitors to Count Steps in an Inpatient Rehabilitation Setting" de D. Treacy, L. Hassett, K. Schurr, S. Chagpar, S. S. Paul et C. Sherrington (2017). American Physical Therapy Association.

Cependant, le SW3 a une précision acceptable pour mesurer le nombre de pas dans toutes les catégories de vitesse de marche. A contrario, l'ActiGraph sous-estime le nombre de pas chez des patients qui marchent lentement (< 1 m/s) (Hergenroeder et al., 2018; Storti et al., 2008; Treacy et al., 2017) (Figure 10 et Tableau 9).

Tableau 9. Précision (%) des moniteurs d'activité en fonction de la vitesse de marche

| Moniteurs d'activité | < 0,6 m/s n = 7 | 0,6-0,79 m/s n = 12 | 0,8-1,0 m/s n = 11 | > 1,0 m/s n = 13 |
|----------------------|--------------------|------------------------|-----------------------|---------------------|
| ActiGraph GT3X | 14,1 (18,6) | 35,6 (31,2) | 52,7 (28,6) | 85,1 (20,5) |
| ActivPAL | 86,8 (14,0) | 91,8 (15,1) | 98,2 (0,8) | 95,1 (9,2) |
| StepWatch3 | 99,4 (0,6) | 98,2 (2,5) | 99,7 (0,3) | 99,0 (0,9) |

Extrait de "Validity of Different Activity Monitors to Count Steps in an Inpatient Rehabilitation Setting" de D. Treacy, L. Hassett, K. Schurr, S. Chagpar, S. S. Paul et C. Sherrington (2017). American Physical Therapy Association. Note. La précision est définie comme le nombre de pas enregistrés par le moniteur d'activité / le nombre de pas observés $\times 100$, où 100 % indique une précision parfaite.

Dans l'AOMI, le SW3 et le wGT3X+ sont des podomètres communément utilisés chez pour compter le nombre de pas. Certaines études ont comparé la validité des deux moniteurs d'activité pour compter le nombre de pas (Feito et al., 2015, 2012a; Hergenroeder et al., 2018; Hickey et al., 2016; Treacy et al., 2017; Webber & St. John, 2016). Ces études ont été réalisées en utilisant des tests de marche sur tapis motorisé ou lors de marche en extérieur standardisée, et dans des populations variées : jeunes adultes (Feito et al., 2015, 2012a; Hickey et al., 2016), individus en surpoids, obèses (Feito et al., 2012a), personnes âgées avec des pathologies diverses (sensoriel, musculaire, neurologique et orthopédique) (Hergenroeder et al., 2018; Treacy et al., 2017; Webber & St. John, 2016) et personnes avec une sclérose en plaques (Sandroff et al., 2014). D'autres études ont été menées pendant des AP variées (Hickey et al., 2016) et lors de la vie quotidienne (Feito et al., 2015, 2012a; Webber & St. John, 2016).

Globalement, les études ont trouvé que le wGT3X+ avec le filtre normal (NF) porté à la hanche sous-estimait le nombre de pas lors de marche à vitesses lentes ($< 4-5 \text{ km.h}^{-1}$), lors de marche en extérieur (Feito et al., 2015, 2012a; Hergenroeder et al., 2018; Hickey et al., 2016; Treacy et al., 2017; Webber & St. John, 2016) et pendant la vie quotidienne (Feito et al., 2015, 2012a; Webber & St. John, 2016) par rapport au SW3.

A contrario, lorsque que le filtre LFE est activé, le nombre de pas calculé par le wGT3X+ tend à être plus proche que le SW3 pendant des tests de marche sur tapis (Feito et al., 2015; Hickey et al., 2016) mais surestime le nombre de pas comparé au SW3 pendant la vie quotidienne (Feito et al., 2015).

Aucune étude n'a été menée dans une population AOMI qui comporte des modifications de la démarche associée à des limitations fonctionnelles. Toutes les études qui portent sur la comparaison du SW3 et du wGT3X+ sont basées sur un seul indicateur : le nombre de pas.

Cependant, d'autres indicateurs basés sur le nombre de pas pourraient présenter un intérêt pour étudier les relations entre l'AP et la santé (Tudor-Locke et al., 2017).

Finalement, les podomètres permettent une évaluation des comportements physiques habituels (*i.e.*, pattern de marche) d'un patient avec des limitations fonctionnelles. Cette évaluation du pattern de marche peut être étudiée en relation avec des résultats cliniques et fonctionnels ainsi que pour quantifier la charge d'entraînement pendant des programmes de marche à domicile (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016). Dans l'AOMI, des études complémentaires sont nécessaires pour déterminer notamment les indicateurs à mesurer et le podomètre à utiliser.

2.2. Accéléromètre

2.2.1. Présentation générale

Les accéléromètres sont des capteurs de mouvement majoritairement utilisés dans l'évaluation de l'AP en ambulatoire (Chen et al., 2012). Leur objectif principal est d'évaluer l'AP et la DE associée (Yang and Hsu, 2010). Parmi les constructeurs qui ont élaboré et développé des accéléromètres, ActiGraphTM est la principale entreprise sur le marché (Bassett et al., 2015). De plus, les accéléromètres utilisés dans les différents protocoles expérimentaux de ces travaux ont été développés par cette compagnie. Ainsi, les accéléromètres mentionnés dans la suite de ces travaux concernent l'ActiGraphTM.

2.2.2. Accélération et counts d'activité

Les accéléromètres comme leurs noms l'indiquent mesurent l'accélération du mobile où ils sont fixés. Dans les mesures réalisées sur l'être humain, les accéléromètres mesurent l'accélération du segment du corps où ils sont positionnés. Ces capteurs enregistrent des données d'accélération pendant une durée très variable, allant de quelques heures à plusieurs jours selon la capacité de mémoire de l'appareil et de la fréquence d'échantillonnage (Plasqui et al., 2013; Strath et al., 2013). Les accéléromètres peuvent être classés selon le nombre d'axes dans lesquels ils effectuent la mesure de l'accélération. Les accéléromètres uniaxiaux effectuent des mesures le long d'un seul axe (vertical). Les accéléromètres biaxiaux se servent de deux axes (vertical et antéro-postérieur ou médio-latéral) alors que les accéléromètres triaxiaux mesurent l'accélération dans les trois axes (vertical, antéro-postérieur et médio-latéral). Il est

classiquement admis que la position préférentielle de l'accéléromètre est au niveau de la hanche ou du bas du dos pour l'évaluation de l'AP (Plasqui et al., 2013) car c'est à cet endroit qu'on observe la meilleure représentation globale du mouvement humain (Yang and Hsu, 2010).

Le fonctionnement d'un accéléromètre se base sur un capteur qui comporte une masse mobile lors du mouvement (Chen and Bassett, 2005). Lorsque que cette masse bouge, un signal électrique est généré et son amplitude est reliée à l'intensité du mouvement. Ce signal électrique subit ensuite plusieurs modifications (filtrage, amplification et échantillonnage du signal) avant d'être associé à une valeur d'accélération nommée *raw counts* (Chen and Bassett, 2005). Ces *raw counts* sont, après traitement, exprimées en counts d'AP généralement présentés sur un intervalle de temps d'une minute. Les counts sont donc obtenus à partir d'un signal digital (séries de nombres) nommé les *raw counts*. Il est important de noter que les *raw counts* dépendent de la calibration d'origine du capteur de l'accéléromètre, ainsi le calcul des counts est dépendant de l'outil (Chen and Bassett, 2005). Ainsi, le count d'AP est une unité d'AP qui sert à quantifier l'accélération produite sur une période de temps et ainsi estimer la DE associée (Chen and Bassett, 2005).

En ce qui concerne les accéléromètres triaxiaux, une variable a été développée pour prendre en compte les counts d'AP mesurés dans les trois axes au cours d'un intervalle de temps. Cette variable, nommée le vecteur magnitude (VM), se calcule à partir des counts d'AP obtenus dans l'axe vertical (AV), l'axe antéro-postérieur (APA), et l'axe médio-latéral (AML) selon l'équation suivante :

$$VM = \sqrt{(AVA^2 + APA^2 + AML^2)}$$

Équation 6

Certains auteurs se sont intéressés à la validité de ces appareils pour refléter les variations de quantité de mouvement produite lors d'exercices de marche et de course (< 10 km.h⁻¹). En ce sens, Nichols et al. (2000) ont étudié la relation entre la vitesse de marche/course et le nombre de counts d'AP calculés par le 7164 d'ActiGraphTM pour un intervalle de temps donné. Lors d'exercices de marche et de course à 3, 6 et 9 km.h⁻¹, ces auteurs ont rapporté un coefficient R² de 0,89 concernant la relation entre la vitesse de marche /course et le nombre de counts d'AP mesurés par unité de temps confirmant la bonne sensibilité des accéléromètres pour quantifier le mouvement lors de la marche. De la même manière, Fudge et al. (2007) ont rapporté un R² > 0,95 pour la relation entre trois vitesses de marche (3, 5 et 7 km.h⁻¹) et les

counts d'AP mesurés par trois accéléromètres différents. La bonne sensibilité des accéléromètres à des marches et courses lentes peut s'expliquer d'un point de vue technique par les caractéristiques du signal d'accélération (amplitude et fréquence) qui sont optimales à ces vitesses $< 10 \text{ km.h}^{-1}$. (John et al., 2012). A contrario, plusieurs études ont montré les counts d'AP reflétaient mal le mouvement lors de la course ($> 10 \text{ km.h}^{-1}$) (Brage et al., 2003; John et al., 2012; Sasaki et al., 2011). En effet, les counts d'AP ont tendance à stagner ou à chuter lorsque la vitesse dépasse les 10 km.h^{-1} .

À propos de la reproductibilité de la mesure réalisée par les accéléromètres, nous pouvons différencier la reproductibilité d'un même accéléromètre (intra-unité) de la reproductibilité entre différents accéléromètres (inter-unités). Concernant la reproductibilité intra-unité, un CV de 3% a été mesuré traduisant une reproductibilité élevée (Ward et al., 2005). Au sujet de la reproductibilité inter-unités, un CV compris entre 5 et 10 % a été calculé reflétant des valeurs inférieures par rapport à la reproductibilité intra-unité (Pedišić and Bauman, 2015). Par ailleurs, certains auteurs ont confirmé que la hanche était la position favorable à la meilleure reproductibilité inter-unités pour une multitude d'activité du quotidien (Ozemek et al., 2014). En condition de vie réelle, la reproductibilité inter-unités est très variable en fonction des marques. D'après Pedišić and Bauman (2015), le 7164 et le GT1M (ActiGraphTM) sont les accéléromètres avec la reproductibilité la plus élevée (CV entre 0,9 et 15,5 %).

2.2.3. Dépense énergétique (DE)

D'après la seconde loi de Newton, pour un système de masse constante, il existe une relation linéaire entre l'accélération d'un corps et l'ensemble des forces qui s'exercent sur lui (Chen and Bassett, 2005). Or, ces forces (F) multipliées par la distance (D) équivalent au travail (T) selon l'équation suivante ci-dessous. Le travail d'une force s'exprime en joules, la force en newtons et la distance en mètres. Le travail d'une force correspond à l'énergie fournie par cette force lorsque son point d'application se déplace.

$$T = F \times D$$

Équation 7

Par conséquent, il existe une relation entre l'accélération d'un corps et la DE de ce dernier. Cette relation est à l'origine de l'utilisation des accéléromètres pour l'évaluation de l'AP et l'estimation de la DE associée (Chen and Bassett, 2005).

Pour évaluer la validité des accéléromètres dans l'évaluation de la DE, certains auteurs ont étudié l'association entre les counts d'activité calculés par un accéléromètre et la DE mesurée par une méthode de référence (*e.g.*, système de mesure des échanges gazeux) (Matthews, 2005). Dans cette étude, il était demandé aux sujets de réaliser différents types d'AP muni d'un accéléromètre et d'un système de mesure des échanges gazeux. Les AP réalisées varient entre les études. Certaines proposent des activités de locomotion en conditions standardisées (*e.g.*, marche sur tapis à vitesse fixe), d'autres des activités du quotidien (*e.g.*, bricolage, jardinage, etc.) ou encore les deux types d'AP combinés.

Une méta-analyse recense un ensemble d'études qui a analysé cette relation entre les counts d'AP mesurés avec un accéléromètre et la DE de référence (Remoortel et al., 2012). Les corrélations observées semblent être plus significatives avec les activités de marches standardisées plutôt que pour les activités du quotidien. Par ailleurs, cette étude a mis en évidence des corrélations significatives entre les counts d'AP et la DE associée quel que soit le nombre d'axe pris en compte par l'accéléromètre. En ce qui concerne les accéléromètres uniaxiaux, un $r = 0,80$ a été rapporté alors qu'un $r = 0,84$ a été calculé pour les accéléromètres triaxiaux. Cependant, cette méta-analyse rapporte une sous-estimation de la DE par les accéléromètres en fonction de la vitesse de la marche. Dans 69 %, 37 % et 30 % des études, une sous-estimation de la DE a été observée lors de marches à vitesse faible ($< 3,2 \text{ km.h}^{-1}$), à vitesse moyennes ($3,2\text{-}6,4 \text{ km.h}^{-1}$) et à vitesse rapide ($6,5\text{-}8,05 \text{ km.h}^{-1}$), respectivement.

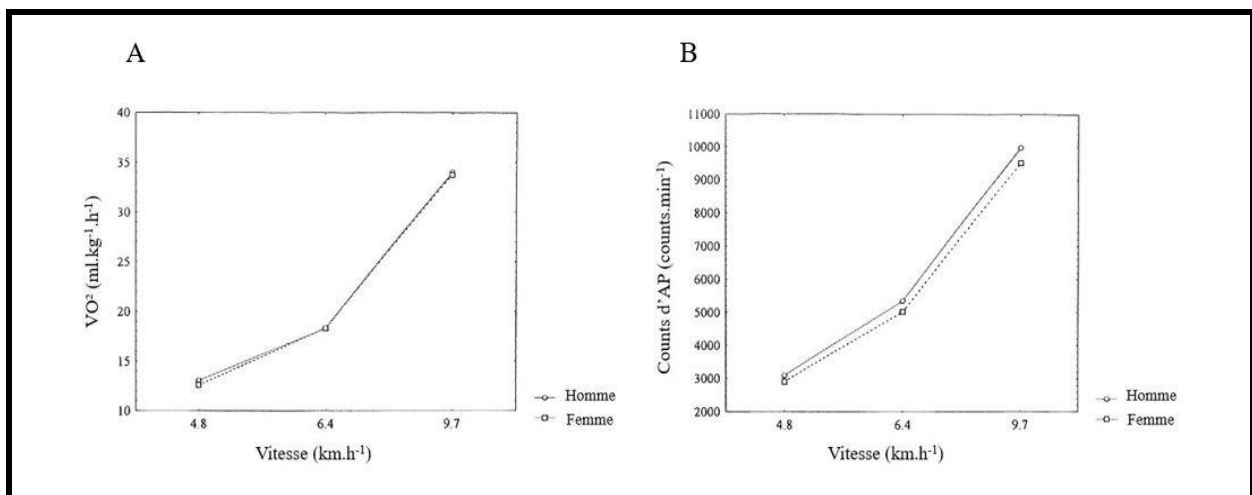
Enfin, cette méta-analyse a renseigné la validité des accéléromètres pour la quantification de la DE liée à l'AP au cours d'une journée. Le résultat principal met en évidence une sensibilité accrue des accéléromètres triaxiaux pour estimer la DE journalière liée à l'AP par rapport aux accéléromètres uniaxiaux ($r = 0,61 [0,45 ; 0,73]$ vs $r = 0,52 [0,0,29 ; 0,70]$). À propos de l'estimation de la DE journalière liée à l'AP, Plasqui et al. (2013), ont étudié la relation entre le nombre total de counts d'AP au cours d'une journée et la DE associée aux différentes AP réalisées au cours de la journée. Ces auteurs ont utilisé la technique de l'eau doublement marquée pour estimer la DE associée à l'AP. Les résultats sont contrastés avec des corrélations allant de 0,37 à 0,85 quand la DE était normalisée par rapport à la masse corporelle du patient.

2.2.4. Pattern d'activité physique

Au-delà de l'utilisation de l'accéléromètre pour l'estimation de la DE associée à une AP, certains auteurs se sont intéressés à une méthode qui permet l'estimation du temps passé à différents seuils d'intensité de l'AP au cours d'une journée. Précurseur de la méthode, Janz (1994) a estimé des seuils de counts d'AP pour délimiter l'activité sédentaire, modérée et vigoureuse d'un enfant (7-15 ans) à partir de la relation entre la fréquence cardiaque (FC) et les counts d'AP. À partir de trois valeurs de FC (*i.e.*, 75, 130 et 150 battements.min⁻¹), ces auteurs ont rapporté des valeurs de 25-250 counts.min⁻¹ pour l'activité sédentaire, de 251-499 counts.min⁻¹ pour l'activité modérée et ≥ 500 counts.min⁻¹ pour l'activité vigoureuse.

De la même manière, Freedson et al. (1998) ont développé une méthode comparable pour définir des seuils de counts d'AP délimitant les différentes intensités d'AP. Contrairement à l'étude de Janz (1994), les seuils de counts d'AP ont été déterminés à partir de plusieurs seuils d'intensité absolue exprimés en METs (Tableau 7, p60). Dans cette étude, 50 sujets jeunes (~ 23 ans) ont réalisé trois marches de six minutes sur tapis motorisé à trois vitesses distinctes (4,8 km.h⁻¹, 6,4 km.h⁻¹ et 9,7 km.h⁻¹). Les participants étaient équipés d'un accéléromètre (CSA 7164) et d'un système portatif de mesure du $\dot{V}O_2$. Dans un premier temps, ces auteurs ont étudié la relation entre le $\dot{V}O_2$ et la vitesse d'une part et les counts d'AP et la vitesse d'autre part (Figure 11).

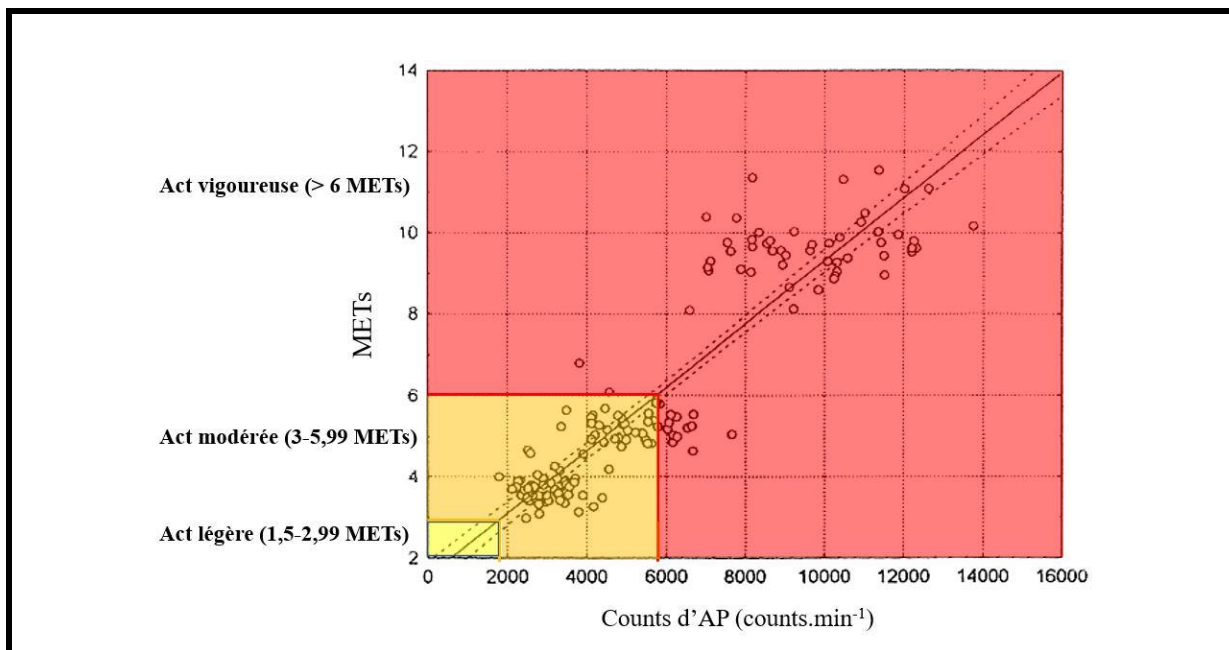
Figure 11. La relation entre le $\dot{V}O_2$ et la vitesse (A) et entre les counts d'AP et la vitesse (B) en fonction du sexe



Adapté de Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. Accelerometer, P. Freedson, S. Patty.; E. Melanson, J. Sirard. *Medicine & Science in Sports & Exercise*: May 1998 - Volume 30 - Issue 5 - p 777-781..
Note. $\dot{V}O_2$ = Débit de dioxygène prélevé ; AP = Activité Physique

Ensuite, le $\dot{V}O_2$ a été exprimé en METs en divisant l'état stable du $\dot{V}O_2$ calculé sur les 3 dernières minutes de chaque période de marche pendant les différentes marches par 3,5 (voir Section « Définitions », p59). La relation entre l'intensité de l'exercice exprimée en METs et les counts d'AP mesurés par l'accéléromètre au cours des 3 marches a été étudiée par l'intermédiaire d'une équation de régression linéaire (Figure 12). À partir des seuils de METs absolus définis dans la littérature scientifique pour distinguer les différents niveaux d'intensités de l'AP (*i.e.*, légère, modérée et vigoureuse), Freedson et al. (1998) ont défini des seuils de counts d'AP en se basant sur une équation de régression linéaire. Plus précisément, un niveau d'intensité compris entre 1,5 et 2,99 METs correspond à une activité légère, un niveau d'intensité de 3 à 5,99 METs équivaut à une activité modérée et un niveau de METs ≥ 6 coïncide avec une activité vigoureuse. Dans l'étude de Freedson et al., les seuils suivants ont été déterminés : ≤ 1951 counts.min⁻¹ pour l'activité légère ; 1952-5724 counts.min⁻¹ pour l'activité modérée et ≥ 5725 counts.min⁻¹ pour l'activité vigoureuse. Grâce à ces seuils de counts d'AP, l'estimation du niveau d'intensité d'AP d'un individu est réalisable à partir de la quantification des counts d'AP par un accéléromètre.

Figure 12. Régression linéaire entre les counts d'AP et les METs mesurés lors de trois tests de marche sur tapis réalisés à trois vitesses différentes chez des sujets sains



Adapté de Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. Accelerometer, P. Freedson, S. Patten; E. Melanson, J. Sirard. *Medicine & Science in Sports & Exercise*: May 1998 - Volume 30 - Issue 5 - p 777-781. Notes: la ligne en continue correspond à la régression linéaire par la méthode des moindres carrés et les lignes en pointillés représentent l'intervalle de confiance à 95%. La zone en jaune correspond à l'activité légère, la zone en orange correspond à l'activité modérée et la zone en rouge à l'activité vigoureuse. Act = Activité ; METs = Equivalents Métaboliques de Repos ; AP = Activité Physique

L'intérêt principal de cette méthode est l'estimation du niveau d'intensité d'AP d'un individu uniquement à partir du nombre de counts d'AP obtenus par un accéléromètre. De plus, ces seuils de counts d'AP pourraient être utilisés dans un large panel d'AP pour estimer le niveau d'intensité d'un individu. D'ailleurs, Schmidt et al., (2003) ont utilisé ces seuils pour estimer le temps passé aux différents niveaux d'intensité lors de leur vie quotidienne. Cinquante-neuf femmes (~ 50 ans) ont porté un accéléromètre (CSA 7164) pendant sept jours. À partir des seuils définis par Freedson et al., ces auteurs ont mesuré un temps passé dans le niveau d'intensité d'AP modéré et vigoureux de 38,1 (26,8) min/jour.

Cependant, la méthodologie développée pour déterminer ces seuils de counts d'AP mérite d'être discutée. L'estimation du niveau d'intensité de l'AP repose sur une régression linéaire entre les counts d'AP par unité de temps et la DE (en METs). Or, cette relation entre les counts d'AP par unité de temps et la DE est différente pour l'ensemble des AP (Welk, 2005). Par exemple, une partie de basket et un exercice de marche rapide sont des AP associées toutes les deux à ~8 METs. Pour autant, le nombre de counts d'AP mesurés par minute est < 4500 pour le basket et < 7000 pour la marche (Staudenmayer et al., 2012). Ainsi, Welk (2005) a avancé l'influence de la méthode de calibration pour déterminer ces seuils de counts d'AP, notamment le type d'AP réalisé pour étudier la relation entre les counts d'AP et la DE. Plus spécifiquement, les équations développées à l'aide d'activités de locomotion (*e.g.*, marche sur tapis) auront tendance à sous-estimer la DE lors d'AP de loisirs.

Pour remédier à ce problème, des études ont proposé d'utiliser des activités de la vie quotidienne pour étudier la relation entre les counts d'AP et la DE (Hendelman et al., 2000; Matthews, 2005; Swartz et al., 2000). À ce propos, Hendelman et al. ont utilisé 10 activités du quotidien pour déterminer des seuils de counts d'AP qui différencient les niveaux d'intensité d'AP. En étudiant la relation entre les METs et les counts d'AP mesurés pendant 10 activités du quotidien (*e.g.*, golf, passer l'aspirateur, plantation d'arbustes), ces auteurs ont défini des seuils de counts d'AP pour délimiter les différents niveaux d'intensités de l'AP (Tableau 10).

Tableau 10. Seuils de counts d'AP pour 3, 6, et 9 METs (counts.min⁻¹) à partir de trois méthodes de calibration.

| Équation basée sur | 3 METs | 6 METs | 9 METs |
|---------------------------------|--------|--------|---------|
| CSA – marche uniquement | 2191,2 | 6893,4 | 11595,6 |
| CSA – 10 activités du quotidien | 190,7 | 7525,7 | 14860,6 |
| CSA – Freedson et al. (1998) | 1952 | 5724 | 9498 |

Adapté de Hendelman D, Miller K, Baggett C, Debold E, Freedson P. Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. Med Sci Sports Exerc. 2000;32(9 Suppl): S442-S449. Note. CSA = Computer Science and Application, Inc.; MET = Equivalent Métabolique de Repos

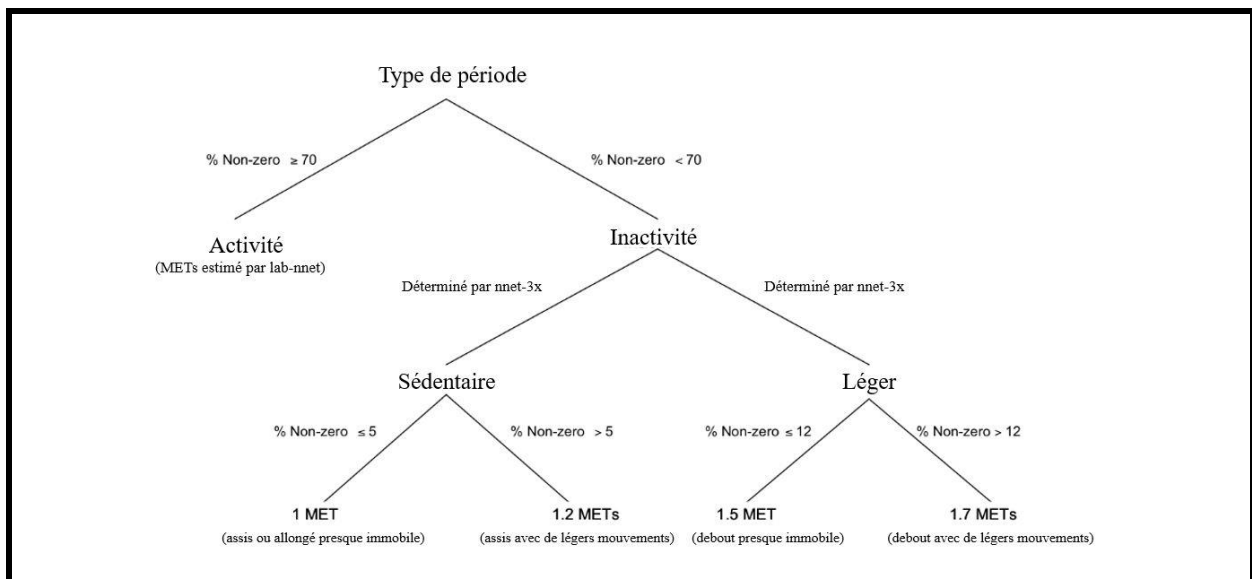
Des différences notables sont observées entre les seuils de counts d'AP définis à partir des 10 activités du quotidien par rapport aux seuils définis par des activités de marches. Cependant, de la même manière que les limites évoquées plus haut, les équations développées uniquement à l'aide d'AP du quotidien (*e.g.*, bricolage, jardinage) auront tendance cette fois-ci à surestimer la DE lors d'AP de locomotion (Welk, 2005).

Ainsi, Crouter et al. (2006) ont déterminé un seuil qui se base sur deux équations de prédiction de la DE. L'une d'entre-elles concerne les activités de marche et de course alors que l'autre est associée aux AP du quotidien. Le choix entre les deux équations est déterminé selon le nombre de counts d'AP par minute. Néanmoins, ces mêmes auteurs ont plus récemment apporté des nuances à cette étude car ils n'ont pas réussi à montrer un apport significatif de cette méthode par rapport à une seule équation pour évaluer le temps passé à différentes intensités d'AP en condition de vie réelle chez des adultes (Crouter et al., 2014).

Par ailleurs, de nouvelles méthodes ont émergé pour améliorer l'évaluation de la DE associée à un ensemble d'AP. C'est le cas des « machines apprenantes » qui sont en quelque sorte des programmes informatiques qui intègrent de façon autonome une relation entre un paramètre donné (paramètre en « entrée ») et un paramètre estimé (paramètre en « sortie »). Ici, le paramètre donné est le signal d'accélération et le paramètre estimé est la quantification du nombre de METs. En ce sens, Lyden et al. (2014) ont perfectionné une machine apprenante (Sojourn-3 Axis) développée initialement par Freedson et al. (2011) et Staudenmayer et al. (2009). À noter que ces auteurs ont également développé une machine apprenante sur un seul axe de l'accéléromètre (Sojourn-1 Axis), mais nous reviendrons seulement sur celui développé sur les trois axes car nous avons utilisé celui-ci dans les études de ce manuscrit de thèse. Pour estimer les METs à partir des counts d'AP mesurés par un accéléromètre, ces auteurs ont mis au point un algorithme intégré à la machine apprenante (Figure 13). Tout d'abord, la détection

des périodes d'activité et d'inactivité se fait sur des variations brutales du signal d'accélération ($\geq 15 \text{ counts.s}^{-1}$) déterminées seconde par seconde. L'étape suivante consiste à distinguer les périodes d'activité et d'inactivité. Pour cela, le % de counts différent de zéro est analysé. Un nombre de counts différent de zéro $\geq 70 \%$ considère la période analysée comme de l'activité alors qu'un nombre de counts différent de zéro $< 70 \%$ considère la période comme de l'inactivité (Figure 13). Une machine apprenante initialement développée (lab-nnet) permet d'estimer les METs des périodes d'activité. Pour les périodes d'inactivité, les auteurs ont précisé l'analyse. Dans un premier temps, ces auteurs différencient les activités associées à la position assise aux activités associées à la position debout à partir de la durée de la période et de six caractéristiques statistiques des trois axes (nnet-3x). Dans un deuxième temps, les activités associées à la position assise sont différenciées par le % de counts différent de zéro de la façon suivante : i) un nombre de counts différent de zéro $\leq 5 \%$ correspond à une position assise ou allongée presque immobile (1 MET) ; ii) un nombre de counts différent de zéro $> 5 \%$ correspond à une position assise avec de légers mouvements (1,2 METs). Enfin, les activités associées à la position debout sont également différenciées par le % de counts différent de zéro de la manière suivante : i) un nombre de counts différent de zéro $\leq 12 \%$ correspond à une position debout presque immobile (1,5 METs) ; ii) un nombre de counts différent de zéro $> 12 \%$ correspond à une position debout avec de légers mouvements (1,7 METs).

Figure 13. Algorithme intégré à la machine apprenante « Sojourn-3x » pour estimer les types d'inactivité associés aux METs



Adapté de Lyden K, Keadle SK, Staudenmayer J, Freedson PS. A method to estimate free-living active and sedentary behavior from an accelerometer. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(2):386-397. Doi:10.1249/MSS.0b013e3182a42a2d. Note. METs = Equivalents Métaboliques de repos

De manière synthétique, plusieurs méthodes ont été développées pour affiner l'évaluation de la DE associée à l'AP et plus précisément pour l'estimation des METs à partir des counts d'AP mesurés par un accéléromètre. Certains auteurs ont développé des équations de régressions (principalement linéaires) pour déterminer des seuils de counts d'AP à partir d'intensités absolues (Santos-Lozano et al., 2013; Sasaki et al., 2011; Troiano et al., 2008). D'autres ont utilisé plusieurs équations de régression afin de distinguer les activités de locomotion de celles du quotidien (Crouter et al., 2006). Pour finir, des machines apprenantes ont émergé équipées d'un algorithme analysant le signal d'accélération pour estimer les METs associés (Bonomi and Westerterp, 2012; Staudenmayer et al., 2009; Troiano et al., 2014).

La prolifération grandissante des algorithmes notamment des équations pour estimer la DE (en METs) rend difficile le choix de l'équation à utiliser, d'autant que chaque équation a été calibrée sur des populations différentes (*e.g.*, sexe, âge), avec des AP de calibrations distinctes (activité de locomotion ou activités du quotidien) et avec des paramètres de l'accéléromètre qui varient (*e.g.*, fréquence d'échantillonnage, nombre d'axes) (Freedson et al., 1998; Hendelman et al., 2000; Santos-Lozano et al., 2013). Ainsi, l'utilisation d'une équation plutôt qu'une autre a un impact significatif sur la DE estimée et sur les conclusions qui pourraient être portées quant au niveau d'AP d'une personne (Yngve et al., 2003). De plus, aucune recommandation claire existe pour déterminer quelle équation doit être utilisée (Strath et al., 2012).

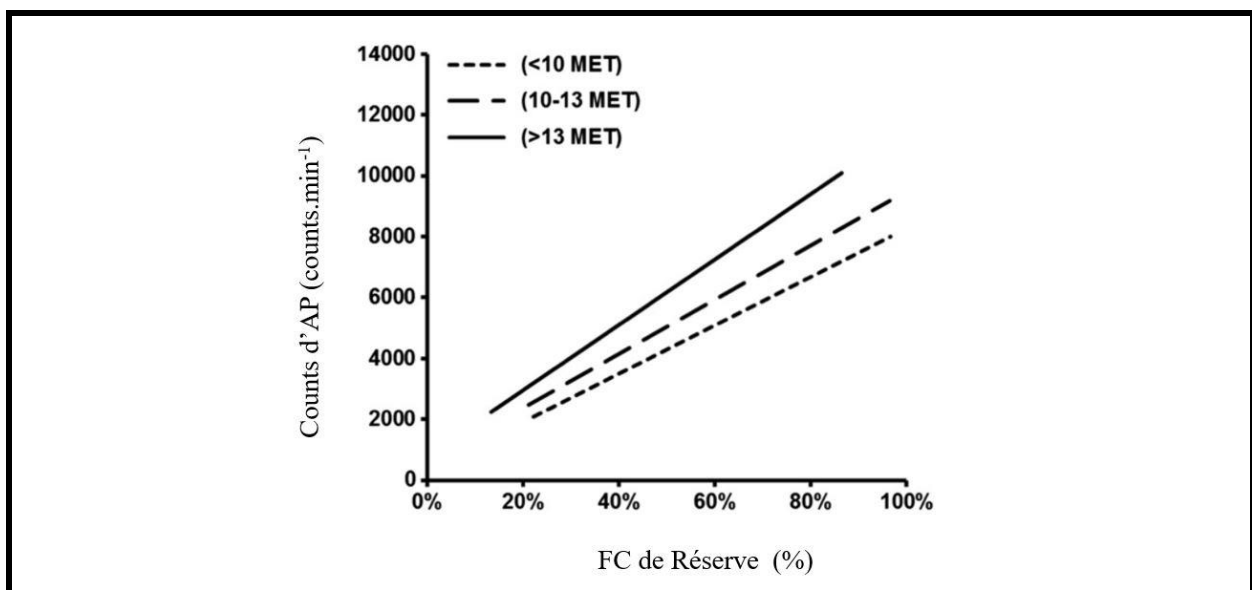
Enfin, nous devons nous interroger sur l'utilisation de ces équations chez des populations âgées atteintes de pathologies limitantes d'un point de vue fonctionnelle comme c'est le cas des patients avec l'AOMI.

Certaines études ont observé un déclin du $\dot{V}O_{2max}$ chez des personnes âgées de plus de 60 ans (Evenson et al., 2011). Ainsi, ces mêmes auteurs ont estimé chez une population âgée de 65 à 79 ans une intensité d'AP modérée perçue comme « peu difficile » correspondant entre 3,2 et 4,7 METs. Une intensité d'AP vigoureuse perçue comme « difficile » était associée entre 4,8 et 6,7 METs. Suite à ce constat, l'utilisation de seuils de counts d'AP basés sur les intensités d'AP absolues pourraient sous-estimer les niveaux d'intensités d'AP évalués.

Par conséquent, Miller et al. (2010) ont utilisé des seuils d'intensité relative (*i.e.*, intensité modérée : 40-59 % $\dot{V}O_{2max}$, intensité vigoureuse : > 60 % $\dot{V}O_{2max}$) pour calculer les seuils de counts d'AP délimitant les différents niveaux d'intensité de l'AP. Leurs résultats indiquent des seuils de counts d'AP plus faibles chez les personnes âgées comparées aux jeunes sujets. De la même manière, l'étude de Ozemek et al. (2013) a étudié la variabilité

interindividuelle des counts d'AP mesurés par un accéléromètre à des niveaux d'intensité relatifs et plus précisément à des % de la FC de réserve⁶ (40 % et 60 % de la FCR). Parmi les 73 sujets jeunes (~ 25 ans), trois groupes ont été identifiés en fonction de la DE (en METs) mesurée pendant des exercices sous-maximaux (< 10 METs ; 10-13 METs ; > 13 METs). Les counts d'AP mesurés à 40 % et 60 % de la FCR sont significativement différents parmi les trois groupes avec des niveaux d'intensité absolue de l'AP différents (Figure 14). À 40 % et 60 % de la FCR, les counts d'AP variaient respectivement de 1455 à 7520 counts.min⁻¹ et de 3459 à 10066 counts.min⁻¹. En définitive, cette étude a révélé une variabilité interindividuelle du nombre de counts d'AP à des intensités relatives modérée (40 % FCR) et vigoureuse (60 % FCR). Les aptitudes physiques des sujets semblent avoir une influence significative sur les counts d'AP mesurés à ces intensités relatives. L'individualisation des seuils de counts d'AP peut être plus représentative du niveau d'AP d'un individu par rapport à sa capacité physique.

Figure 14. Régression linéaire des counts d'AP mesurés à différents pourcentages de la FC de réserve entre trois groupes de sujets avec des aptitudes physiques différentes



Adapté de Ozemek C, Cochran HL, Strath SJ, Byun W, Kaminsky LA. Estimating relative intensity using individualized accelerometer cutpoints: the importance of fitness level. *BMC Med Res Methodol.* 2013;13:53. Published 2013 Apr 1. Doi:10.1186/1471-2288-13-53. Note: Les données ont été collectées pendant des tests sur tapis motorisés à 3,2, 4,8 et 6,4 km/h (< 10 METs), 4,8, 6,4 et 8,0 km/h (10-13 METs) et 4,8, 6,4 et 9,6 km/h (> 13 METs). AP = Activité Physique ; FC = Fréquence cardiaque ; MET = Equivalent Métabolique de Repos.

⁶ *Formule de la fréquence cardiaque de réserve (FCR) : FCR = Fréquence cardiaque maximale – Fréquence cardiaque de repos.

En définitive, l'intensité relative d'un effort requis pour effectuer l'AP est influencée par l'âge et les seuils de counts d'AP déterminés par un accéléromètre (Kaminsky et al., 2013; Lee et al., 2003). Certains auteurs ont utilisé des seuils d'intensité relative (en % de $\dot{V}O_{2max}$) pour déterminer des seuils de counts d'AP associés à la délimitation des différents niveaux d'intensité de l'AP (Zisko et al., 2015). Les patients AOMI avec claudication intermittente ont des limitations fonctionnelles variables qui limitent l'intensité absolue atteinte lors d'une AP (Ozemek et al., 2013). Ainsi, l'individualisation des seuils de counts d'AP chez cette population pourrait être un apport méthodologique dans l'utilisation des accéléromètres en vue d'évaluer l'AP et la DE associée.

3. Association entre l'activité physique et la capacité de marche

Dans l'AOMI, l'association entre l'AP et la capacité de marche des patients AOMI n'a pas beaucoup été étudiée.

Gardner et al., (2008) se sont intéressés à l'association entre le niveau d'AP et la capacité fonctionnelle des patients AOMI avec claudication intermittente. Ainsi, l'association était réalisée entre différents indicateurs associés au nombre de pas (*e.g.*, nombre de pas quotidien total, cadence de pas) et la capacité de marche évaluée lors du test de marche sur tapis avec le protocole de Gardner. La cadence calculée au cours des 30 minutes consécutives de la journée où le nombre de pas était le plus élevé (15.1 ± 7.2 double pas / minute) était corrélée avec le PFWT ($r = 0,32$, $p < 0,001$) et le MWT ($r = 0,47$, $p < 0,001$). De la même manière, la cadence calculée au cours des 60 minutes consécutives de la journée où le nombre de pas était le plus élevé (11.1 ± 5.4 double pas / minute) était corrélée avec le PFWT ($r = 0,29$, $p < 0,01$) et le MWT ($r = 0.45$, $p < 0.001$). Ainsi, ces auteurs ont montré que les cadences ambulatoires quotidiennes étaient associées avec la capacité de marche des patients avec AOMI.

Cependant, des interrogations persistent sur la nature de cette association. En effet, une altération de la capacité de marche peut limiter un patient AOMI à s'engager dans une AP. À l'inverse, le faible niveau d'AP d'un patient AOMI peut conduire à une altération de la capacité de marche.

Résumé

En complément de l'évaluation de la capacité de marche, l'étude de l'AP et de la DE associée, permet de comprendre ce que fait réellement le patient dans son quotidien avec tous les aspects contextuels liés à l'AP. Ainsi, les patients AOMI expérimentent des limitations fonctionnelles ainsi que des niveaux d'AP inférieurs à des sujets sains. L'évaluation de l'AP et de la DE associée comporte trois intérêts cliniques majeures : i) l'évaluation des patterns d'AP et de la DE, ii) la caractérisation des patterns de marche et iii) la détermination de la charge d'entraînement pendant des programmes de marche à domicile. Plusieurs outils ont été développés en vue d'évaluer l'AP et la DE associée. Parmi eux, les podomètres permettent une évaluation des comportements physiques habituels (*i.e.*, pattern de marche) d'un patient avec des limitations fonctionnelles. Par ailleurs, les accéléromètres ont largement été étudiés dans l'évaluation des niveaux d'intensité de l'AP et in fine l'estimation des patterns d'AP chez une population. Néanmoins, la majorité des études réalisées avec ces outils a été réalisée chez une population jeune et en bonne santé. Par conséquent, un certain nombre de limites propres à chaque outil ne permettent pas de transposer ces méthodes d'évaluation chez une population âgée avec des limitations fonctionnelles telles que les patients AOMI.

PROBLÉMATIQUE GÉNÉRALE & OBJECTIFS

PRINCIPAUX DU TRAVAIL DE THÈSE

Dans l'AOMI, l'évaluation de la capacité de marche revêt un aspect central dans la compréhension et la prise en charge des limitations fonctionnelles du patient (Hirsch et al., 2006; Norgren et al., 2007). Un consensus existe concernant l'importance d'effectuer cette évaluation en ambulatoire pour comprendre les limitations fonctionnelles du patient AOMI dans des conditions de vie réelle (Hiatt et al., 2014; Le Faucheur et al., 2015; McDermott et al., 2014). Aujourd'hui, l'évaluation de la capacité de marche en extérieur par GPS est la méthode centrale qui semble refléter le mieux les limitations fonctionnelles du patient AOMI (Le Faucheur et al., 2008; Nordanstig et al., 2014a; Tew et al., 2013). En effet, la distance maximale de marche mesurée pendant une session de marche en extérieur est le critère principal qui reflète les limitations fonctionnelles. De plus, le GPS renseigne sur la vitesse de chaque période de marche et le nombre d'arrêts au cours de cette session de marche en extérieur (Le Faucheur et al., 2008). L'ensemble de ces informations aide à améliorer la compréhension des limitations fonctionnelles d'un patient AOMI dans un contexte plus proche de ce qu'il expérimente dans son quotidien. Néanmoins, certaines limites méthodologiques peuvent restreindre l'utilisation du GPS par le clinicien. Pour preuve, la cause des arrêts durant la session de marche ne peut être déterminée par le GPS et aucune information concernant la PFWD/PFWT n'est apportée par cette méthode d'évaluation. Or, la mesure de la PFWD/PFWT permet d'améliorer la compréhension globale des limitations fonctionnelles du patient AOMI (Gardner et al., 2010a). De surcroît, certains traitements ont un effet uniquement sur la PFWD/PFWT (Seenan et al., 2016). En vue d'améliorer l'apport méthodologique dans l'évaluation des limitations fonctionnelles et de répondre aux limites persistantes de la méthode GPS dans ce domaine, une nouvelle méthode d'évaluation de la capacité de marche par couplage de moniteurs d'activités a été développée. Le premier objectif de ce présent travail de thèse était le suivant :

-
- **Objectif #1 :** Démontrer la faisabilité et la validité clinique d'une nouvelle méthode basée sur le couplage de moniteurs d'activités portables permettant de quantifier la MWD/MWT et la PFWD/PFWT en ambulatoire chez des patients AOMI.
-

L'évaluation de l'AP et de la DE associée est également un aspect essentiel à la compréhension des limitations fonctionnelles du patient AOMI, qui plus est dans une approche contextuelle liée aux conditions de vie réelle. En effet, l'évaluation de l'AP du patient renvoie à ce que fait réellement le patient dans son quotidien (Strath et al., 2013). Parmi les outils utilisés dans l'évaluation de l'AP, les podomètres permettent une évaluation du pattern de marche qui peut être étudiée en relation avec des résultats cliniques et fonctionnels (Gardner et al., 2014a, 2008). Dans l'AOMI, les podomètres SW3 et de la génération des GT3x (ActiGraph™) sont deux moniteurs qui ont été couramment utilisés dans la recherche clinique (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016). Ces deux moniteurs sont d'un intérêt particulier dans la mesure de l'AP et ils sont utilisés dans plusieurs études pour étudier de façon prospective les relations entre l'AP et la santé (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016). Un grand nombre d'études a cherché à comparer ces deux moniteurs en prenant comme référence le SW3 décrit dans la littérature scientifique comme le podomètre le plus précis pour calculer le nombre de pas (Feito et al., 2015; Hickey et al., 2016; Treacy et al., 2017). Des divergences ont été observées entre ces deux moniteurs en fonction de la population étudiée et également du contexte de marche (Feito et al., 2015; Hickey et al., 2016; Treacy et al., 2017). Cependant, aucune étude comparative n'a été conduite dans une population avec une AOMI avec des douleurs ischémiques à la marche qui altèrent la démarche. De plus, les comparaisons de ces moniteurs dans d'autres études ont été effectuées essentiellement à partir du nombre de pas. Cependant, d'autres indicateurs, comme par exemple le nombre maximal de pas accumulés au cours des minutes les plus intenses de la journée (*e.g.*, 5, 30 et 60 minutes), méritent d'être comparés entre les deux moniteurs, car ces mesures peuvent présenter un intérêt pour l'étude des relations entre l'AP et la santé (Tudor-Locke et al., 2017). Le deuxième objectif de ce travail de thèse était le suivant :

-
- **Objectif #2 :** Déterminer la concordance entre le SW3 et le wGT3X+ pour mesurer plusieurs indicateurs basés sur le nombre de pas chez des patients AOMI dans deux contextes de vie distincts : une session de marche en extérieur et une période de sept jours de vie quotidienne.
-

Les accéléromètres sont également utilisés dans l'évaluation de l'AP et de la DE associée (Chen and Bassett, 2005). Plusieurs études ont développé des méthodes pour estimer les niveaux d'intensité de l'AP (*i.e.*, légère, modérée, vigoureuse) à partir des counts d'AP mesuré par l'accéléromètre (Freedson et al., 1998; Matthews, 2005; Sasaki et al., 2011; Zisko et al., 2015). La plupart des études ont étudié la relation entre la DE (exprimée en METs) et les counts d'AP pour déterminer ces seuils de counts d'AP (Freedson et al., 1998; Sasaki et al., 2011). En utilisant une régression linéaire, ces auteurs se sont basés sur des intensités absolues d'AP pour délimiter les niveaux d'intensités de l'AP. Cependant, plusieurs limites majeures s'opposent à l'utilisation de cette méthode et de ces seuils de counts d'AP chez une population avec une AOMI. Premièrement, la multiplication des études scientifiques dans ce domaine a augmenté considérablement le nombre de seuils de counts d'AP sans savoir lesquels sont pertinents à utiliser dans une population donnée (Migueles et al., 2017). Ensuite, un déclin de l'intensité absolue d'une AP est observé chez une population âgée (Evenson 2011). Ainsi, les seuils de counts d'AP déterminés chez une population jeune et en bonne santé ne peuvent pas être transposables chez des patients AOMI (Ozemek et al., 2013). De plus, les patients AOMI ont des limitations fonctionnelles qui amplifient le déclin de l'intensité absolue lors d'une AP. Pour pallier ces problèmes, des auteurs se sont intéressés à l'utilisation d'intensités relatives (en % $\dot{V}O_{2max}$) pour déterminer les seuils de counts d'AP (Miller et al., 2010). Cependant, aucune étude n'a été menée dans une population avec des limitations fonctionnelles. Suite à ces considérations, le dernier objectif de cette thèse était le suivant :

➤ **Objectif #3** Tester et comparer des seuils existants de counts d'AP basés sur des intensités absolues avec l'extrapolation de seuils basées sur des intensités relatives pour estimer le pattern d'AP dans l'AOMI.

En résumé, ce travail de thèse a pour objectif principal l'apport méthodologique dans l'utilisation des outils pour évaluer la capacité de marche et le niveau d'AP en ambulatoire chez des patients AOMI.

PARTIE II - TRAVAIL EXPÉRIMENTAL

Préambule

Les travaux présentés dans le cadre de cette thèse ont été réalisés à travers deux protocoles de recherche : le protocole CLASH (n° NCT02041169) et le protocole ELECTRO-PAD (n° NCT03795103). Les données issues du protocole CLASH ont été récoltées en amont de cette thèse et exclusivement sur des patients AOMI. Les données issues du protocole ELECTRO-PAD présentées dans cette thèse concernent exclusivement des volontaires sains et ont été récoltées intégralement pendant la thèse.

La mise en œuvre des deux protocoles de recherche a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes de Rennes (CPP Ouest V, Rennes) avec comme promoteur le CHU de Rennes. L'ensemble des participants ont donné leur consentement éclairé pour participer aux expérimentations présentées ci-après.

La procédure expérimentale des deux protocoles étant très proche s'agissant de la récolte des données issues des moniteurs d'activité, elle sera présentée conjointement aux deux études par souci de lisibilité. En revanche, la spécificité des analyses de données réalisées pour chacune des études donnera lieu à une présentation spécifique à chacune d'entre elles.

Il convient de préciser que les critères d'inclusion et d'exclusion pour chaque protocole ont été définis en fonction d'objectifs principaux qui étaient spécifiques et qui ne concernaient pas spécifiquement la mesure de l'AP. Par ailleurs, seules les procédures expérimentales directement liées aux objectifs du présent travail de thèse sont ici présentées, et non l'ensemble des expérimentations réalisées dans chacun des protocoles.

1. Procédure expérimentale

1.1. Critères d'inclusion et de non-inclusion des patients AOMI

Le recrutement des patients AOMI s'est déroulé au sein du service de radiologie et d'imagerie médicale du Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de Pontchaillou à Rennes (35000). Les critères d'inclusions et de non-inclusions sont présentés dans le Tableau 11 ci-après.

Tableau 11. Critères d'inclusion et de non-inclusion des patients AOMI

Critères d'inclusion

- Ayant donné un consentement libre éclairé et par écrit
- Âge \geq 18 ans, pas de limite d'âge maximale
- Index de Pression Systolique (IPS) de repos \leq 0,90 ou i) si IPS de repos $>$ 0,90, chute de la pression systolique de cheville ou de l'IPS de 30mmHg ou de 20%, respectivement suite à un test sur tapis motorisé (mesure post-effort) ; ou ii) si IPS de repos \geq 1,4, un Index de Pression Systolique au Gros Orteil (IPSGO⁷) au repos \leq 0,70
- Symptomatologie de type "claudication intermittente" définie par des douleurs dans les membres inférieurs survenant à la marche obligeant le patient à s'arrêter, la douleur diminuant ou cédant en 10 minutes ou moins; 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 debout ne peuvent pas être inclus). Cette symptomatologie est évaluée à l'aide du questionnaire de San Diego puis confirmée lors du test sur tapis motorisé
- Distance maximale de marche sur tapis $<$ 500 m (protocole 3,2 km.h-1, 10 % de pente)

Critères de non-inclusion

- Inaptitude à comprendre les consignes de l'étude
- Habitation située à plus de 50 km du CHU
- Contre-indication à la marche (anévrisme de l'aorte abdominale $>$ 4 cm)
- AOMI avec ischémie aiguë nécessitant une intervention en urgence, troubles trophiques imposant ou ayant imposé une amputation de jambe
- Limitation à l'exercice de cause non vasculaire
- Accident cardio-vasculaire majeur dans les trois mois précédant l'inclusion
- Femme enceinte et parturiente

- Personnes majeures faisant l'objet d'une protection légale (sauvegarde de justice, curatelle, tutelle), personnes privées de liberté

⁷ La mesure de l'IPSGO est une alternative utile lorsque l'IPS de repos ne peut être mesuré du fait d'une incompressibilité artérielle (la pression dans le brassard au niveau de la jambe n'abolit pas le flux ; valeurs d'IPS de repos $>$ 1,40) (Hoyer et al. 2013 ; Sonter et al. 2015)

1.2. Critères d'inclusion et de non-inclusion des volontaires sains

Le recrutement des volontaires sains s'est réalisé en contactant des associations de seniors situées dans le bassin rennais (*e.g.*, Observatoire et Pôle d'Animation des Retraités Rennais). Les critères d'inclusion et de non-inclusion des volontaires sains inclus dans cette étude sont détaillés dans le Tableau 12.

Tableau 12. Critères d'inclusion et de non-inclusion des volontaires sains

| Critères d'inclusion |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <ul style="list-style-type: none">• Age supérieur à 50 ans.• Absence de douleurs rapportées dans les membres inférieurs à la marche, objectivée par un score négatif au questionnaire de San Diego.• Personne ne présentant pas de limitation fonctionnelle à la marche objectivée par un test de marche sur tapis (15 min de marche à 3,2 km/h, 10% de pente).• Index de Pression Systolique (IPS) $\geq 1,00$ et $\leq 1,40$. |
| Critères de non-inclusion |
| <ul style="list-style-type: none">• Contre-indication à la marche.• Index de Pression Systolique (IPS) $< 1,00$ ou $> 1,40$.• Impossibilité d'obtenir une mesure d'IPS due à des artères incompressibles.• Limitation(s) et/ou symptômes survenant à la marche lors du test sur tapis.• Test de marche sur tapis non complété.• Présence d'hypertension, d'insuffisance cardiaque, d'angine de poitrine, de diabète, de bronchopneumopathie chronique obstructive, objectivée par l'absence de traitement médicamenteux en relation avec ces pathologies et l'histoire médicale rapportée par le patient.• Présence de facteurs ou pathologies susceptibles d'entraîner une limitation fonctionnelle à la marche et/ou une modification significative des réponses physiologiques à l'exercice : tabac actif (en cours ou sevré depuis moins de six mois), cancer (en cours), maladie de parkinson, insuffisance rénale (en cours), objectivée par l'absence de traitement médicamenteux en relation avec ces pathologies et l'histoire médicale rapportée par le patient.• Histoire de maladie cardiovasculaire (insuffisance cardiaque, accident vasculaire cérébral, infarctus du myocarde, ...) rapportée par le patient. |

1.3. Protocole de l'étude

Les patients AOMI inclus ont réalisé sur une période d'un mois, i) des mesures standards en laboratoire pour évaluer leurs capacités de marche (*i.e.*, tests de marche sur tapis motorisé) ;

ii) une session de marche en extérieur de 45 à 60 minutes sur une piste d'athlétisme (Campus de Ker Lann, Bruz) pour évaluer leur capacité de marche en ambulatoire ; iii) une mesure ambulatoire de l'AP et de la douleur ischémique pendant sept jours de vie quotidienne.

Les volontaires sains inclus ont réalisé sur une période d'un mois, des mesures standards en laboratoire pour évaluer leurs capacités de marche (*i.e.*, tests de marche sur tapis motorisé) ; ii) une session de marche en extérieur sur une piste d'athlétisme (Campus de Ker Lann, Bruz) pour évaluer leur capacité de marche en ambulatoire ; iii) une mesure ambulatoire de l'AP pendant sept jours de vie quotidienne.

1.3.1. Visite d'inclusion et évaluations réalisées en laboratoire

1.3.1.1. Patients AOMI

Lors de la visite d'inclusion, l'ensemble des informations suivantes étaient recueillies : i) les facteurs de risques auxquels le patient est/ ou a été exposé (*e.g.*, histoire tabagique, diabète) ; ii) l'évolution de la pathologie ; iii) les antécédents chirurgicaux ; iv) les traitements médicaux ; v) la biologie sanguine. Le poids et la taille étaient ensuite mesurés. Plusieurs questionnaires concernant la symptomatologie de l'AOMI et le niveau de qualité de vie étaient complétés par le patient, à savoir le San Diego Claudication Questionnaire (Criqui et al., 1996), le Walking Impairment Questionnaire (McDermott et al., 1998) et le SF-36 (Leplège et al., 1998). Plus précisément, le questionnaire de San Diego sert à caractériser la nature et la localisation des symptômes de la douleur ischémique ressentie par les patients AOMI en les classant en trois catégories (Criqui et al., 1996) : i) la claudication intermittente de type Rose (douleurs survenant exclusivement au(x) mollet(s) ; ii) la claudication atypique avec présence de douleurs survenant au niveau des hanches, et/ou des fesses, et/ou des cuisses, et/ou du pied ; et iii) la claudication atypique avec présence de douleurs au repos. Une évaluation subjective de la capacité de marche était également réalisée en demandant au patient d'estimer sa PFWD/PFWT et sa MWD/MWT dans sa vie de tous les jours. Une mesure de l'IPS de repos était ensuite effectuée à l'aide d'une sonde Doppler selon les recommandations de l'AHA (*cf.* Annexe 2).

Ensuite, un test de marche à charge croissante sur tapis motorisé (protocole de Gardner-Skinner) était réalisé. Comme évoqué dans la section « 1.1.2. Test de marche à charge croissante », le protocole de Gardner-Skinner consiste à un test de marche sur tapis à une vitesse

fixée à 3,2 km.h⁻¹ et un premier palier de 2 minutes à 0 % de pente. Ensuite, la pente augmente de 2 % toutes les 2 minutes. Ce test de marche est précédé par une phase de repos de deux minutes où le patient était debout et immobile. Au cours du test de marche, il était indiqué au patient d'utiliser uniquement la barre en face de lui pour s'équilibrer si besoin sans trop appuyer pour ne pas avoir un effet sur la capacité de marche évaluée. Plusieurs mesures physiologiques étaient effectuées tout au long du test : TcPO₂ aux niveaux des régions du thorax, des fesses et des mollets ; échanges gazeux (*i.e.*, $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$), FC ; et StO₂ au niveau du lobe de l'oreille. Les échanges gazeux étaient mesurés à l'aide d'un appareil MasterScreen CPX (station fixe). En utilisant une échelle de douleurs (Figure 6, p 36), le patient indiquait l'apparition de la douleur (pour estimer la PFWD^{GARDNER}) et la douleur maximale imposant l'arrêt (pour estimer la MWD^{GARDNER}). Quand le niveau de douleur maximale était atteint, l'investigateur arrêtait le tapis. Un temps de récupération de 10 minutes était ensuite observé pour la disparition de la douleur ischémique par un retour des valeurs de TcPO₂ aux valeurs normales de repos et par le déclaratif en demandant au patient si la douleur a disparu.

Un test de marche à charge constante sur tapis motorisé (protocole de Strandness) et le TM6 dans un couloir ont été aussi réalisés mais lors d'autres visites au CHU. Le protocole de Strandness correspondait à un test de marche sur tapis à une vitesse fixe de 3,2 km.h⁻¹ et à une pente fixe de 12 %. De la même manière, le patient renseignait l'apparition de la douleur (pour estimer la PFWD^{STRAND}) et la douleur maximale imposant l'arrêt (pour estimer la MWD^{STRAND}). S'agissant du test de marche de 6 minutes, il était réalisé dans un couloir long de 25 m à proximité de la salle d'effort. Le protocole tel que décrit page 41 était réalisé. La principale variable mesurée était la distance totale parcourue pendant le TM6. Aussi, le patient renseignait l'apparition de la douleur (pour estimer PFWD^{TM6}).

1.3.1.2. Volontaires sains

Lors de la visite d'inclusion, une vérification des critères d'inclusion (p 89) était initialement réalisée. Une mesure de l'IPS de repos aux deux chevilles était effectuée afin de s'assurer du respect d'un des critères d'inclusion (*i.e.*, IPS de repos $\geq 0,9$). Les questionnaires suivants étaient également complétés par les volontaires sains : le San Diego Claudication Questionnaire (Criqui et al., 1996), le Walking Impairment Questionnaire (McDermott et al., 1998) et le SF-36 (Lepège et al., 1998). Ensuite, les volontaires sains réalisaient deux tests de marche dans un ordre randomisé : un test de marche à charge constante sur tapis motorisé

(protocole de Strandness) et un TM6. Au cours du test de Strandness, plusieurs mesures physiologiques étaient effectuées : TcPO₂ aux niveaux des régions du thorax, des fesses et des mollets ; échanges gazeux (*i.e.*, $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$), FC ; et StO₂ au niveau du lobe de l'oreille. Au cours du TM6, les échanges gazeux (*i.e.*, $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$) étaient mesurés à l'aide du système métabolique portable respiratoire K4b².

1.3.1. Mesure de l'activité physique lors d'une période de sept jours de vie quotidienne

Pendant une période de sept jours, il était demandé aux patients AOMI de porter quatre moniteurs d'activités dans leur quotidien : un accéléromètre wGT3X+ (ActiGraphTM, LLC, Pensacola, FL), une montre-bracelet à marqueurs d'évènements Micro MotionLogger[®] (MML, Ambulatory Monitoring, Inc., Ardsley, NY), un récepteur GPS DG100 (Globalsat[®], Tapei, Inc., Taiwan) et un podomètre SW3 (initialement Orthocare InnovationsTM, LLC, Edmonds, WA, et maintenant Modus HealthTM, LLC, Edmonds, WA). Les consignes données aux patients étaient les suivantes : i) porter les appareils toute la journée (*i.e.*, du lever au coucher) sauf lors de la toilette ; ii) garder les habitudes de vie quotidienne ; iii) signaler les douleurs ischémiques avec la montre à marqueurs d'évènements de la façon suivante : appuyer une fois pour indiquer l'apparition de la douleur ischémique au niveau du ou des membres inférieurs et appuyer 2 fois ou plus pour indiquer un arrêt imposé par cette même douleur présente au niveau du ou des membres inférieurs. De plus, les patients AOMI recevaient un carnet de rappel des activités journalières. Le soir, au moment du coucher, les patients indiquaient les principales activités réalisées chaque jour en précisant le lieu et la durée de celles-ci (exemple en Annexe 3). À la remise des appareils et du carnet de rappel suite à la visite d'inclusion, l'investigateur s'assurait de la bonne compréhension du patient au regard du port des appareils (*e.g.*, placement) et du fonctionnement (*e.g.*, appui sur la montre, remplissage du carnet). Comme mesure de prévention supplémentaire concernant le port des appareils, un SMS était envoyé chaque matin sur le téléphone portable du patient pour lui rappeler de porter les moniteurs. À l'issue des sept jours de mesure, les patients rapportaient les moniteurs portables et le carnet d'activités au laboratoire. Les ressentis du patient à propos de la mesure d'AP étaient alors recueillis pour connaître d'éventuelles difficultés rencontrées à l'utilisation des appareils ou du remplissage du carnet d'AP.

Les volontaires sains ont également réalisé la mesure d'AP dans la vie quotidienne (sept jours) en suivant des consignes quasi-similaires. La seule différence concernait les moniteurs d'activité : i) la montre à marqueurs d'évènements qui ne leur était pas transmise étant donné qu'ils n'avaient pas de symptômes à la marche. Par ailleurs, un récepteur GPS QS était également porté pendant les sept jours.

1.3.2. Session de marche en extérieur

Pour les patients AOMI comme pour les volontaires sains, la session de marche en extérieur était effectuée à Bruz (Ile et Vilaine, France ; latitude : 48°2'51.45" Nord ; longitude : 1°44'11.63 Ouest). Elle a été réalisée autour d'une piste d'athlétisme sur un terrain plat (0 % de pente) pendant une durée de 45 à 60 minutes. Les données météorologiques (*i.e.*, température (°C), humidité (%), vent (km.h⁻¹), et pression barométrique (hPa)) étaient également relevées à l'aide de la station météo située à proximité du lieu de marche (<https://www.wunderground.com>).

Lors de toutes les séances de marches en extérieur, nous avons utilisé le système métabolique portable respiratoire K4b² pour mesurer les échanges gazeux (*i.e.*, $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$). Le K4b² fournit des mesures valides (Howe et al., 2014) et reproductibles (Darter et al., 2013) des échanges gazeux à différentes intensités de marche et de course. Howe et al. (2014) montrent qu'il n'y a pas de différence significative entre le $\dot{V}O_2$ mesuré par le K4b² et l'Oxycon Pro (méthode de référence) ($P = 0,19$) pour des exercices de marche de 4, 5 et 6 km.h⁻¹. Darter et al. (2013) ont montré une bonne reproductibilité du K4b² pour mesurer le $\dot{V}O_2$ brut lors d'exercices de marche allant de 2,6 à 4,3 km.h⁻¹ avec des CCI allant de 0,85 à 0,92 et des CV < 3 %. Le K4b² a été calibré avant le début de chaque séance de marche selon les directives du fabricant.

1.3.2.1. Patients AOMI

Avant le début de la marche, une phase de repos de 10 minutes était respectée où le patient était debout sur place. Cette phase d'attente permettait de s'assurer d'un état physiologique de repos et d'une absence de douleurs au niveau du ou des membres inférieurs et de s'assurer du bon fonctionnement des moniteurs d'activité utilisés pendant la session de marche en extérieur.

Lors de cette session de marche en extérieur, le patient était équipé de quatre moniteurs portables : i) la montre-bracelet à marqueur d'évènements MML, ii) l'accéléromètre wGT3X+, iii) le récepteur GPS DG100 et iv) le podomètre SW3. Les caractéristiques et les objectifs de chaque moniteur seront précisés ci-après dans la partie « *1.4 Moniteurs d'activité* ».

Les consignes délivrées au patient étaient les suivantes : i) marcher à un rythme habituel avec arrêt(s) éventuel(s) quand la douleur ischémique au(x) mollet(s) le nécessite ; ii) en cas d'arrêt, reprendre la marche dès que possible comme vous l'auriez fait dans votre vie de tous les jours et iii) utiliser la montre-bracelet à marqueurs d'évènements (méthode décrite dans la section « *1.3.1. Mesure de l'activité physique lors d'une période sept jours de vie quotidienne* », p 92) pour signaler l'apparition des douleurs ischémiques à la marche et les arrêts imposés par les douleurs ischémiques. Deux expérimentateurs supervisaient le test de marche et enregistraient par l'intermédiaire d'un chronomètre les temps jusqu'aux appuis des patients pour signaler les apparitions de la douleur et les arrêts liés à la douleur.

1.3.2.2. Volontaires sains

Pour les volontaires sains, la session de marche en extérieur était divisée en deux parties : la première était réalisée à vitesse spontanée et la seconde à une vitesse imposée de 4 km/h. Pour imposer la vitesse de 4km/h pendant la deuxième partie de la session de marche en extérieur, un plot était placé tous les 10 mètres autour de la piste d'athlétisme. Les volontaires sains étaient équipés d'un casque audio relié à un lecteur audio MP₃ qui émettait un « bip sonore » toutes les 9 secondes. À chaque « bip sonore », le patient devait se trouver à un plot pour respecter cette vitesse de 4km/h. Un observateur était également équipé d'un casque audio relié à un lecteur MP₃ pour s'assurer de la vitesse du patient AOMI. Chaque partie de la session de marche consistait en une première période de marche de 6 minutes suivie par plusieurs périodes de marche randomisées (*i.e.*, 30 s, 1 min, 1,5 min, 2 min) séparées par des périodes de récupération. Les caractéristiques de cette session de marche en extérieur ont été choisies pour : i) avoir plusieurs périodes de marche comme les patients AOMI étant donné que les volontaires sains ne sont pas limités ; et ii) avoir une période de marche avec une vitesse de marche proche de celui des patients AOMI. Pendant cette session de marche en extérieur, les volontaires sains étaient équipés d'un accéléromètre wGT3X+, d'un récepteur GPS QS, d'un podomètre SW3 et

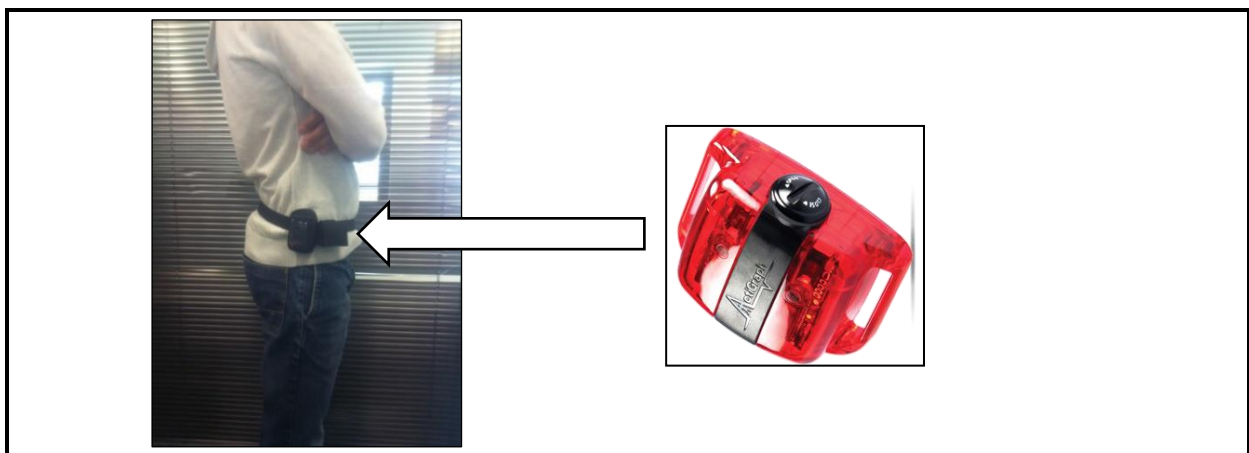
d'un ActivPAL (PAL Technologies, Ltd., Glasgow, Écosse). Les données de l'ActivPAL ne sont pas présentées dans ce travail de recherche.

1.4. Moniteurs d'activité portables

1.4.1. L'accéléromètre wGT3X+

L'accéléromètre wGT3X+ (dimensions : $46 \times 33 \times 15$ mm ; poids : ~ 19 g , Figure 15) a été utilisé pour évaluer l'AP et la DE associée des patients AOMI et des volontaires sains. Cet accéléromètre, léger et de petite taille, mesure le signal d'accélération dans les trois axes. La configuration des paramètres d'enregistrement a été faite à l'aide du logiciel Actilife® (version 6.5.3). La fréquence d'échantillonnage du signal accélérométrie était de 30Hz. L'appareil était placé dans une petite pochette en nylon de protection attachée à une ceinture disposée autour de la taille (Figure 15). Au vu des raisons que nous avons évoquées précédemment (voir section « 3.3.2. Accélération et counts d'activité »), l'accéléromètre était porté au niveau de la hanche droite (*i.e.*, crête iliaque) sauf pour un patient AOMI qui l'a porté à la hanche gauche pour être du même côté que le SW3 (*i.e.*, irritations de la peau au niveau du pied droit). Concernant l'accéléromètre wGT3X+, les données brutes étaient téléchargées sur un ordinateur personnel à partir du logiciel Actilife® (version 6.5.3). Puis les données étaient ensuite converties en counts.s^{-1} en fonction du VM avec l'application d'un filtre normal (NF ou d'un filtre à basse fréquence (LFE) qui augmente la sensibilité de l'appareil aux basses fréquences. Enfin, les données en counts.s^{-1} étaient exportées sur Excel®.

Figure 15. L'accéléromètre wGT3X+ porté dans une pochette au niveau de la hanche droite



1.4.2. La montre-bracelet à marqueurs d'évènements

Pour détecter la manifestation des douleurs ischémiques au niveau des membres inférieurs, la montre-bracelet à marqueurs d'évènements MML a été utilisée lors de la session de marche en extérieur et lors de la mesure de l'AP pendant sept jours dans la vie quotidienne. Cette montre a des caractéristiques semblables à une montre classique en termes de dimensions et de poids (3,6 x 3,6 x 1,2 cm et 30 g). Son cadran dispose de deux boutons et d'un écran où il est indiqué l'heure (Figure 16). L'appui sur l'un d'entre eux (« Event marker ») permet l'enregistrement d'un marqueur d'évènement. La montre était configurée pour enregistrer des données toutes les 5 secondes sur la période de sept jours, il s'agissait de la fréquence d'enregistrement la plus élevée possible qui pouvait être programmée compte tenu de la capacité de stockage de la montre. Les données de la montre étaient exportées en utilisant le logiciel Action-W (version 2) et converties dans un fichier Excel.



Figure 16. La montre-bracelet à marqueurs d'évènements Micro MotionLogger

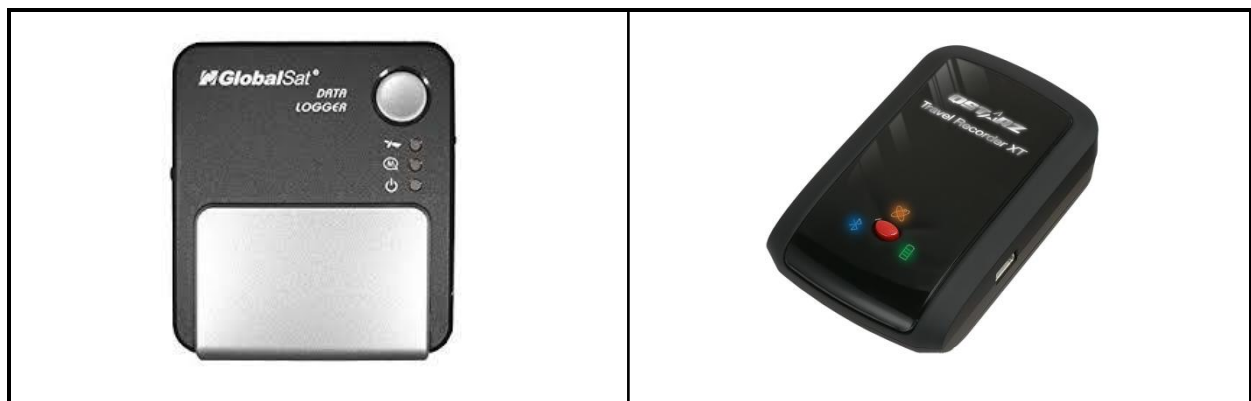
La montre est équipée de deux boutons. Le bouton « Event marker » permet d'enregistrer un évènement à un temps précis.

1.4.3. Le récepteur GPS

Pour les patients AOMI, le récepteur GPS DG100 était utilisé pendant la session de marche en extérieur supervisée (Noury-Desvaux et al., 2011). Le récepteur GPS (dimensions : 80 x 55 x 18 mm ; masse : ~ 200 g, Figure 17) était positionné dans une pochette plastifiée portée en bandoulière. Pour améliorer les conditions de réceptions satellitaires, le DG100 était relié à une externe antenne (AT-65 GPS Active Antenna ; globalsat®, Taipei, Inc. Taiwan) positionnée au niveau de l'épaule droite du patient. La fonction EGNOS (*European Geostationary Navigation Overlay Service*) du DG100 était activée. La fonction EGNOS utilise un GPS différentiel par mesure de code. Avant la session de marche en extérieur, le récepteur GPS était configuré à l'aide d'un ordinateur personnel et du logiciel accompagnant l'appareil (Data logger PC utility, version 1.1, 2006). La fréquence d'enregistrement était réglée à 1Hz.

Pour les volontaires sains, le récepteur GPS Qstarz BT-Q1000XT (QS) (7.2 x 4.7 x 2 cm, et ~65 g pour une unité) a été utilisé pour mesurer la vitesse de marche pendant la session de marche en extérieur (Figure 17). En utilisant le logiciel du fabricant (Q-Travel, version 1.53.000) installé sur un ordinateur personnel, la fréquence d'enregistrement du QS était réglée à 1 Hz pour la session de marche en extérieur. Plusieurs éléments nous ont conduits à remplacer le DG par le QS. Tout d'abord, dans le cadre du protocole ELECTRO-PAD, les volontaires sains portaient aussi le récepteur GPS durant toute la période de mesure de sept jours (données non présentées dans le cadre de cette thèse). Or, le port du DG dans la vie quotidienne serait fastidieux pour le participant (pochette en bandoulière avec antenne déportée à porter en permanence au-dessus des vêtements) avec un risque non négligeable de diminution d'adhérence au protocole. Par ailleurs, le DG n'est plus commercialisé par l'entreprise GlobaSat®, ce qui nous imposait d'envisager une solution de remplacement à moyen terme. Le choix du QS nous a semblé dès lors assez évident de part ces caractéristiques techniques et la possibilité d'envisager une mesure prolongée avec un récepteur positionné discrètement au niveau de la taille.

Figure 17. Deux modèles de récepteur GPS : le DG100 à gauche et le Qstarz BT-Q1000XT à droite



1.4.4. Le podomètre StepWatch3™

Le SW3 est un podomètre léger et de petite taille (7.5 × 5.0 × 2.0 cm et 38 g) qui s'appuie sur la mesure du signal d'accélération (Figure 18). Pour tous les participants, ce podomètre était porté à la cheville droite sauf pour un patient AOMI qui l'a porté à la cheville gauche à cause d'une irritation de la peau qui était présente avant le début des expérimentations. Le SW3 était calibré pour l'enregistrement des doubles-pas toutes les 10 s. L'initialisation du SW3 a été réalisée en utilisant les paramètres « démarrage rapide » intégrés au logiciel SW3. Les

paramètres « vitesse de marche » et « mouvement des jambes » ont été définis avec les caractéristiques des participants comme recommandés par le fabricant.



Figure 18. Le podomètre StepWatch3 porté à la cheville

1.5. Synchronisation temporelle

En vue de l'analyse des données, les moniteurs d'activités étaient initialisés sur la base du Temps Universel Coordonné (UTC) pour s'assurer de la bonne synchronisation des données enregistrées. Cependant, pour étudier l'éventuelle présence d'une désynchronisation temporelle entre l'accéléromètre wGT3X+ et la montre à marqueurs d'évènement, deux analyses de ces moniteurs portables d'activité ont été réalisées. En effet, même si ces appareils sont initialement réglés avec l'UTC, il était nécessaire de déterminer si une éventuelle dérive temporelle sur une période prolongée de mesure (> 7 jours) pourrait survenir.

Une analyse préliminaire a été conduite sur un petit nombre d'actimètres ($n = 10$) Pour se faire, quotidiennement durant sept jours à heure fixe, étaient mis en mouvement des accéléromètres ($n = 5$) et des montres ($n = 5$) disponibles. A la fin des sept jours, une dérive temporelle maximale de 15 secondes a été observée.

Une deuxième analyse a ensuite été conduite pour élargir le nombre d'actimètres testés et confirmer les résultats de l'étude préliminaire. La grande majorité des accéléromètres wGT3X+ ($n = 9/10$) et des montres-bracelets ($n = 5/5$) utilisés dans les études de cette thèse ont été testés dans cette deuxième analyse. Un accéléromètre n'a pas pu être testé car il n'était pas disponible au moment de l'analyse. Pendant une période de neuf jours, les accéléromètres wGT3X+ étaient placés sur un support mobile. A des heures fixes quotidiennes (heure UTC), le support était mis en mouvement pendant quinze secondes afin de détecter le mouvement de l'accéléromètre. A la fin de la période de neuf jours, une analyse de chaque accéléromètre était réalisée afin de

détecter la possible dérive temporelle entre l'heure UTC de la mise en mouvement du support et l'heure du moniteur d'activité. Pour les montres-bracelets à marqueurs d'évènement, une analyse observationnelle quotidienne était réalisée en comparant l'heure UTC et l'heure indiquée sur le cadran de la montre. Les résultats décrits ci-dessous (Tableau 13) sont comparables à l'analyse préliminaire. En effet, suite à la période d'analyse de neuf jours, le décalage temporelle maximal entre les deux moniteurs portables (*i.e.*, accéléromètre et montre) est de 18 secondes (wGT3X+ n° 5 et MML n°1 dans le Tableau 13).

Tableau 13. Analyse de la dérive temporelle quotidienne (en secondes) des moniteurs d'activités portables

| | Jour 1 (+ 5 h) | Jour 2 (+ 28 h) | Jour 5 (+ 101 h) | Jour 6 (+ 125 h) | Jour 7 (+ 149 h) | Jour 8 (+ 173 h) | Jour 9 (+ 197 h) |
|------------|-------------------|--------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| wGT3x n°1 | -1 | -1 | +1 | +1 | +2 | +2 | +3 |
| wGT3x n°2 | 0 | 0 | +4 | +5 | +6 | +7 | +8 |
| wGT3x n°4 | -1 | -1 | +1 | +2 | +2 | +3 | +3 |
| wGT3x n°5 | -1 | -2 | -2 | -2 | -3 | -3 | -3 |
| wGT3x n°6 | -1 | 0 | +3 | +4 | +4 | +5 | +6 |
| wGT3x n°7 | 0 | -2 | 0 | 0 | 0 | +1 | +1 |
| wGT3x n°8 | -1 | 0 | +3 | +4 | +5 | +6 | +7 |
| wGT3x n°9 | -2 | -2 | -1 | -1 | -1 | 0 | 0 |
| wGT3x n°10 | -1 | -1 | +3 | +4 | +5 | +6 | +7 |
| MML n°1 | +1 | +3 | +8 | +10 | +12 | +14 | +15 |
| MML n°2 | 0 | +1 | +2 | +2 | +3 | +3 | +3 |
| MML n°3 | +1 | +1 | +5 | +6 | +7 | +8 | +8 |
| MML n°4 | -1 | -1 | -1 | -1 | -1 | -2 | -3 |
| MML n°5 | 0 | +1 | +3 | +3 | +4 | +4 | +4 |

*Note. MML = MicroMotionLogger. Les jours 1 et 2 ne sont pas inclus dans l'analyse de la dérive temporelle car le support d'analyse n'était pas disponible le week-end. Les valeurs de dérive temporelle sont calculées de la manière suivante : [heure moniteur portable - heure universelle (UTC)]. En **gras**, les plus grandes dérives temporelles enregistrées et plus précisément, -3 secondes pour le wGT3X+ n°5 et +15 secondes pour la MML n°1.*

2. Méthodologie de traitement des données

Du fait que les méthodologies de traitement des données présentaient des spécificités selon les questionnements adressés dans le cadre de cette thèse – et donc selon les études réalisées – elles sont présentées étude par étude ci-après.

2.1. Méthodologie de traitement des données spécifiques à l'étude n°1 (objectif n°1)

Pour rappel l'étude n°1 correspondait à l'objectif n° 1 qui était de démontrer la faisabilité et la validité clinique d'une nouvelle méthode basée sur le couplage de moniteurs d'activités portables permettant de quantifier la MWD/MWT et la PFWD/PFWT en ambulatoire chez des patients AOMI.

2.1.1. Traitement des données et variables étudiées

Concernant les données wGT3X+, le temps de port était déterminé pour identifier les jours de port des moniteurs portables valides ou non valides. Un jour de port était considéré comme valide si le temps de port était supérieur ou égal à dix heures par jour (Tudor-Locke et al., 2012). Afin de déterminer le temps de port quotidien de l'accéléromètre, l'algorithme de CHOI (Choi et al., 2012) était appliqué à l'aide du logiciel R (version 3.1.3, R Development Core Team, 2014). D'après cet algorithme, l'accéléromètre est considéré comme non-porté lorsque les counts sont égaux à zéro pendant une durée supérieure ou égale à 90 minutes (avec une tolérance de counts > zéro sur une période maximale de deux minutes et avec 30 minutes de données égales à zéro en amont ou en aval de cette interruption).

Pour la montre, la fonction « LIFE » a été utilisée pour définir le temps de port de la montre. Cette fonction permet d'enregistrer les vibrations corporelles et ainsi identifier les périodes de port/non port de la montre.

Concernant les données du SW3, un jour de port était considéré comme valide si le nombre de pas enregistré était ≥ 1500 (Tudor-Locke et al., 2015).

2.1.1.1. Développement d'un algorithme de détection et labellisation des marches ischémiques en condition de vie quotidienne

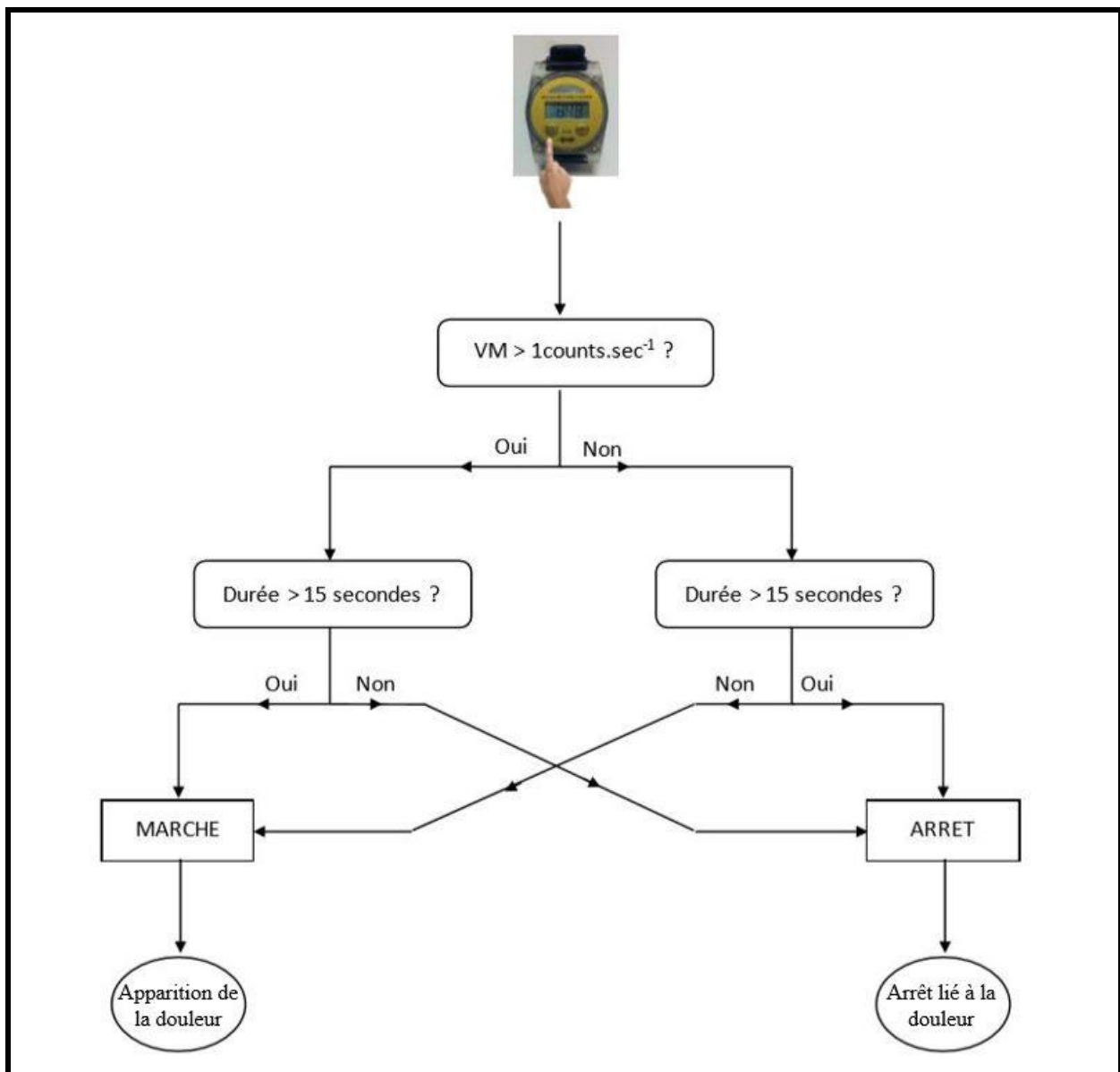
Tout d'abord, une fusion des deux fichiers de données du wGT3X+ et de la MML sous le format Excel® était réalisée via le logiciel Matlab (The Mathworks, Natick, USA) avec le même horodatage pour avoir un seul fichier commun nécessaire à l'analyse conjointe des données des deux moniteurs portables pendant les sept jours. Ainsi, ce fichier d'analyse finale comporte tous les counts.s⁻¹ (VM et filtre LFE uniquement) et les marqueurs d'évènements enregistrés toutes les cinq secondes avec l'horodatage commun.

Une méthode de labellisation des appuis de la montre a été développée par (Chaudru & Jéhannin, 2019) afin d'identifier la signification des marqueurs d'évènement enregistrés sur la montre lors des jours valides. Plus précisément, cette méthode avait pour but de distinguer : i) les appuis correspondant aux apparitions de la douleurs ischémiques à la marche et ii) les appuis associés aux arrêts à la marche dus aux douleurs ischémiques (Figure 19). Tout d'abord, la méthode identifie si le marqueur a eu lieu lors d'une période de marche ou une période d'arrêt en fonction de l'analyse des counts.s^{-1} (VM) enregistrés par l'accéléromètre. Une période est considérée comme de la marche quand le VM est $\geq 1 \text{ counts.s}^{-1}$ pendant une période consécutive ≥ 15 secondes. Une période d'arrêt est considérée quand le VM = 0 counts.s^{-1} pendant une période consécutive ≥ 15 secondes. Par ailleurs, les périodes avec un VM = 0 counts.s^{-1} sur une durée < 15 secondes sont converties en période de marche alors que les périodes avec un VM est $\geq 1 \text{ counts.s}^{-1}$ pendant une période < 15 secondes sont converties en période d'arrêt. La durée de 15 secondes pour distinguer les périodes de marche et les périodes d'arrêt a été retenue du fait que d'un point de vue physiopathologique il est peu probable que des durées < 15 secondes soient suffisantes pour soit entraîner une limitation à la marche (marche < 15 secondes), soit permettre une récupération suffisante pour reprendre la marche après un arrêt symptôme limité (arrêt < 15 secondes). Des études précédentes réalisées par notre équipe ont d'ailleurs permis de constater que la durée des périodes de marche - pour entraîner une limitation - ou d'arrêt - pour permettre une récupération - étaient beaucoup plus longues (Gernigon et al., 2014; Le Faucheur et al., 2010, 2008). Dans ces études, les très courtes périodes de marche ou d'arrêt ($< 15\text{s}$) qui pouvaient être observées survenaient au moment des arrêts suite à une marche longue (limitante) et lors desquels le patient ne restait pas immobile mais réalisait de courts déplacements. Ceci a d'ailleurs conduit les auteurs à systématiquement inclure une suppression de ces courtes périodes de marche/arrêt dans la méthodologie de traitement des données GPS (Gernigon et al., 2014; Le Faucheur et al., 2010, 2008). Enfin, la suppression/conversion de ces courtes périodes semblait cohérente avec la possible désynchronisation temporelle entre les moniteurs (montre MML et wGT3X+).

La labellisation des marqueurs d'évènements était ensuite réalisée de la façon suivante : i) le premier marqueur qui apparaissait au cours de la période de marche et ≥ 15 secondes après le début de celle-ci était labellisé comme correspondant à l'apparition de la douleur ischémique à la marche ; ii) le premier ou le deuxième marqueur qui apparaissait soit 15 secondes avant ou après le début d'une période d'arrêt était labellisé comme un arrêt dû à la douleur ischémique

à la marche. Les possibles appuis multiples réalisés par le patient pour s'assurer qu'un d'eux soit bien enregistré ont été supprimés. Tous les autres marqueurs d'évènements enregistrés ont été considéré comme « inconsistant » (e.g., appuis isolés la nuit). Finalement, à partir de tous les évènements d'apparition de la douleur ischémique et d'arrêt dû à la douleur enregistrée pendant la période de mesure de l'AP de sept jours, les PFWT et les MWT associés à chaque période de marche étaient calculés.

Figure 19. Méthode de labellisation des marqueurs d'évènements de la montre-bracelet



2.1.1.1. Quantification des douleurs à la marche lors de la session de marche en extérieur

La supervision réalisée par l'observation avait deux objectifs principaux : i) comparer le nombre d'évènements (*i.e.*, douleurs et/ou arrêts) enregistrés par la montre à marqueurs d'évènements et ceux observés par les deux expérimentateurs considérés comme la méthode de référence et ii) comparer le PFWT enregistré par la montre MML (PFWT^{MML}) et le MWT enregistré par la montre (MWT^{MML}) avec le PFWT observé par l'examineur (PFWT^{OBS}) et le MWT observé par l'examineur (MWT^{OBS}).

Puis, pour chaque marche en extérieur il était calculé la vitesse de marche, le nombre d'arrêts réalisés, la durée des arrêts, la durée totale de la session de marche et la distance totale parcourue en utilisant une méthodologie de traitements des données validée précédemment (Le Faucheur et al., 2007).

2.1.2. Traitements statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel R (R Core Team, 2014, version 3.1.3) avec un seuil de significativité fixé à $p \leq 0,05$ pour les tests d'hypothèse. La conformité à la loi normale a été évaluée soit par le test de Shapiro-Wilk soit par la méthode de Royston. En fonction de la distribution des données, celles-ci sont exprimées en moyennes \pm écarts-types ou médianes avec l'intervalle interquartile [25^{ème} - 75^{ème} percentiles]. Cependant, certaines variables non distribuées normalement (données biaisées en raison de valeurs aberrantes) sont représentées sous forme de moyennes géométriques avec un facteur \times/\div pour l'écart-type. Par ailleurs, les variables catégorielles sont exprimées en pourcentage. L'association entre les variables a été évaluée par des analyses de corrélations. En fonction de la distribution des données, le coefficient de Pearson (R) ou de Spearman (rho) a été calculé.

2.2. Méthodologie de traitement des données spécifiques à l'étude n°2 (objectif n°2)

Pour rappel l'étude n°2 correspondait à l'objectif n° 2 qui était de déterminer la concordance entre le SW3 et le wGT3X+ pour mesurer plusieurs indicateurs basés sur le nombre de pas chez des patients AOMI dans deux contextes de vie distincts : une session de marche en extérieur et une période de vie quotidienne de sept jours.

2.2.1. Traitement des données et variables étudiées

Le nombre de pas avec l'horodatage enregistré par le SW3, les counts d'AP (filtre LFE et NF) et le nombre de pas enregistrés par le wGT3X+ ainsi que la vitesse enregistrée par le récepteur GPS ont été exportées vers des feuilles de calcul (Excel®) pour une analyse avec le logiciel R.

Pour toutes les étapes de l'analyse, nous avons fusionné et synchronisé les trois fichiers de données liés aux moniteurs d'activités (SW3, wGT3X+ / LFE et wGT3X+ / NF) en fonction de l'horodatage de chaque fichier respectif.

2.2.1.1. Étude de la concordance des métriques basés sur le nombre de pas lors de la session de marche en extérieur

Nous avons calculé le nombre total de pas enregistrés à partir des trois méthodes différentes (SW3, wGT3X+ / LFE, wGT3X+ / N) sur toute la session de marche en extérieur. De plus, pour étudier l'effet de l'apparition de la douleur dans les membres inférieurs sur la concordance entre les 3 méthodes chez les patients AOMI, nous avons calculé pour chaque méthode : i) le nombre de pas pendant la première marche de la session sans douleur et ii) le nombre de pas pendant la première marche de la session avec douleur. La première marche de la session a été choisie pour minimiser l'effet potentiel supplémentaire de la fatigue dû à la répétition des périodes de marche pendant la session. Afin d'avoir une vue plus précise du contexte de marche pour comparer les trois méthodes, nous avons déterminé pour l'ensemble des participants la vitesse de marche au cours de la session globale de marche. Uniquement pour les patients AOMI, nous avons calculé la vitesse moyenne pendant la marche sans douleurs et pendant la marche avec douleur.

2.2.1.2. Mesures lors de la période de sept jours de vie quotidienne

Une inspection graphique des données relative à chaque jour a été mis en œuvre afin de : i) vérifier que les périodes de port correspondaient uniquement aux périodes de la journée (et non aux périodes de sommeil la nuit, ce qui pourrait être le cas si le patient a oublié de retirer les moniteurs d'activité avant de se coucher) et ii) vérifier que le participant a bien installé le SW3 en même temps que le wGT3X+ dès le début de la journée. Toutes les périodes initialement associées à du temps de port du wGT3X+ ont été reconsidérées comme du temps

de non-port quand elles correspondaient à des périodes de sommeil pendant la nuit ou lorsque que les deux moniteurs n'étaient pas portés simultanément au début de la journée. Le but de cette procédure était d'obtenir des comparaisons plus précises entre le nombre de pas calculé par le wGT3X+ et le SW3. Les détails de la procédure d'inspection graphique sont illustrés dans l'Annexe 4. Enfin les périodes de 1 minute avec un nombre de pas aberrant ont été supprimées (deux périodes de 1 minute avec respectivement 542 et 290 pas enregistré par le SW3 ont été supprimées).

Ensuite, en prenant en compte les jours valides et les périodes de temps de port, nous avons calculé pour chaque moniteur (*i.e.*, SW3 et wGT3W+) et chaque méthode de traitement des counts d'activité (*i.e.*, wGT3X+ / LFE et wGT3X+ / N), les moyennes quotidiennes des indicateurs suivants : le nombre de pas par jour, l'accumulation maximale du nombre de pas sur une fenêtre glissante de 60, 30 et 5 minutes continues, l'accumulation pic du nombre de pas au cours des 60, 30 et 1 minutes de la journée associés aux nombres de pas les plus élevés, qui pouvaient être continues ou discontinues. Ces indicateurs ont été choisis car ils ont été régulièrement utilisés dans les études dans l'AOMI (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016) et peuvent par ailleurs présenter un intérêt pour les études épidémiologiques portant sur la caractérisation du pattern d'AP via l'utilisation des podomètres (Tudor-Locke et al., 2017).

2.2.2. Traitements statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel R (R Core Team, 2014, version 3.1.3) avec un seuil de significativité fixé à $p \leq 0,05$ pour les tests d'hypothèse. La conformité à la loi normale a été évaluée par la méthode de Royston. En fonction de la distribution des données, celles-ci sont exprimées en moyennes \pm écarts-types ou médianes avec l'intervalle interquartile [25^{ème} - 75^{ème} percentiles]. Cependant, certaines variables non distribuées normalement (données biaisées en raison de valeurs aberrantes) sont représentées sous forme de moyennes géométriques avec un facteur \times/\div pour l'écart-type. Par ailleurs, les variables catégorielles sont exprimées en pourcentage. L'association entre les variables a été évaluée par des analyses de corrélations. En fonction de la distribution des données, le coefficient de Pearson (R) ou de Spearman (rho) a été calculé.

2.2.2.1. Corrélation et concordance entre les moniteurs d'activité

Les analyses statistiques ont été réalisées séparément pour les patients AOMI et les volontaires sains. Dans toutes les analyses, le SW3 était considéré comme la méthode de référence car c'est l'outil le plus précis pour mesurer le nombre de pas et ce dans des populations aux caractéristiques variées (Bassett et al., 2017).

Premièrement, nous avons utilisé des corrélations pour estimer dans quelle mesure le SW3 et le wGT3X+ discriminaient les participants de la même manière pour chaque indicateur basé sur le nombre de pas. Quand les données étaient normalement distribuées (utilisation de la méthode de Royston, Korkmaz et al., 2014), la corrélation a été étudiée en utilisant le coefficient de Pearson (R) et son IC à 95%. Dans le cas contraire, le coefficient de Spearman a été utilisé (rho) avec son IC de probabilité empirique à 95%. Les coefficients de corrélations avec des IC à 95% qui n'incluaient pas de zéro ont été considérés comme statistiquement significatifs.

Deuxièmement, pour estimer l'ampleur des différences entre le SW3 et le wGT3X+ à l'échelle individuelle, l'erreur médiane en pourcentage (MPE) et l'erreur moyenne absolue en pourcentage (MAPE) ont été respectivement calculées selon les équations. Puis, à l'échelle du groupe, les moyennes des MPE et des MAPE ont été calculées.

$$MPE = (wGT3X - SW3) / SW3 * 100 \quad \text{Équation 8}$$

$$MAPE = |wGT3X - SW3| / SW3 * 100 \quad \text{Équation 9}$$

Troisièmement, nous avons effectué des tests d'équivalence à 95% (Dixon et al., 2018) pour déterminer si les indicateurs basés sur les pas du wGT3X+ pouvait être considéré comme équivalent à ceux obtenus avec le SW3. Dans cette analyse, les indicateurs obtenus par le wGT3X+ étaient considérés comme significativement équivalents à ceux obtenus par le SW3 (en supposant un α de 5%) lorsque que l'IC à 90 % pour la moyenne du wGT3X+ était comprise dans une zone d'équivalence définie à partir de la moyenne des données de chaque indicateur obtenu avec le SW3. Pour les deux contextes d'étude (session de marche en extérieur et vie quotidienne), trois zones d'équivalence ont été étudiées : $\pm 10\%$, $\pm 15\%$ et $\pm 20\%$. Alors que la zone d'équivalence $\pm 10\%$ a été utilisée de façon classique, les deux autres zones d'équivalence ont été suggérées pertinentes pour la mesure de l'AP (Toth et al., 2018).

2.2.2.2. Effet de l'apparition de la douleur au niveau des membres inférieurs sur la concordance des moniteurs lors de la session de marche en extérieur

Nous avons investigué si la douleur à la marche pouvait avoir un effet sur la concordance entre le SW3 et le wGT3X+ dans l'AOMI en utilisant les données relatives à la première période de marche de la session en extérieur. Pour les méthodes wGT3X+ / LFE et wGT3X+ / N, nous avons calculé les erreurs absolues en pourcentage (APE) individuelles pour la marche sans et avec douleurs. Ensuite pour une méthode wGT3X+ donnée et pour chaque participant, nous avons calculé la différence entre ces APE (APE [douleur] – APE [sans douleur]). Pour avoir plus d'informations sur le contexte des résultats, nous avons également testé si la vitesse de marche des patients AOMI avait diminué de plus de 0,2 km / h (soit deux fois l'erreur typique liée à l'estimation de la vitesse de marche à l'aide du DG100 ; Noury-Desvaux et al., 2011) après l'apparition de la douleur à l'aide d'un test t apparié unilatéral (en supposant un risque α de 5%). Une diminution de la vitesse de marche après l'apparition de la douleur était attendue, car il s'agit d'un phénomène classiquement observé dans les études qui ont caractérisé les modifications de la démarche avec la douleur chez le patient AOMI (Gardner et al., 2010c).

2.2.2.3. Modèles de correction

Nous avons développé des modèles de correction pour l'estimation de plusieurs indicateurs basés sur le nombre de pas obtenus avec le wGT3X+ par rapport au SW3, dont il n'existait pas d'équivalence significative pour les deux méthodes wGT3X+ même en utilisant la zone d'équivalence la plus large testée ($\pm 20\%$ du score moyen SW3). Des modèles de régression linéaire ont été construits pour faire des prédictions de l'indicateur SW3 considéré à partir de la méthode wGT3X+ / LFE ou wGT3X+ / N, chez les patients AOMI et chez les volontaires sains séparément. Chaque modèle avec le R^2 correspondant et l'erreur quadratique moyenne (RMSE) ont été calculés.

2.3. *Méthodologie de traitement des données spécifiques à l'étude n°3 (objectif n°3)*

Pour rappel l'étude n°3 correspondait à l'objectif n° 3 qui était de tester et comparer des seuils existants de counts d'AP basés sur des intensités absolues avec l'extrapolation de seuils basées sur des intensités relatives pour estimer le pattern d'AP dans l'AOMI.

2.3.1. Traitement des données et variables étudiées

2.3.1.1. Estimation et comparaison de seuils d'intensité associés à l'AP modérée et vigoureuse, et étude du pattern d'AP

Tout d'abord, une première étape de l'analyse consistait à explorer la relation entre les counts d'AP et l'intensité relative réelle de marches symptômes-limitées dans notre population de patients AOMI. Pour étudier cette relation, nous avons étudié les counts d'AP du VM avec le filtre LFE, et les données de $\dot{V}O_2$ mesurées lors de l'ensemble des périodes de marche de la session de marche en extérieur.

Dans un premier temps, chaque période de marche étant symptôme-limitée, nous avons considéré que le $\dot{V}O_2$ atteint à la fin de chaque marche correspondait au $\dot{V}O_2$ pic des patients. Le $\dot{V}O_2$ pic était calculé en faisant la moyenne des valeurs de $\dot{V}O_2$ sur les 15 dernières secondes de chaque période de marche. Parallèlement, la moyenne des counts d'activité étaient calculés pour chaque période de marche. Nous avons donc pu ainsi obtenir les valeurs moyennes de counts.s⁻¹ pour une marche en ambulatoire sollicitant 100% du $\dot{V}O_2$ de réserve ($\dot{V}O_{2R}$) des patients ($\dot{V}O_{2R}$ = débit de dioxygène prélevé pour un effort donnée - débit de dioxygène prélevé au repos).

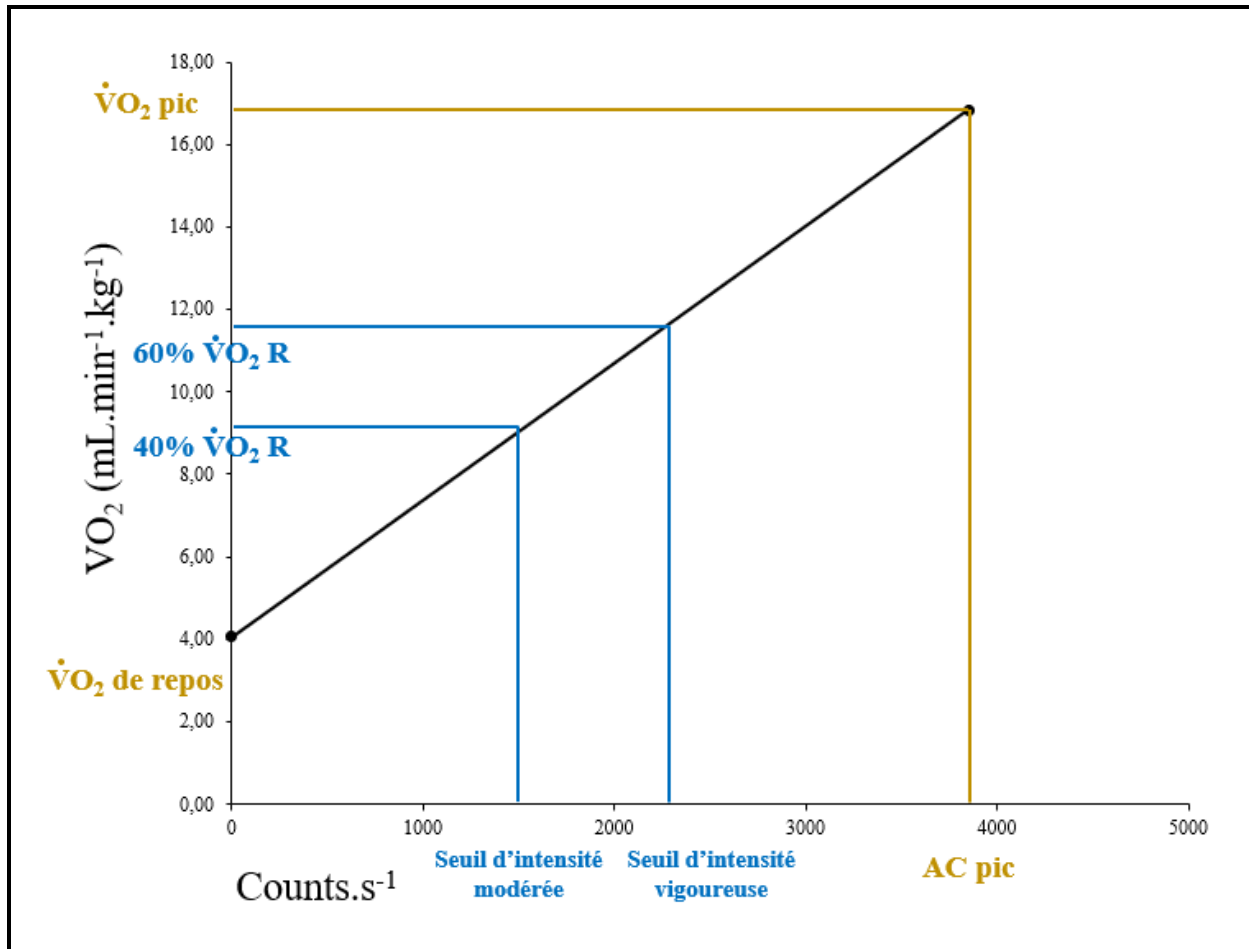
Dans un deuxième temps, nous avons cherché à extrapoler la pente individuelle de la relation % $\dot{V}O_2$ vs. counts d'activité à partir de deux points de mesure :

i) la valeur de $\dot{V}O_2$ au repos associée à 0 counts.s⁻¹ (pas de déplacement). Pour ce faire nous avons retenu le $\dot{V}O_2$ de repos moyenné pendant une période de repos de 2 minutes avant le début de la session de marche en extérieur.

ii) La valeur de counts.s⁻¹ associé au $\dot{V}O_2$ pic telle qu'explicité ci-avant.

Sur la base de cette pente individuelle et de l'équation de prédiction qui en résultait, nous avons extrapolé pour chaque patient deux seuils de count.s⁻¹ qui correspondraient théoriquement aux seuils à intensité modérée et vigoureuse, tels que défini par le % de $\dot{V}O_{2R}$, à savoir 40% et 60% (Garber et al., 2011). La Figure 20 illustre la méthode d'extrapolation pour un patient.

Figure 20. Relation entre les counts d'AP et la $\dot{V}O_2$ pendant la session de marche en extérieur pour l'extrapolation de deux seuils individuels d'intensité modérée et vigoureuse en counts.s⁻¹



Note. $\dot{V}O_2$ = débit de dioxygène prélevé. AC = Activity count.

Ensuite, une deuxième étape de l'analyse des données consistait à utiliser douze algorithmes publiés et notre méthode basée sur l'extrapolation des seuils individuels d'intensité relative pour estimer le temps passé (min/jour) aux différentes intensités d'AP (*i.e.*, légère, modérée et vigoureuse) lors de la période de mesure de sept jours de vie quotidienne (Annexe 5). Comme indiqué dans l'Annexe 5, le choix des algorithmes permettait d'étudier différentes approches de calibration basées sur des paramètres variés. (*e.g.*, outil, vecteur, filtre et fréquence), différentes AP de calibration (*i.e.*, la marche, la course et/ou des activités du quotidien) et avec différentes populations (*i.e.*, jeunes, adultes et âgées). Six algorithmes ont utilisé des régressions linéaires simples pour calculer les seuils de counts d'activité (Freedson et al., 1998; Hendelman et al., 2000; Santos-Lozano et al., 2013; Sasaki et al., 2011; Swartz et al., 2000) et un algorithme a calculé une moyenne pondérée des seuils de counts d'activité basée sur l'analyse des régressions linéaires publiées dans différentes études (Troiano et al., 2008).

Toutes ces régressions linéaires simples sont basées sur des intensités absolues correspondant à des niveaux de METs classiquement utilisés dans la littérature pour définir l'AP à intensité légère (≤ 2.99 METs), modérée (3.0-5.99 METs) et vigoureuse (6.0-8.99 METs). Matthews (2005) a utilisé une valeur intermédiaire de counts d'activité associée à certaines activités à intensité modérée comme seuil pour l'activité physique modérée à vigoureuse (MVPA pour *moderate to vigorous physical activity*). Une autre étude a considéré la moyenne des counts d'activité sur une marche de 3,2 km/h comme le seuil MVPA (Copeland & Eslinger, 2009). Davis & Fox (2007) ont proposé des seuils arbitraires basés sur d'autres études. Contrairement aux autres études, Zisko et al. (2015) ont investigué un modèle mixte de régression linéaire pour estimer des seuils de counts d'activité basés sur des intensités relatives (en % du $\dot{V}O_2$ max).

Enfin, une dernière étude a mis au point une machine apprenante qui fonctionne selon trois étapes : i) identifier le début et la fin des périodes d'activité et d'inactivité, ii) déterminer si les intervalles entre toutes les périodes sont de l'activité ou de l'inactivité et iii) assigner des valeurs de METs aux périodes d'inactivité et estimer des valeurs de METs pour les périodes d'activité en, utilisant le lab-nnet (Lyden et al., 2014). Le programme R « soj-3x » établi par les auteurs (Lyden et al., 2014) a été utilisé pour estimer les METs dans un premier temps puis le temps passé (minutes / jour) aux différentes intensités d'AP correspondant aux niveaux de METs classiquement utilisés dans la littérature pour définir l'AP d'intensité légère (≤ 2.99 METs), modérée (3.0-5.99 METs) et vigoureuse (6.0-8.99 METs).

2.3.1.2. Caractérisation de la capacité de marche à partir d'indicateurs dérivés des counts d'activité

Outre l'étude du pattern d'AP, un deuxième objectif lié à l'étude trois était d'investiguer le possible développement d'indicateurs de la capacité de marche à partir des counts d'activité mesurés pendant la période de sept jours de vie quotidienne. Pour ce faire, deux approches dans le traitement des données ont été réalisées. Ces deux approches reposaient sur la logique selon laquelle les indicateurs devaient à la fois intégrer la notion d'intensité et de durée de l'activité (*i.e.*, la marche).

Premièrement, pendant la période de sept jours de vie quotidienne, nous avons calculé le nombre et la durée de périodes passées en MVPA et ce à partir de l'estimation via trois algorithmes pré-existants (*i.e.*, Matthews, 2005; Sasaki et al., 2011; Zisko et al., 2015) et également avec notre méthode basée sur l'extrapolation des seuils individuels d'intensité relative. Plusieurs durées des périodes ont été étudiées : 1, 2 et 5 minutes.

Deuxièmement, les counts d'activité totaux (TACs) correspondant à la somme des counts d'activité du VM ont été calculés à partir des données obtenues pendant la période de sept jours de vie quotidienne. En lien avec l'algorithme de détection et de labellisation des marches ischémiques développée dans l'étude n°1, les TACs étaient calculés pour chaque période de marche ≥ 15 secondes. Seules les périodes $> 100 \text{ counts}\cdot\text{min}^{-1}$ étaient retenues pour l'analyse, le seuil de $100 \text{ counts}\cdot\text{min}^{-1}$ étant classiquement proposé pour discriminer les activités sédentaires des activités physiques de faible intensité (Freedson et al., 1998). Les périodes de marche retenues étaient ensuite labellisées comme « ischémique » ou « non-ischémique » sur la base de l'algorithme de détection et de labellisation des marches ischémiques développé dans l'étude n°1. La procédure a été automatisée via un programme développé sur MatLab®. Les TACs ont par ailleurs été calculés sur l'ensemble des périodes de marche de la session de marche en extérieur (toutes les périodes de marche étaient ici « ischémiques », c'est-à-dire limitées par les symptômes induits par l'ischémie).

2.3.2. Traitements statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel R (R Core Team, 2014, version 3.1.3) avec un seuil de significativité fixé à $p \leq 0,05$ pour les tests d'hypothèse. La conformité à la loi normale a été évaluée soit par le test de Shapiro-Wilk. En fonction de la distribution des données, celles-ci sont exprimées en moyennes \pm écarts-types ou médianes avec l'intervalle interquartile [25^{ème} - 75^{ème} percentiles]. L'association entre les variables a été évaluée par des analyses de corrélations. En fonction de la distribution des données, le coefficient de Pearson (R) ou de Spearman (rho) a été calculé.

Une analyse descriptive a d'abord été réalisée via le calcul du MPE afin de décrire les éventuelles différences dans l'estimation du temps passé à chaque intensité d'AP calculé par chaque algorithme.

Des tests de Wilcoxon ont par ailleurs été réalisés pour comparer l'estimation du temps passé (minutes / jour) dans chaque catégorie d'intensité d'AP (i.e., légère, modérée, vigoureuse et MVPA) entre chaque algorithme pré-existant et notre estimation basée sur l'extrapolation des seuils individuels.

Nous avons étudié l'association entre d'une part le temps passé (minutes / jour) dans chaque intensité d'AP estimé par les algorithmes et notre méthode basée sur l'extrapolation des seuils d'intensité relative et d'autre part les PFWT/MWT obtenus pendant les tests de marche motorisé et pendant la session de marche en extérieur. Nous avons également étudié l'association entre d'une part le nombre de périodes passé en MVPA estimés avec trois algorithmes (i.e., (Matthews, 2005; Sasaki et al., 2011; Zisko et al., 2015) et avec notre méthode basée sur des seuils d'intensité relative pendant différentes durées ($\geq 1, 2, \text{ et } 5$ minutes) et d'autre part les PFWT/MWT obtenus pendant les tests de marche motorisé et pendant la session de marche en extérieur.

Enfin, nous avons conduit une analyse exploratoire pour déterminer si les TACs pouvaient constituer un indicateur pertinent pour discriminer les périodes d'activité ischémiques des périodes non-ischémiques. Le caractère ischémique ou non-ischémique des périodes analysées était déterminé sur la base des résultats obtenus avec la méthode développée dans l'étude n°1. Nous avons procédé à une analyse à partir de courbes ROC (receiver operating characteristic) réalisées au niveau individuel (patient par patient). Les courbes ROC ont permis de déterminer un seuil optimal de TACs pour aboutir à cette discrimination. L'aire sous la courbe ROC qui était obtenue permettait d'évaluer la performance de discrimination des TACs. Pour chaque patient, trois courbes ROC ont été réalisées selon différentes modalités quant à l'utilisation et à l'association des données issues des deux contextes de mesure (vie quotidienne et session de marche en extérieur) :

- Modalité #1 : courbe ROC sur la base des TACs des périodes non-ischémiques et ischémiques de la vie quotidienne ;
- Modalité #2 : courbe ROC sur la base des TACs des périodes non-ischémiques et ischémiques de la vie quotidienne, et aussi des périodes ischémiques de la session de marche en extérieur ;

- Modalité #3 : courbe ROC sur la base des TACs des périodes non-ischémiques de la vie quotidienne et des TACs des périodes ischémiques de la session de marche en extérieur.

L'étude de ces trois modalités avait pour objectif de déterminer si le seuil optimal de TACs et la performance de discrimination associée (aire sous la courbe) pouvaient être influencés par l'utilisation conjointe ou non des données issues des deux contextes de mesure. Ce point était important en vue de futures études qui implémenteraient cette méthode. La sensibilité et la spécificité des seuils de TACs obtenus (via les modalités #2 et #3) en vue de discriminer les périodes ischémiques des périodes non-ischémiques dans la vie quotidienne ont ensuite été calculées. Ainsi, la sensibilité renseignait sur la capacité du seuil testé à correctement détecter une période de marche ischémique, et la spécificité la capacité du seuil testé à correctement détecter les périodes de marche non-ischémiques. Cette analyse par courbes ROC a été implémentée sous MatLab

L'association entre les différents seuils de TACs individuels obtenus via les courbes ROC et les indicateurs de la capacité de marche évalués lors des tests de marche (*i.e.*, sur tapis motorisé et lors de la session de marche en extérieur) a été étudiée par des tests de corrélation.

PARTIE III – RÉSULTATS & DISCUSSION

1. Caractéristiques des patients

Vingt-trois patients AOMI (3 femmes / 20 hommes ; âge : 60 ± 10 ans ; taille : $1,69 \pm 0,08$ m ; poids : $79,0 \pm 16,2$ kg ; IMC : $27,36 \pm 4,71$ kg.m⁻² ; IPS : 0,61 (0,53 – 0,74)) ont participé aux études cliniques. Le Tableau 14 ci-dessous recense leurs caractéristiques. Deux participants avec une AOMI ont été exclus pour des raisons médicales (*i.e.*, sévère épisode d'hypotension orthostatique et intervention chirurgicale vasculaire), ainsi deux tests de marche sur tapis avec le protocole de Strandness sont manquants.

Tableau 14. Caractéristiques des patients AOMI de l'étude CLASH

| <i>Général</i> | |
|-------------------------------------------------------|--------------------|
| Âge, ans | 59 [57 ; 66] |
| Homme, n (%) | 20 (87) |
| Taille, cm | 168 [166 ; 175] |
| Poids, kg | 79,4 [66,1 ; 90,6] |
| Indice de masse corporelle, kg/m ² | 28,3 [23,7 ; 29,6] |
| Index de Pression Systolique de repos | 0,61 [0,53 ; 0,74] |
| <i>Symptômes déclarés / objectifs sur tapis, n(%)</i> | |
| Claudication Intermittente de type Rose | 17 (74) / 17 (74) |
| Douleur à la marche et au repos | 5 (22) / 5 (22) |
| Claudication atypique qui n'impose pas l'arrêt | 1 (4) / 0(0) |
| <i>Comorbidités</i> | |
| Fumeur actif | 11 (48) |
| Ancien fumeur | 23 (100) |
| Revascularisation des membres inférieurs | 8 (35) |
| Infarctus du myocarde | 5 (22) |
| Bronchite chronique | 5 (22) |
| Diabète | 6 (26) |
| Cancer | 1 (4) |
| <i>Médicaments</i> | |
| Antiplaquettaires | 3 (13) |
| Statines | 21 (91) |
| Antidiabétiques | 3 (13) |

| | |
|-----------------------------------------------------------|-----------------|
| Vasodilatateurs | 4 (17) |
| B-bloquants | 5 (22) |
| Antihypertenseurs | 6 (26) |
| <i>Capacité de marche</i> | |
| Protocole de Gardner-Skinner | |
| Temps de marche sans douleur, s | 131 [89 ; 224] |
| Temps de marche maximal, s | 289 [203 ; 420] |
| Protocole de Strandness | |
| Temps de marche sans douleurs, s | 79 [56 ; 105] |
| Temps de marche maximal, s | 178 [116 ; 213] |
| <i>Walking Impairment Questionnaire (WIQ)^a</i> | |
| Distance | 17 [10 ; 36] |
| Vitesse | 23 [22 ; 40] |
| Escaliers | 35 [20 ; 75] |
| Score total | 34 [17 ; 49] |

Notes. Les données sont exprimées en tant que médianes [25^{ème} – 75^{ème} percentiles] pour les variables continues. Le pourcentage de patients concernés est rapporté pour les variables catégorielles. ^aLes scores du WIQ sont compris entre 0 et 100 %, avec 100 % indiquant aucune déficience à la marche.

2. Session de marche en extérieur

La durée moyenne de la session de marche enregistrée par un chronomètre était de 52,5 [48,6 – 55,4] minutes. Les conditions atmosphériques de la session de marche en extérieur sont présentées dans le Tableau 15 ci-dessous. Chez les patients AOMI, la vitesse de marche de la session de marche en extérieur (4,2 ± 0,4 km/h) km/h) était légèrement moins élevée que chez les volontaires sains (4,9 (4,7 - 5,1)) km/h.

Tableau 15. Conditions atmosphériques de la session de marche en extérieur

| | |
|---------------------------------------|-----------|
| <i>Conditions atmosphériques</i> | |
| Température (°C) | 15 ± 5 |
| Humidité relative (%) | 68 ± 15 |
| Pression atmosphérique (hPa) | 1020 ± 10 |
| Vitesse du vent (km.h ⁻¹) | 15 ± 8 |

Chapitre 1. Étude de la faisabilité et de la validité clinique d'une nouvelle méthode basée sur le couplage de moniteurs d'activités pour quantifier la capacité de marche des patients AOMI en ambulatoire (étude n°1)

1. Résultats

1.1. Faisabilité et validité technique de la méthode de couplage de moniteurs d'activité portables lors de la session de marche en extérieur

Le nombre d'évènements ischémiques (*i.e.*, douleurs et/ou arrêts) enregistrés à l'aide de la montre à marqueurs d'évènements par les patients AOMI a été comparé avec le nombre d'évènements ischémiques observé par les deux expérimentateurs (méthode de référence). Les résultats sont présentés dans le Tableau 16.

Tableau 16. Nombre d'évènements ischémiques enregistrés par les patients sur la montre à marqueur d'évènements, nombre d'évènements ischémiques observés par les expérimentateurs, et indices de capacité de marche

| | Observation des expérimentateurs (méthode de référence) | Appuis enregistrés sur la montre par les patients AOMI |
|-----------------------------------------|------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------|
| Apparition de la douleur ischémique (n) | 126 | 115 |
| Arrêts liés à la douleur ischémique (n) | 170 | 153 |
| PFWT moyen (s) | 141 [62 ; 217] | 163 [66 ; 220] |
| PFWT max (s) | 187 [89 ; 264] | 176 [95 ; 270] |
| MWT moyen (s) | 280 [157 ; 347] | 263 [164 ; 353] |
| MWT max (s) | 327 [212 ; 465] | 326 [214 ; 458] |

Notes. PFWT = « Pain-Free Walking Time » pour temps de marche sans douleurs ; MWT = « Maximal Walking Time » pour temps maximal de marche; Les données sont exprimées en tant que médianes [25^{ème} – 75^{ème} percentiles] pour les variables continues. PFWT max et MWT max correspondent respectivement au temps de marche sans douleur et au temps maximal de marche les plus élevés au cours de la session de marche en extérieur.

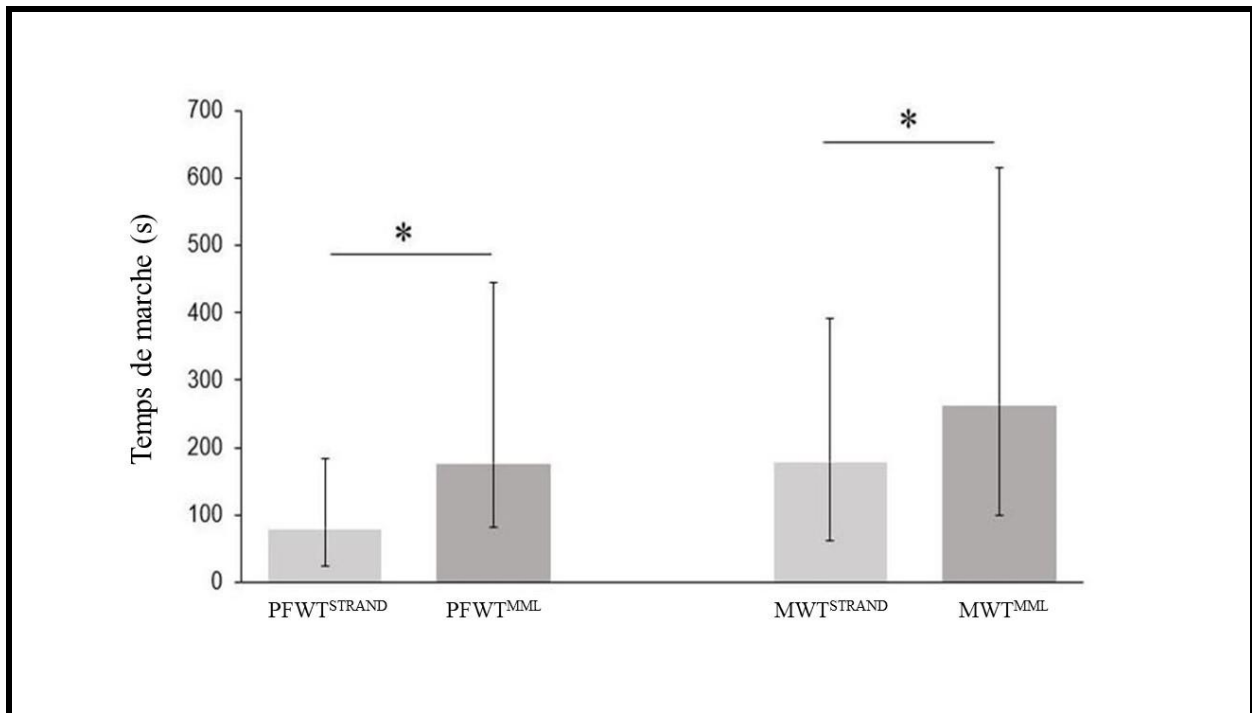
Parmi ces 21 patients, 170 périodes de marche ont été réalisées. Sur les 170 évènements « arrêts » observés par les examinateurs, 153 (90 %) ont été enregistrés via un appui sur la montre par les patients AOMI. Toutefois, les appuis manquants ne concernaient que trois patients et 70% des appuis manquants concernaient uniquement un patient. Ces appuis manquants étaient soit l'objet d'un oubli, soit l'objet d'un appui non enregistré car mal effectué par le patient.

La comparaison entre le temps d'apparition de la douleur observé par les examinateurs et celui enregistré par la montre (PFWT^{OBS} vs PFWT^{MML}), de même que la comparaison entre le temps maximal de marche observé par les examinateurs et celui enregistré par la montre (MWT^{OBS} vs MWT^{MML}) sont présentées dans le Tableau 16. Concernant le PFWT, une différence de 9 ± 12 secondes a été évaluée alors que pour le MWT une différence de 1 ± 9 secondes a été déterminée. Sur un plan individuel, nous retrouvons des corrélations très significatives entre PFWT^{OBS} vs PFWT^{MML} d'une part ($r = 0,97$, $n = 19$, $p < 0,001$) et MWT^{OBS} vs MWT^{MML} d'autre part ($r = 0,99$, $n = 21$, $p < 0,001$).

1.2. Validité clinique de la méthode de couplage de moniteurs d'activité portables en ambulatoire

La Figure 21 rapporte d'une part la comparaison du PFWT enregistré par les patients AOMI avec la montre pendant la session de marche en extérieur avec le PFWT enregistré sur le test tapis avec le protocole Strandness (PFWT^{OBS} vs PFWT^{STRAND}) et d'autre part la comparaison du MWT enregistré par les patients AOMI avec la montre pendant la session de marche en extérieur avec le MWT enregistré sur le test tapis avec le protocole de Strandness (MWT^{OBS} vs MWT^{STRAND}). Le PFWT et le MWT enregistrés par les patients AOMI avec la montre pendant la session de marche en extérieur étaient significativement plus longs que ceux enregistrés lors du test de marche sur tapis avec le protocole de Strandness ($p < 0,001$). Cependant, des corrélations significatives étaient observées entre d'une part le PFWT^{STRAND} et le PFWT^{MML} ($r = 0,96$, $n = 17$, $p < 0,001$) et d'autre part entre le MWT^{STRAND} et le MWT^{MML} ($r = 0,82$, $n = 19$, $p < 0,001$) (Figure 22).

Figure 21. Comparaison de la capacité de marche évaluée pendant le test de Strandness vs en ambulatoire pendant la session de marche en extérieur

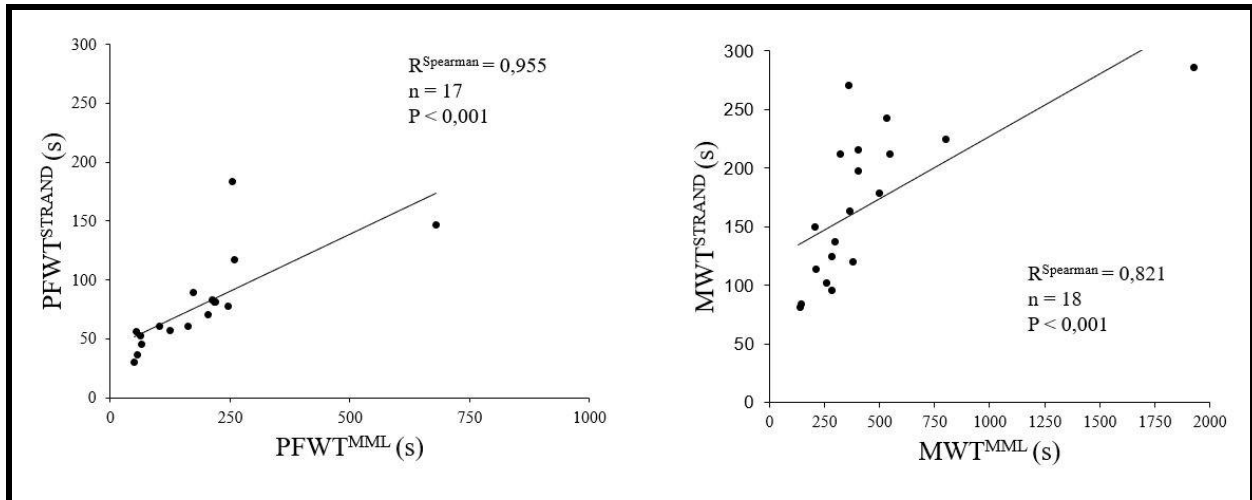


Note. PFWT^{STRAND} = « Pain-Free Walking Time », pour temps de marche sans douleurs pendant le test de marche sur tapis avec le protocole de Strandness. MWT^{STRAND} = « Maximal Walking Time », pour temps maximal de marche pendant le test de marche sur tapis avec le protocole de Strandness. PFWT^{MML} = « Pain-Free Walking Time » pour temps de marche sans douleurs détecté par la montre (MML) pendant la session de marche en extérieur. MWT^{MML} = « Maximal Walking Time », pour temps maximal de marche détecté par la montre (MML) pendant la session de marche en extérieur.

Concernant la comparaison entre la session de marche en extérieur et le test sur tapis motorisé avec le protocole de Gardner-Skinner, une différence significative a été trouvée pour le PFWT ($P = 0,014$) mais pas pour le MWT ($p = 0,297$).

Bien que plus faibles par rapport au test de Strandness, des corrélations significatives étaient également retrouvées d'une part entre le PFWT^{GARDNER} et le PFWT^{MML} ($r = 0,72$, $n = 18$, $p = 0,001$) et d'autre part entre le MWT^{GARDNER} et le MWT^{MML} ($r = 0,45$, $n = 21$, $p = 0,043$).

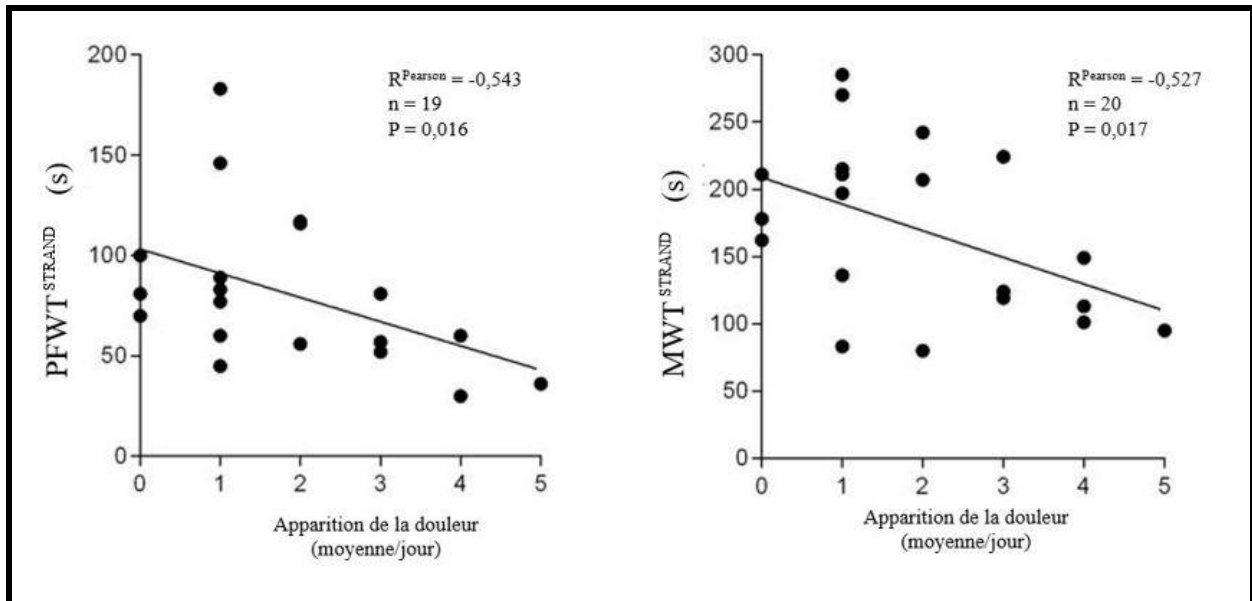
Figure 22. Corrélations entre la capacité de marche évaluée au test de Strandness avec la capacité de marche évaluée en ambulatoire



Note. $PFWT^{STRAND}$ = « Pain-Free Walking Time », pour temps de marche sans douleurs pendant le test de marche sur tapis avec le protocole de Strandness. MWT^{STRAND} = « Maximal Walking Time » pour temps maximal de marche pendant le test de marche sur tapis avec le protocole de Strandness. $PFWT^{MML}$ = « Pain-Free Walking Time », pour temps de marche sans douleurs détecté par la montre (MML) pendant la session de marche en extérieur. MWT^{MML} = « Maximal Walking Time » pour temps maximal de marche détecté par la montre (MML) pendant la session de marche en extérieur. Les valeurs de P correspondent aux tests de corrélations réalisées entre $PFWT^{STRAND}/PFWT^{MML}$ d'une part et MWT^{STRAND}/MWT^{MML} d'autre part. Le seuil de significativité était fixé à $P < 0,05$.

Enfin une corrélation significative inverse était observée entre la capacité de marche évaluée lors du test de Strandness et le nombre d'évènements ischémiques enregistrés sur la montre lors de la mesure de l'AP pendant sept jours (Figure 23). Plus précisément, une corrélation significative inverse était observée entre le $PFWT^{STRAND}$ et le nombre d'apparitions de la douleur ischémique par jour ($r = -0,543$, $n = 19$, $P = 0,01$). De plus, une corrélation significative inverse était observée entre le MWT^{STRAND} et le nombre d'apparitions de la douleur ischémique par jour ($r = -0,527$, $n = 20$, $P = 0,017$).

Figure 23. Corrélations inverses entre la capacité de marche évaluée pendant le test de Strandness avec l'apparition de la douleur ischémique rapportée par les patients AOMI pendant une période de sept jours dans la vie quotidienne



Note. $PFWT^{\text{STRAND}}$ = « Pain-Free Walking Time » pour temps de marche sans douleurs pendant le test de marche sur tapis avec le protocole de Strandness. MWT^{STRAND} = « Maximal Walking Time » pour temps maximal de marche pendant le test de marche sur tapis avec le protocole de Strandness. Les valeurs de P correspondent aux tests de corrélations réalisées entre $PFWT^{\text{STRAND}}/PFWT^{\text{MML}}$ d'une part et $MWT^{\text{STRAND}}/MWT^{\text{MML}}$ d'autre part. Le seuil de significativité était fixé à $P < 0,05$.

2. Discussion

2.1. Faisabilité et validité technique de la méthode de couplage de moniteurs d'activité portables lors de la session de marche en extérieur

Les premiers résultats de cette étude concernent l'utilisation de la montre-bracelet à marqueurs d'évènements au cours de la session de marche en extérieur. Une très bonne faisabilité de l'outil pour quantifier la manifestation des évènements ischémiques a été observée avec seulement 10% d'appuis manquants (*i.e.*, douleur et arrêt liés à la douleur).

De plus les PFWT et MWT calculés à partir des évènements ischémiques enregistrés par le patient sur la montre sont très proches des PFWT et MWT calculés à partir de l'observation des évènements ischémiques observés par les expérimentateurs (méthode de référence), ce qui confirme la validité technique de l'outil. A notre connaissance, c'est la première méthode basée sur le couplage de moniteurs d'activités qui permet d'évaluer le PFWT pendant une session de marche en extérieur chez des patients AOMI. Ainsi, la méthode

proposée élargit les possibilités offertes par les moniteurs portables pour évaluer la capacité de marche en ambulatoire (P.-Y. de Müllenheim et al., 2016). Premièrement, l'évaluation du PFWT en condition de vie naturelle permet au clinicien d'avoir une vue globale sur l'expérience de la douleur vécue par le patient AOMI pour explorer l'effet de certains traitements. A l'instar de certaines études scientifiques (Gernigon et al., 2014; Le Faucheur et al., 2010, 2008), nos résultats montrent un PFWT mesuré pendant la session de marche en extérieur significativement supérieur (x3) par rapport au PFWT mesuré pendant le test tapis avec le protocole de Strandness. Cet aspect confirme ce qu'exprime les patients AOMI concernant le faible reflet des limitations fonctionnelles par l'évaluation en laboratoire sur tapis motorisé (Barletta et al., 1996) et accentue l'intérêt d'explorer la capacité de marche de ces patients en ambulatoire.

2.2. Validité clinique de la méthode de couplage de moniteurs d'activité portables en ambulatoire

La deuxième partie des résultats renseigne sur la validité clinique de la méthode. Les corrélations significatives observées entre la capacité de marche évaluée par cette méthode lors de la session de marche en extérieur et la capacité de marche des méthodes standards sur tapis motorisé démontrent la validité clinique de cette méthode. En effet, ces corrélations montrent que l'information clinique délivrée par cette méthode est semblable lors des tests de marche standards sur tapis. Plus précisément, les patients AOMI qui expérimentent les PFWT et MWT les plus faibles lors des tests standards sur tapis motorisé sont les mêmes patients qui expérimentent les PFWT et MWT les plus faibles déterminés par cette méthode lors de la session de marche en extérieur. En résumé, cette méthode discrimine les patients AOMI en fonction de leurs limitations fonctionnelles de la même manière que le font les méthodes standards sur tapis motorisé.

De la même manière, les corrélations inverses retrouvées entre la capacité de marche évaluée par cette méthode et le nombre d'évènements ischémiques confirment les résultats précédents concernant la validité clinique de la montre. Ces corrélations montrent qu'il existe un lien entre la capacité de marche évaluée par cette méthode pendant sept jours dans la vie quotidienne et la capacité de marche des méthodes standards sur tapis motorisé. Plus spécifiquement, les patients qui expérimentent le plus de douleurs ischémiques lors de leur vie

quotidienne sont ceux qui ont des limitations fonctionnelles plus marquées lors de l'utilisation des méthodes standards sur tapis motorisé. Finalement, au regard des méthodes standards réalisées en laboratoire, la méthode basée sur le couplage des moniteurs d'activités paraît être une méthode cliniquement valide pour évaluer les limitations fonctionnelles du patient AOMI en ambulatoire (*i.e.*, session de marche en extérieur et vie quotidienne).

2.3. Limites de l'étude

Certaines limitations de cette étude doivent être prise en considération. Premièrement, le nombre de patients ayant participé à cette étude est faible et ne permet pas d'extrapoler ces résultats à l'ensemble des patients AOMI. Bien que le nombre d'appuis manquants enregistré sur la montre soit faible pendant la session de marche en extérieur, certains patients ont exprimé la volonté d'avoir une montre plus ergonomique pour faciliter les appuis réalisés sur le bouton « Event marker ». Ce ressenti pourrait expliquer les appuis multiples sur la montre (*i.e.*, 8 %) pendant la mesure de sept jours dans la vie quotidienne. Nous avons utilisé ce modèle car au moment de concevoir l'étude, aucune autre solution technique à notre connaissance ne permettait d'enregistrer des marqueurs d'évènements pendant une période aussi longue (> sept jours avec une fréquence d'échantillonnage de cinq secondes).

Par ailleurs, nous ne savons pas dans quelle mesure l'enregistrement d'un évènement ischémique par le patient AOMI peut affecter l'expérience de la douleur en elle-même. En effet, on peut se demander si le fait de demander au patient de relever ses douleurs et ses arrêts à la marche peut avoir un effet négatif sur ses ressentis de douleurs.

Enfin, les corrélations établies avec les mesures enregistrées pendant la période de sept jours de vie quotidienne sont à nuancer car il y a finalement peu d'appuis rapportés par les patients. Même s'il existe un certain nombre de raisons qui peuvent expliquer ce faible nombre d'appuis sur la montre (*e.g.*, faible niveau d'AP), aucune conclusion définitive ne peut être dressée.

2.4. Perspectives

Une première étape importante serait d'améliorer l'ergonomie de la montre pour faciliter l'appui par les patients AOMI quand ils rapportent leurs évènements de douleurs ischémiques et d'arrêts liés à la douleur. C'est dans cet objectif que l'équipe a développé une

application pour montre connectée via un travail collaboratif mené à l'Ecole normale supérieure de Rennes (Figure 24). L'application est beaucoup plus ergonomique et permet par ailleurs de recueillir de nouvelles informations. Ainsi le patient peut rapporter :

- i) l'apparition de la douleur à la marche,
- ii) l'arrêt de la marche lié à la douleur,
- iii) le niveau de douleur atteint lors de l'arrêt en utilisant une échelle de douleur,
- iv) la disparition de la douleur en récupération.

Figure 24. Interface affichée sur le cadran de la montre connectée afin que le patient avec AOMI indique des évènements associés à la douleur ischémique à la marche

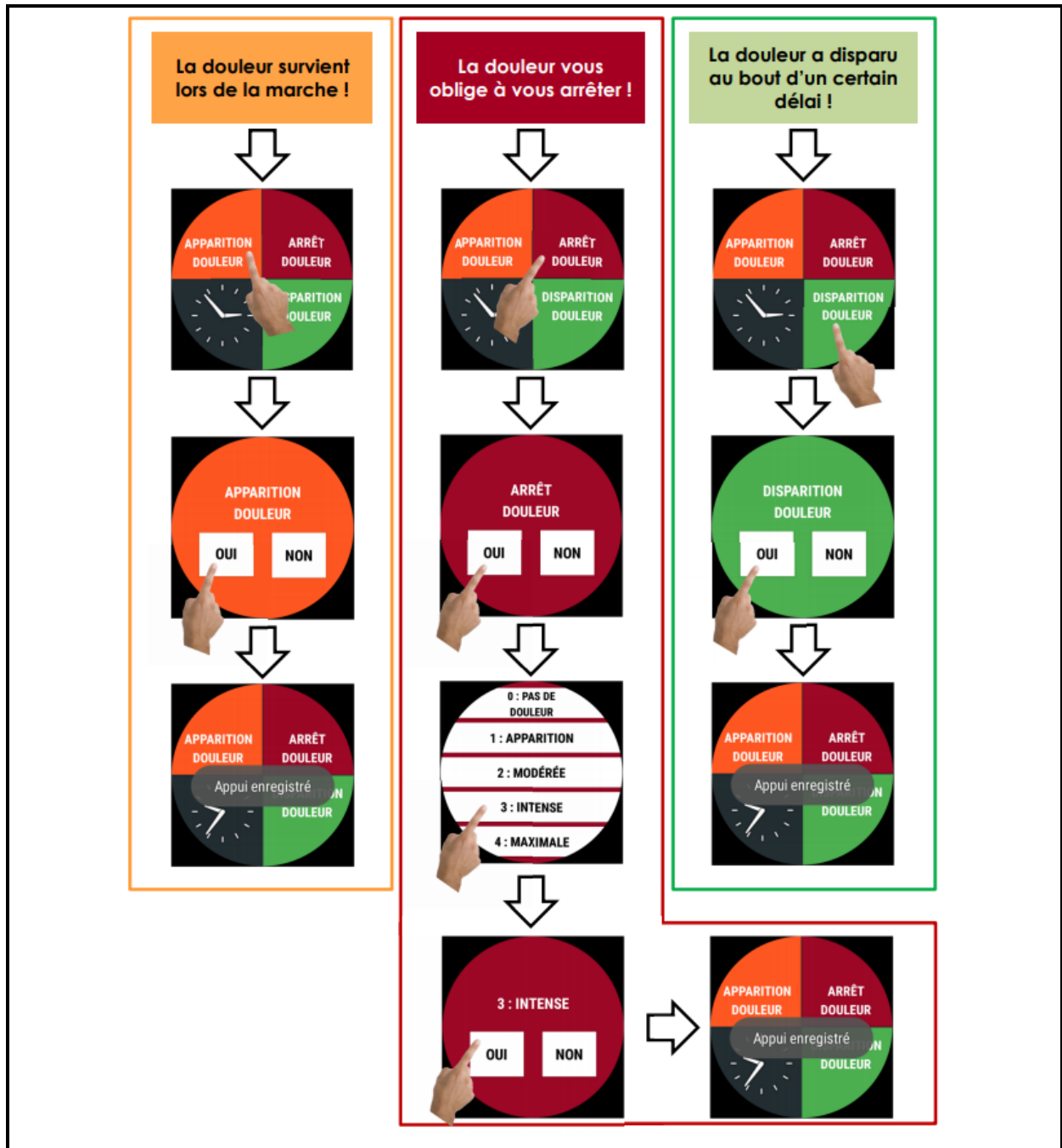


Auteurs : pour l'image de l'application, Alexis Le Faucheur et Alexis Oliveira-da-Silva (Ecole normale supérieure de Rennes) ; pour la montre, .source : <https://www.fossil.com/fr>

Afin de déterminer l'apparition de la douleur ischémique, il est demandé au patient d'appuyer sur le cadran orange « APPARITION DOULEUR » sans pour autant s'arrêter pour appuyer mais en continuant de marcher si les douleurs le permettent. Pour déterminer les arrêts liés à la douleur, il est demandé au patient d'appuyer sur le cadran rouge « ARRET DOULEUR » une fois que le patient s'arrête à cause de ses douleurs ischémiques à la marche. Ensuite une échelle de douleur (Figure 6, p36) est proposée au patient afin qu'il indique le niveau de douleur atteint ou ressenti quand il s'arrête. Dans le but de signaler la disparition des douleurs ressenties par le patient une fois qu'il s'est arrêté, il lui est demandé d'appuyer sur le cadran vert « DISPARITION DOULEUR » même si le patient ne reprend pas tout de suite la marche. A chaque appui sur l'un des trois cadrans, il est demandé au patient de confirmer l'appui en appuyant sur « OUI » ou « NON ». L'ensemble de cette procédure est synthétisé ci-

dessous (Figure 25). L'application développée sur la montre connectée est actuellement en cours de test sur une population de patients AOMI.

Figure 25. Procédure explicative de l'utilisation de la montre connectée pour indiquer les appuis associés à la douleur ischémique à la marche du patient avec AOMI



Auteurs: Alexis Le Faucheur et Alexis Oliveira-da-Silva (Ecole normale supérieure de Rennes).

Par ailleurs, d'autres moniteurs d'activités pourraient faciliter la détermination des appuis douleurs et arrêts en parallèle à notre méthode comme l'ActivPALTM et la méthode

proposée par Clarke et al. (2013). Ces auteurs ont développé un index d'évènements basé sur la claudication pour quantifier les périodes de marche fragmentées. A l'aide de l'ActivPAL, les périodes de marche étaient discriminées des périodes debout en position statique.

A l'avenir, il sera intéressant d'élargir les études cliniques avec des effectifs de patients plus larges pour investiguer les relations complexes entre l'occurrence des symptômes dans les membres inférieurs, la capacité de marche et les patterns d'AP.

L'utilisation de cette méthode de couplage montre/accéléromètre pourrait être intéressante dans le réentraînement et notamment sur l'effet de la récupération sur la capacité de marche. En effet, 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 (de Müllenheim, 2016). Ainsi, l'utilisation de la montre couplée à l'accéléromètre pourrait permettre de prédire une durée « optimale » de récupération qui pourrait à terme être utilisée dans le cadre du réentraînement, ainsi que par les patients eux-mêmes.

Enfin, cette méthode de couplage montre/accéléromètre pourrait être utilisée dans d'autres pathologies avec des limitations fonctionnelles (*e.g.*, maladies neuromusculaires) pour évaluer la capacité de marche en ambulatoire.

3. Valorisation

Article publié

Chaudru S, **Jehannin P**, de Müllenheim P, Klein H, Jaquinandi V, Mahé G, et al. Using wearable monitors to assess daily walking limitations induced by ischemic pain in peripheral artery disease. *Scand J Med Sci Sports*. 2019 Nov;29(11):1813–26.

Communication orale

Jehannin P, Chaudru S, de Müllenheim P.-Y., Mahé G, Le Faucheur A. (2019, septembre) Validité clinique d'une nouvelle méthode d'évaluation ambulatoire du temps de marche sans douleur et du temps maximal de marche par couplage de moniteurs d'activité chez des patients artériopathes. *Communication présentée au 18ème congrès de la Société Française de la Médecine Vasculaire (SFMV), Strasbourg, France. Prix de la meilleure Communication Orale - Session 2.*

Chapitre 2. Étude de la concordance entre le StepWatch3™ et l'ActiGraph wGT3X+ pour mesurer des indicateurs basés sur le nombre de pas dans l'AOMI (étude n°2)

1. Résultats

1.1. Caractéristiques des patients

1.1.1. Patients AOMI

Les caractéristiques des patients avec AOMI sont présentées dans la partie « 1. *caractéristiques des patients* », p116-117.

1.1.2. Volontaires sains

Trente-huit participants âgés en bonne santé (14 femmes / 24 hommes ; âge : 64 ± 6 ans, taille : $1,69 \pm 0,10$ m ; poids : $68,7 \pm 12,0$ kg ; IMC : $23,89 \pm 3,01$ kg.m⁻² ; IPS : 1,19 (1,00 – 1,38)) ont été inclus dans ce travail de recherche. Trois volontaires sains ont été exclu de l'analyse de la session de marche en extérieur (n = 35/38) et six volontaires sains ont été exclu de l'analyse de la vie quotidienne pendant sept jours (n = 32/38) car les actimètres n'étaient pas disponibles pendant les périodes de mesure.

1.2. Session de marche en extérieur

1.2.1. Concordance entre les moniteurs d'activité

Les résultats associés à la concordance des moniteurs d'activité pour le comptage du nombre de pas réalisés pendant la session de marche en extérieur sont présentés dans le Tableau 17 et la Figure 26.

Chez les participants avec AOMI, les méthodes wGT3X+ / LFE et wGT3X+ / N étaient significativement et presque parfaitement corrélées avec le SW3 ($R \geq 0,99$). Cependant, comme

nous le montre le Tableau 17, la méthode wGT3X + / N a significativement sous-estimé le SW3 avec une MPE ~ 5 % tandis que la méthode wGT3X + / LFE a atteint une MPE et une MAPE proche de 0 %. La Figure 26 montre que les deux méthodes wGT3X + /(LFE et N) étaient significativement équivalentes au SW3 lorsque l'on considère une zone d'équivalence de respectivement $\pm 15\%$ et $\pm 20\%$ du score moyen du SW3.

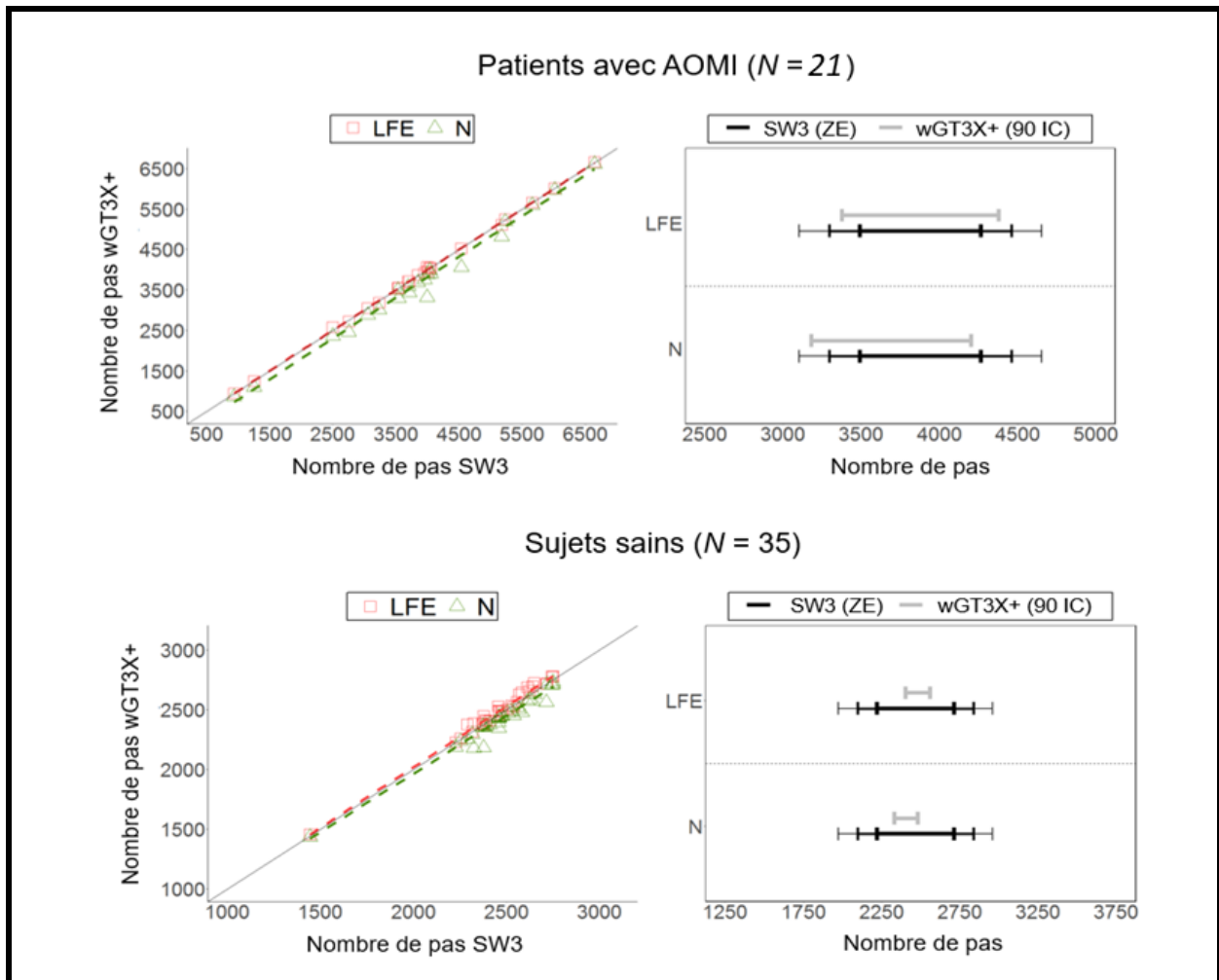
Chez les volontaires sains, les méthodes wGT3X+ étaient significativement et fortement corrélées avec le SW3 ($\rho \geq 0,97$). La méthode wGT3X+ / N a significativement sous-estimé le SW3 avec une MPE à ~ 1 %, alors que la méthode wGT3X+ / LFE tout comme les patients AOMI est associée à une MPE et une MAPE proches de 0 % (Tableau 17). Les deux méthodes wGT3X+ étaient significativement équivalentes au SW3 lorsque l'on considère la zone d'équivalence de $\pm 10\%$.

Tableau 17. Concordance entre le SW3 et le wGT3X+ pour le comptage des pas pendant la session de marche en extérieur chez des patients AOMI et des volontaires sains sans AOMI

| | Patients AOMI (n = 21) ^a | | | Volontaires sains (n = 35) ^b | | |
|-----------------------|------------------------------------------|--------------------|--------------------|--------------------------------------------|---------------------------|---------------------------|
| | Vitesse de marche (km/h) : 4,2 \pm 0,4 | | | Vitesse de marche (km/h) : 4,9 (4,7 – 5,1) | | |
| | SW3 | wGT3X+/LFE | wGT3X+/N | SW3 | wGT3X+/LFE | wGT3X+/N |
| Nombre de pas | 3,879 \pm 1,373 | 3,879 \pm 1,370 | 3,879 \pm 1,373 | 2,455 \times/\div 1,1 | 2,480 \times/\div 1,1 | 2,406 \times/\div 1,1 |
| Coeff. corr. [IC 95%] | | 1,00 [1,00 ; 1,00] | 0,99 [1,00 ; 1,00] | | <i>0,98 [0,94 ; 1,00]</i> | <i>0,97 [0,94 ; 1,00]</i> |
| MPE [IC 95 %], % | | -0,1 [-0,3 ; 0,4] | -5,2 [-7,3 ; -2,8] | | 0,8 [0,2 ; 1,2] | -1,4 [-1,6 ; -1,2] |
| MAPE [IC 95 %], % | | 0,5 [0,2 ; 0,8] | 5,2 [2,8 ; 7,0] | | 0,8 [0,3 ; 1,2] | 1,4 [1,1 ; 1,6] |

Note. Les statistiques descriptives sont exprimées en moyenne \pm écart-type, en médiane (25ème – 75ème centiles), ou en moyennes géométriques avec un facteur \times/\div pour l'écart-type. AOMI = Artériopathie oblitérante des Membres inférieurs ; SW3 = StepWatch3 ; wGT3X+/LFE = Accéléromètre wGT3X+ avec le filtre LFE ; wGT3X+/N = Accéléromètre wGT3X+ avec le filtre normal ; Coeff de corr. = Coefficient de corrélation (valeurs en italiques pour le coefficient rho de Spearman ; autrement, les valeurs sont exprimées pour le coefficient r de Pearson) ; MPE = Erreur Moyenne en Pourcentage ; MAPE = Erreur Moyenne Absolue en Pourcentage ; IC 95% = Intervalle de Confiance à 95 % ; N = Nombre de participants disponibles pour l'analyse. ^abasé sur 22 patients AOMI car un patient n'a pas porté le SW3 pendant la session de marche en extérieur. ^bbasé sur 34 participants car les données d'un patient ont été perdu.

Figure 26. Nombre de pas enregistrés par le SW3 et le wGT3X+ pendant la session de marche en extérieur chez des patients AOMI et chez des volontaires sains



Note. SW3 = StepWatch3 ; wGT3X+ = Accéléromètre wGT3X+ ; Sur le diagramme, la ligne noire continue caractérise la corrélation parfaite entre les deux moniteurs. La ligne en pointillés montre les régressions des données wGT3X+ / LFE ou wGT3X+ / N par rapport au SW3. Sur les graphiques d'équivalence, les lignes noires épaisses, minces et très minces montrent respectivement les zones d'équivalence (ZE) $\pm 10\%$, $\pm 15\%$, $\pm 20\%$; IC 90% = intervalle de confiance à 90%.

1.2.2. Effet de l'apparition de la douleur au niveau des membres inférieurs sur la concordance des moniteurs lors de la session de marche en extérieur

Pour les méthodes wGT3X+ / LFE et wGT3X+ / N, la médiane des différences des APE n'était pas significativement différente de zéro, ce qui signifie qu'il n'y a aucun effet de la douleur sur la concordance des moniteurs pour chacune des méthodes wGT3X+. Pour seulement deux patients, nous avons observé une APE qui augmentait nettement lors de marche avec douleur par rapport à la marche sans douleur avec la méthode wGT3X+ / N. La vitesse moyenne de marche n'a pas été significativement diminuée de plus de 0,2 km/h lors de la

marche avec douleur par rapport à la marche sans douleur (différence moyenne: -0,22 km/h; P = 0,397).

1.3. Mesures lors d'une période de sept jours de vie quotidienne

1.3.1. Concordance entre les moniteurs d'activité

Nous retrouvons des corrélations significatives et élevées entre le wGT3X+ et le SW3 (R et $\rho \geq 0,90$) pour tous les indicateurs basés sur le nombre de pas. Cependant, la méthode wGT3X+ / LFE a surestimé de manière significative le nombre de pas quotidiens enregistré par le SW3 de plus de 20%. La méthode wGT3X+ / N a significativement sous-estimé tous les indicateurs basés sur le nombre de pas par rapport à la méthode SW3 d'au moins 15%, à l'exception de l'accumulation pic du nombre de pas pendant la période de 1 minute avec une sous-estimation de moins de 10 %. Les deux méthodes wGT3X+ n'étaient pas significativement équivalentes au SW3 pour le nombre de pas quotidiens, mais la méthode wGT3X+ / LFE était significativement équivalente au SW3 pour tous les autres indicateurs basés sur le nombre de pas avec une zone d'équivalence ± 20 %. Le wGT3X+ / N était significativement équivalent au SW3 uniquement pour l'accumulation pic du nombre de pas pendant la période de 1 minute (avec une zone d'équivalence de ± 15 %).

Chez les volontaires sains, les résultats étaient similaires à ceux obtenus chez les patients AOMI sauf pour les exceptions notables suivantes : i) les corrélations entre les méthodes wGT3X+ et le SW3 étaient $< 0,80$ pour l'accumulation pic du nombre de pas sur la période de 1 minute ; ii) l'erreur pour la méthode wGT3X+ / N semblait systématiquement inférieure à celle des patients AOMI avec une MAPE < 15 % pour tous les indicateurs basés sur le nombre de pas, à l'exception du nombre de pas ; iii) la méthode wGT3X+ / N était statistiquement équivalente au SW3 pour tous les indicateurs basés sur le nombre de pas (si l'on considère une zone d'équivalence de ± 20 %) à l'exception du nombre de pas quotidiens et de l'accumulation maximale du nombre de pas sur les périodes de 60 minutes.

1.3.2. Modèles de correction

En nous basant sur la discordance observée entre les moniteurs concernant le nombre de pas quotidiens, nous avons construit des modèles linéaires pour corriger le nombre de pas

quotidiens enregistré par wGT3X+ / LFE ou wGT3X+ / N par rapport au nombre de pas quotidien enregistré par le SW3 (Tableau 18). Le modèle associé à la méthode wGT3X+ / N et aux patients avec AOMI avait la pente la plus raide pour corriger la sous-estimation croissante du nombre de pas enregistrés par le SW. Les interceptions nettement différentes des modèles ont mis en évidence les différents besoins de correction des biais dans le comptage du nombre de pas quotidien en fonction de la méthode wGT3X+ utilisée et de la population considérée. Alors que les modèles wGT3X+ / LFE et wGT3X+ / N atteignaient des précisions assez similaires à la fois chez des patients AOMI et chez les volontaires sains, le modèle wGT3X+ / N était le plus précis chez les patients AOMI, alors que le modèle wGT3X+/LFE fonctionnait mieux avec les volontaires sains.

Tableau 18. Modèles de régression linéaire pour prédire le nombre de pas quotidien mesurés par le SW à partir des méthodes avec le wGT3X+

| Méthode | Modèle pour prédire le nombre de pas /jour mesurés par le SW | R ² | RMSE |
|---------------------|--------------------------------------------------------------|----------------|---------|
| AOMI | | | |
| wGT3X+/LFE | $-30.30477 + 0.82201 \times \text{pas/jour}$ | 0.85 | 1662.91 |
| wGT3X+/N | $1704.7047 + 1.4690 \times \text{pas/jour}$ | 0.89 | 1392.17 |
| Sujets sains | | | |
| wGT3X+/LFE | $-1897 + 0.9193 \times \text{pas/jour}$ | 0.95 | 1298.32 |
| wGT3X+/N | $4903 + 1.013 \times \text{pas/jour}$ | 0.93 | 1573.51 |

2. Discussion

Au sein de la littérature scientifique actuelle, cette étude apporte des nouveaux résultats pour comparer les indicateurs basés sur le nombre de pas mesuré par les moniteurs des générations SW3 et GT3X (Feito et al., 2012a; Sandroff et al., 2014). En effet, ces résultats sont uniques chez une population avec une AOMI, ainsi que chez une population saine âgée. De plus, une particularité de cette étude est l'apport de résultats dans deux contextes où les moniteurs sont susceptibles d'intéresser les praticiens et les chercheurs : une séance de marche en extérieur où les moniteurs d'activités portables peuvent être utilisés pour quantifier la charge d'entraînement et une période de sept jours pendant la vie quotidienne où les moniteurs d'activités portables peuvent être utilisés pour caractériser le comportement de marche habituel.

2.1. Session de marche en extérieur

2.1.1. Concordance entre les moniteurs d'activité

Nos résultats suggèrent que les moniteurs de génération GT3X mesurent des nombres de pas comparables à ceux mesurés par le SW3 pendant une session de marche en extérieur, quel que soit la méthode utilisée (*i.e.*, avec le filtre LFE ou non) et quel que soit la population étudiée (*i.e.*, volontaires sains et patients AOMI). Ainsi, la présence de l'AOMI ne semble pas avoir eu une influence sur la concordance des moniteurs pendant la session de marche en extérieur par rapport aux volontaires sains, bien que le pourcentage d'erreur semble légèrement plus élevé chez les patients AOMI avec le filtre « Normal » activé. Ce niveau élevé de concordance entre les moniteurs peut s'expliquer par les vitesses de marche moyennes de nos participants au cours de la session de marche qui se situaient dans la plage de vitesses de marche pour laquelle les moniteurs de génération GT3X sont capables de fournir des estimations du nombre de pas proches de celles du SW3, c'est-à-dire des vitesses ≥ 4 km/h ou 67 m/min (Feito et al., 2015).

Cependant, ces résultats doivent être interprétés avec prudence car les patients AOMI ont marché plus vite que lors d'une précédente étude (Gernigon et al., 2014) avec un échantillon plus important de patients AOMI (N = 203 ; médiane : 3,6 km/h). De plus, les volontaires sains inclus dans cette étude avaient possiblement une meilleure condition physique que dans une population saine du même âge car ils ont été recrutés en contactant notamment des associations sportives de séniors. Ces considérations sont importantes car la marche à une vitesse inférieure à 4 km/h est susceptible d'être associée à la plage des fréquences d'accélération et de seuils d'amplitude du signal pour lesquelles le logiciel Actilife ne compte pas le nombre de pas, du moins lorsque le filtre LFE n'est pas activé (John et al., 2018). Lors des mesures avec les moniteurs de génération GT3X, l'utilisation du filtre LFE activé peut être le meilleur choix pour mesurer un nombre de pas comparable à ceux du SW3 lors d'une session de marche en extérieur. En effet, le filtre LFE permet d'obtenir des estimations plus proches de celles du SW3 à des vitesses de marche ≥ 4 km/h (Feito et al., 2015), et l'utilisation du filtre LFE permet un décompte du nombre de pas proche de celui du SW3 à des marches à vitesse lente contrairement au filtre normal (Feito et al., 2015).

2.1.2. Effet de l'apparition de la douleur au niveau des membres inférieurs sur la concordance des moniteurs lors de la session de marche en extérieur

L'apparition de la douleur lors des sessions de marche en extérieur chez les patients AOMI n'a pas modifié la concordance des moniteurs, avec une différence de l'APE qui était égale à zéro pour les deux méthodes wGT3X+. Cette absence de modifications dans la concordance entre les moniteurs pourrait être liée à une diminution de la vitesse de marche moyenne qui n'était pas vraiment substantielle, conduisant à une vitesse de marche moyenne de 4,0 km/h après l'apparition de la douleur. Cette vitesse est restée suffisamment élevée pour ne pas altérer la capacité du wGT3X+ à mesurer les pas, en particulier lors de l'utilisation du filtre normal. Cependant, pour deux patients AOMI, une augmentation marquée de l'APE a été calculée après l'apparition de la douleur avec utilisation du filtre normal, ce qui ne peut pas être expliqué exclusivement par une diminution de la vitesse car pour d'autres patients avec une même diminution de la vitesse de marche ces résultats n'étaient pas présents. Cela suggère l'influence potentielle d'autres mécanismes liés à la démarche (*e.g.*, la réduction de la cadence, les phases asymétriques de balancement et de position liées au membre douloureux (Gardner et al., 2010c)) qui pourraient affecter la capacité des moniteurs wGT3X+ à détecter les pas, au moins avec l'utilisation du filtre normal.

Des études complémentaires sont nécessaires pour préciser l'effet de ces mécanismes sur l'estimation du nombre de pas ou des indicateurs associés. Dans l'ensemble, nos résultats suggèrent que l'apparition de la douleur ne semble pas impacter la précision de l'estimation du volume des pas et des indicateurs associés lors d'une session de marche en extérieur chez des patients AOMI.

2.2. Mesures lors de la période de sept jours de vie quotidienne

2.2.1. Concordance entre les moniteurs d'activité

Lors des mesures de la vie quotidienne, le niveau de concordance des moniteurs d'activités varie en fonction de l'indicateur étudié et de l'utilisation du filtre LFE ou non avec le wGT3X+. Autant chez les patients AOMI que chez les volontaires sains, la méthode wGT3X+ / LFE a surestimé significativement le nombre de pas quotidiens mesuré par le SW3. A contrario, la méthode wGT3X+ / N a sous-estimé significativement le nombre de pas

quotidiens mesuré par le SW3. Par conséquent, aucune méthode wGT3X+ n'était équivalente à la méthode SW3 pour mesurer le nombre de pas quotidiens dans cette étude clinique. Ces résultats sont conformes à ceux retrouvés dans l'étude de Feito et al. (2015) avec une EP moyenne de + 36% pour la méthode wGT3X+ / LFE et une EP moyenne de - 25% pour la méthode wGT3X+ / N chez de jeunes adultes en bonne santé. Comme discuté précédemment (Toth et al., 2018), il est probable que le filtre LFE enregistre des mouvements « artefacts » au cours de la journée en raison de l'extension de la plage de fréquences du mouvement que le moniteur peut détecter. Au contraire, l'utilisation du filtre normal ne permet pas de mesurer tous les pas dans un contexte de vie quotidienne, probablement parce qu'une grande partie de ces pas sont effectués à des vitesses de marche trop faibles (e.g., lors de la marche à domicile) au regard de la sensibilité du filtre normal.

De manière intéressante, une meilleure concordance entre les moniteurs a été obtenue dans la vie quotidienne en ce qui concerne l'accumulation pic et maximale du nombre de pas à la fois chez les patients AOMI et chez les volontaires sains, en particulier lorsque le filtre LFE était utilisé. Aucune correction n'est nécessaire pour les indicateurs liés aux mesures d'accumulation du nombre de pas si le filtre LFE est activé, en particulier pour l'accumulation maximale du nombre de pas sur une période de 5 minutes et pour l'accumulation pic du nombre de pas sur toutes les périodes étudiées (1-60). La meilleure concordance retrouvée pour ces indicateurs et obtenue lors de l'utilisation du filtre LFE activé pourrait s'expliquer par le fait que ces mesures reflètent les meilleures performances physiques en termes d'accumulation de pas. En effet, ces pas sont susceptibles d'être associés à de réelles périodes de marche, limitant le comptage de pas supplémentaires (artefact) dans le calcul de l'indicateur. Lors de l'utilisation du filtre normal, la meilleure concordance observée pourrait s'expliquer par le fait que le nombre de pas enregistré pendant ces périodes est associé à des vitesses plus élevées du patient au cours de la journée et ainsi rentrer dans la gamme de vitesse pour laquelle le filtre normal enregistre les pas.

2.2.2. Modèles de correction

Cette étude confirme la nécessité de corriger le nombre de pas quotidiens mesuré par le moniteur GT3X lorsque nous voulons le comparer avec celui du SW3. Nous avons construit des modèles de correction distincts pour les patients AOMI et les volontaires sains. Cela

semblait justifié car les modèles que nous avons obtenus montraient des intersections et des pentes différentes selon le filtre activé, ce qui signifie des besoins de corrections différents selon la population testée et le filtre utilisé (LFE ou normal). Si nous considérons uniquement le nombre de pas quotidiens, nos résultats suggèrent que la correction des données avec le filtre normal permet une meilleure concordance avec le SW3 que la correction des données avec le filtre LFE. Cependant, si l'on considère d'autres indicateurs basés sur le nombre de pas (*e.g.*, accumulation maximale et accumulation pic du nombre de pas), les données corrigées avec le filtre LFE présente une meilleure équivalence que le filtre normal. Chez les volontaires sains, l'utilisation du filtre LFE semble être la meilleure option.

2.3. Limites de l'étude

Comme ce travail consistait en une analyse secondaire du projet CLASH, aucune analyse de puissance n'a été réalisée a priori pour déterminer une taille d'échantillon suffisante. Par conséquent, plusieurs analyses manquaient de puissance statistique. Par exemple, nos résultats montrent une absence d'équivalence significative entre la méthode wGT3X / LFE et le SW3 pour le comptage des pas pendant la session de marche en extérieur lorsque l'on considère une zone d'équivalence de 10 % chez les patients AOMI. En effet, l'IC à 90 % associé au nombre de pas mesuré par la méthode wGT3X+ / LFE s'est étendu au-delà des limites inférieures et supérieures de la zone d'équivalence tout en étant centré au milieu de cette zone. En supposant la même moyenne wGT3X+ / LFE et le même écart-type, une taille d'échantillon plus élevée aurait réduit l'IC à 90% en faveur d'une équivalence significative en utilisant la zone d'équivalence de ± 10 %. Des observations similaires ont pu être identifiées concernant certains indicateurs basés sur le nombre de pas mesuré au cours de la vie quotidienne. Ainsi, nos résultats, en particulier ceux liés aux tests d'équivalence, doivent être considérés comme exploratoires plutôt que confirmatifs.

2.4. Perspectives

À l'avenir, il serait intéressant de comparer plusieurs moniteurs pour estimer l'intensité de la marche au cours de la journée à l'aide notamment des mêmes indicateurs basés sur le nombre de pas utilisés dans cette étude en distinguant l'accumulation des pas et la cadence. Bien que certaines études aient utilisé le terme « cadence » pour décrire certains des indicateurs que nous avons étudiés (*e.g.*, Tudor-Locke et al., 2017), c'est le terme « accumulation du

nombre de pas » qui doit être utilisé. En effet, la mesure de la cadence nécessite d'abord la détection des périodes de marche puis le calcul du nombre de pas sur les périodes de marche détectées. Cependant, le SW3 et la génération GT3X enregistrent le nombre de pas sur une fenêtre de temps donné sans tenir compte du comportement réel associé (marche ou non). D'autres auteurs ont d'ailleurs souligné la nécessité de faire la distinction entre « accumulation du nombre de pas » et « cadence » (Dall et al., 2013). Pour obtenir des mesures basées sur la cadence, il faudra pour des moniteurs comme le SW3 et le GT3X mettre en œuvre des méthodes de traitement pour détecter les débuts et fins de période de marche.

De plus, la précision de nos modèles de correction doit être étudiée dans des populations plus grandes et diverses. Enfin, sur la base de nos résultats, des études pourraient être menées pour étudier la concordance entre le SW3 et le GT3X, en particulier leur équivalence, en considérant un indicateur basé sur le nombre de pas et une zone d'équivalence donnée.

3. Valorisation

Articles soumis et en cours d'expertise

Jéhannin P, Le Faucheur A, Chaudru S, Taoum A, Mahé G, de Müllenheim P. Agreement between StepWatch3 and ActiGraph wGT3X+ for measuring step-based metrics in people with peripheral artery disease. MSSE. 2020 Oct.

Chapitre 3. Méthodes de calibration accélérométrique dans l'étude du pattern ambulateur d'activité physique et de capacité de marche dans l'AOMI (étude n°3)

1. Résultats

Les caractéristiques des patients avec AOMI sont présentées dans la partie « 1. Caractéristiques des patients », p116-117.

Les données des échanges gazeux (*i.e.*, $\dot{V}O_2$) à l'échelle de la population lors des trois tests de marche (*i.e.*, test sur tapis motorisé avec le protocole de Gardner, test sur tapis motorisé avec le protocole de Strandness et session de marche en extérieur) sont présentées dans le Tableau 19.

Tableau 19. Débit de dioxygène pic ($\dot{V}O_2$ pic) et METs associés lors de différentes modalités d'évaluation de la capacité de marche en laboratoire et en ambulateur

| | Test sur tapis motorisé (Gardner) | Test sur tapis motorisé (Strandness) | Session de marche en extérieur (ambulateur) |
|------------------------------------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------------|---------------------------------------------|
| $\dot{V}O_2$ pic (mL.min ⁻¹ .kg ⁻¹) | 15,21 ± 2,55 | 16,22 ± 3,02 | 12,88 ± 2,61 |
| METs | 4,4 ± 0,7 | 4,7 ± 0,9 | 3,7 ± 0,8 |

Note. $\dot{V}O_2$ pic : $\dot{V}O_2$ moyen des 15 dernières secondes de chaque test de marche. Pour la session de marche en extérieur le $\dot{V}O_2$ pic était moyenné sur l'ensemble des périodes de marche réalisées. ND : non-disponible

Le Tableau 20 renseigne le nombre de périodes de marche passées à intensité MVPA estimé par notre méthode basée sur l'extrapolation de seuils individuels lors de la période de sept jours en vie quotidienne pendant différentes durées (*i.e.*, ≥ 1, 2, 5 et 10 minutes).

Tableau 20. Nombre de périodes de marche à intensité MVPA lors de la période de sept jours en vie quotidienne

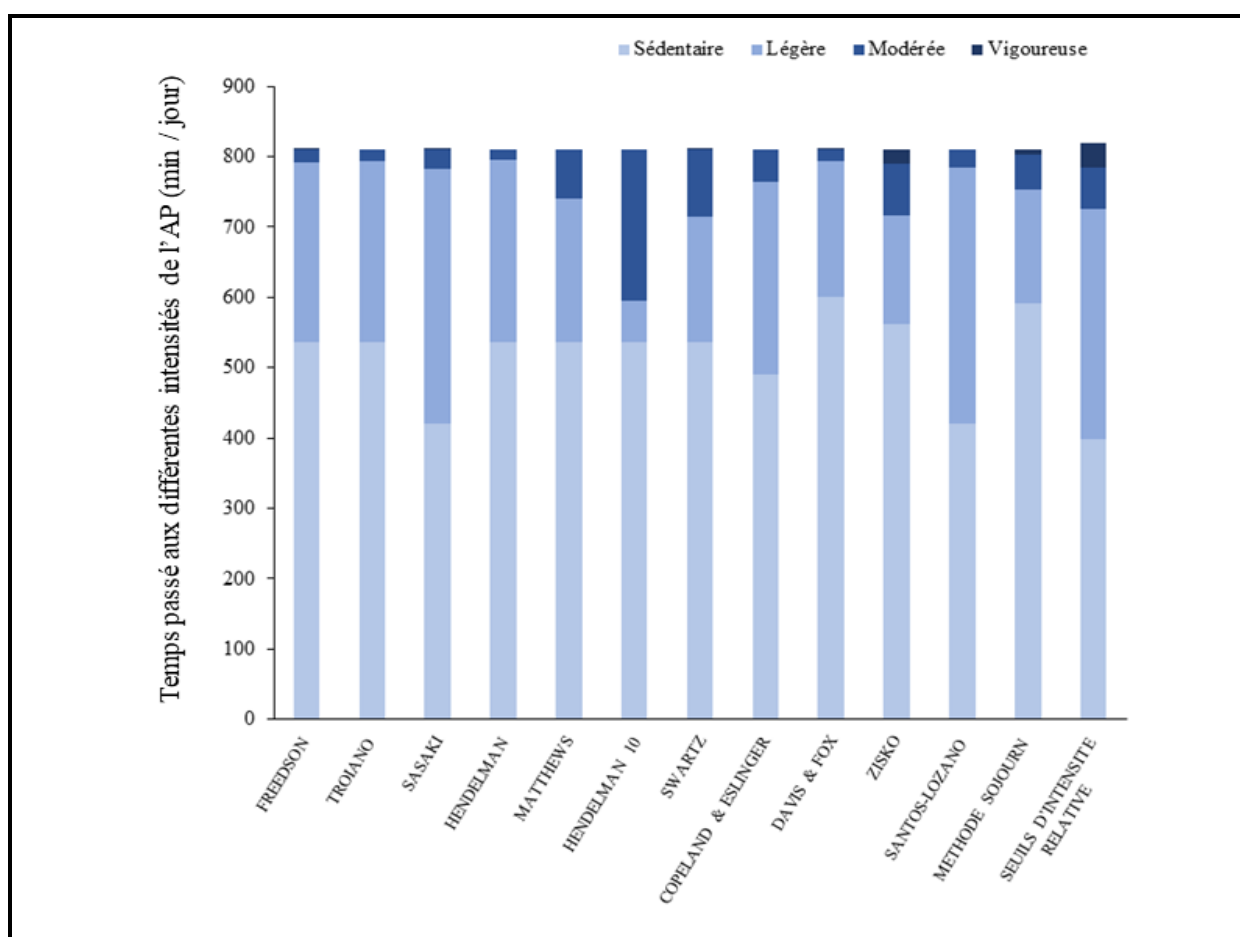
| Périodes de marche ≥ 1min | Périodes de marche ≥ 2min | Périodes de marche ≥ 5min | Périodes de marche ≥ 10min |
|---------------------------|---------------------------|---------------------------|----------------------------|
| n = 328 [212.5 ; 381.5] | n = 118 [82 ; 161.5] | n = 19 [15.5 ; 26.5] | n = 3 [1 ; 4.5] |

1.1. Estimation et comparaison de seuils d'intensité associés à l'AP modérée et vigoureuse, et étude du pattern d'AP

Le tableau descriptif des douze algorithmes utilisés avec les différentes méthodes de calibration et les différents seuils de counts pour estimer le temps passé aux différentes intensités d'AP est présent en Annexe 5.

L'estimation du temps passé (minutes / jour) aux différentes intensités d'AP (*i.e.*, légère, modérée et vigoureuse) lors de la période de sept jours de vie quotidienne par les douze algorithmes utilisés et notre méthode basée sur l'extrapolation des seuils individuels d'intensité relative est présentée dans la Figure 27.

Figure 27. Estimation du temps passé aux différentes intensités d'AP par douze algorithmes publiés et par notre méthode basée sur l'extrapolation de seuils individuels d'intensité relative

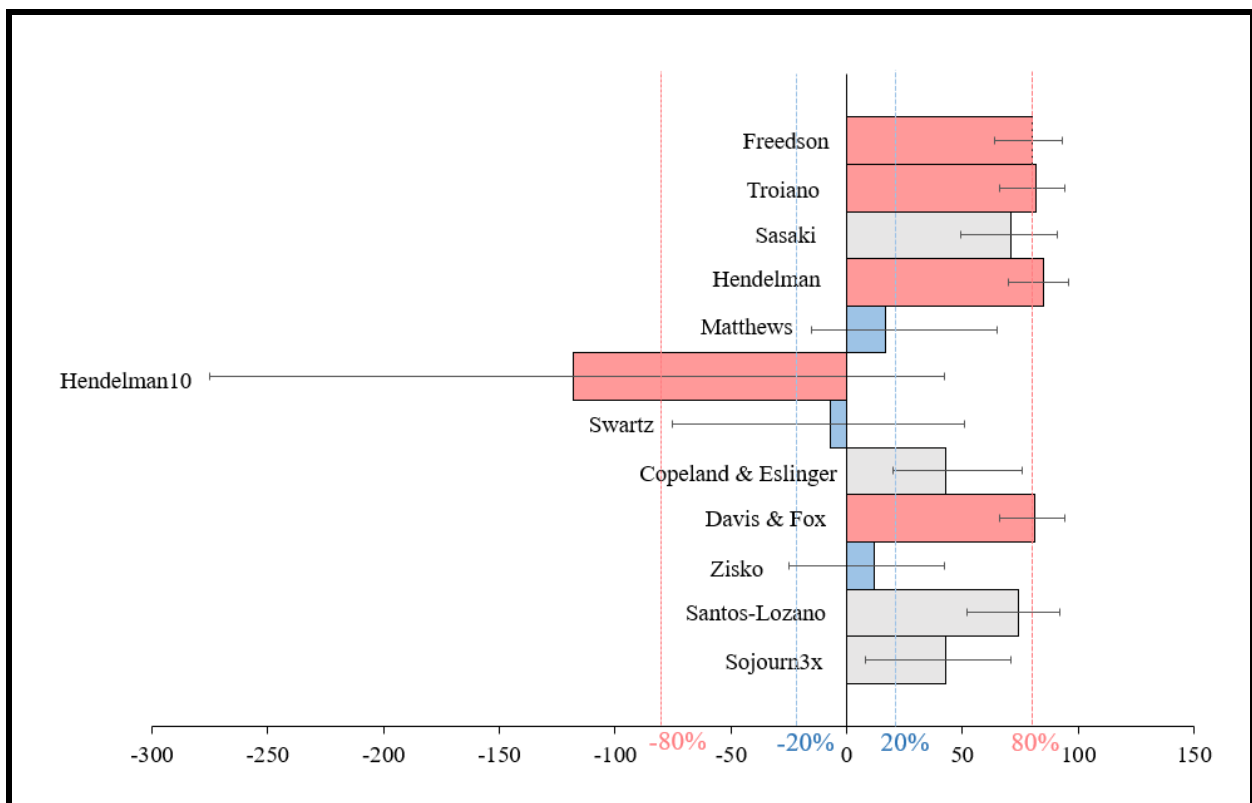


Note. Pour chaque algorithme, la hauteur de la barre est le temps de port quotidien de l'accéléromètre (810 minutes / jour pour les algorithmes avec le filtre Normal activé et 819 minutes / jour pour les algorithmes avec le filtre LFE activé). Chaque couleur correspond au temps passé dans les différentes intensités de l'AP.

Une grande variabilité est observée entre les différents algorithmes pour l'estimation du temps passé aux différentes intensités d'AP lors de la période de sept jours de vie quotidienne. La majorité des algorithmes estime un temps moyen passé à intensité MVPA < 90 minutes / jour sauf Hendelman 10 avec un temps moyen à MVPA estimé à 193 [146 ; 271] minutes / jour. Uniquement l'algorithme de Zisko et al., la méthode de Sojourn-3x et notre méthode basée sur l'extrapolation de seuils individuels d'intensité relative estiment un temps passé à intensité vigoureuse (respectivement 13 [11 ; 22] minutes / jour et 6 [1 ; 11] minutes / jour et 30 [23 ; 47] minutes / jour).

Les comparaisons entre le temps passé à intensité MVPA estimé par notre méthode d'une part et les autres algorithmes publiés d'autre part sont présentées dans l'Annexe 6. Les MPE entre le temps passé à intensité MVPA lors de la période de sept jours de vie quotidienne estimés par notre méthode par rapport aux algorithmes utilisés sont détaillés dans la Figure 28.

Figure 28. Erreur moyenne en pourcentage (MPE) entre l'estimation du temps passé à intensité MVPA par notre méthode et douze algorithmes



Note. MPE: Mean Percent Error. Les intervalles interquartiles sont représentés par les barres noires. En bleu, MPE [-20 ; 20] %. En rose, MPE ≤ -80 % et ≥ 80 %. En gris les MPE comprises entre les zones bleues et roses.

L'AP quotidienne à intensité MVPA estimée par notre méthode (87 [67 ; 116] minutes / jour) n'est pas significativement différente de celle estimée par Swartz et al. (71 [54 ; 131] minutes / jour, P = 1,00) et Zisko et al. (60 [47 ; 118] minutes / jour P = 0,23) avec des MPE de -7 [-61 ; 51] % et de 12 [-25 ; 42] %, respectivement.

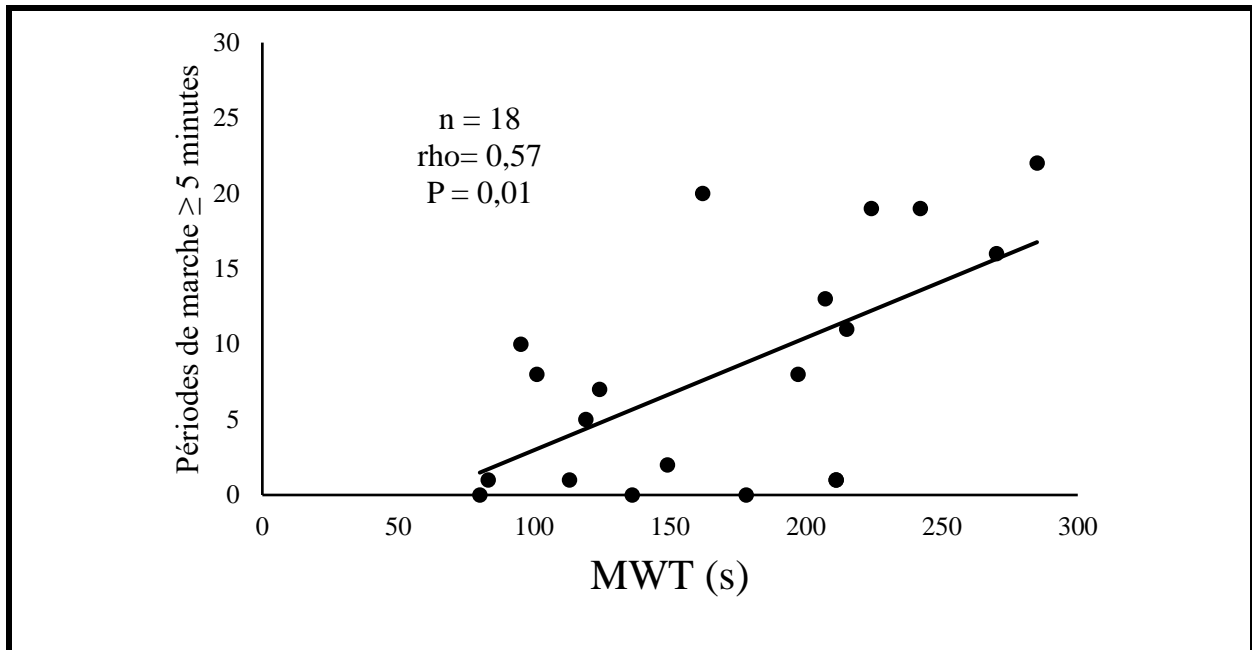
1.2. Association entre des indicateurs du pattern d'activité physique et la capacité de marche des patients AOMI

Aucune corrélation n'a été observée entre les patterns d'AP estimés par notre méthode, et la capacité de marche mesurée lors des tests de marche sur tapis et lors de la session de marche en extérieur. Concernant l'association entre les patterns d'AP estimés par les algorithmes utilisés et la capacité de marche, seul le MWT mesuré lors du test de marche sur tapis avec le protocole Strandness était faiblement, mais significativement corrélé avec le temps passé en MVPA estimé par le seuil de Copeland & Eslinger ($\rho = 0,49$, P = 0,03).

L'association entre le nombre de périodes de marche passées en MVPA pendant différentes durées (*i.e.*, $\geq 1, 2, 5$ minutes / jour) lors de la période de sept jours de vie quotidienne estimée par quatre algorithmes (*i.e.*, Zisko et al., Sasaki et al., Matthews et al. et notre méthode) et la capacité de marche est présentée dans l'Annexe 7. Une analyse était également envisagée avec le nombre de périodes de marche passées en MVPA ≥ 10 minutes, mais à la vue du très faible nombre de périodes (cf. Tableau 20), aucune analyse de corrélation n'a été réalisée avec la capacité de marche.

L'intégralité des corrélations significatives a été observée entre le nombre de périodes passées à intensité MVPA estimé avec l'algorithme de Sasaki, et la capacité de marche évaluée par les tests de marche. Cependant, l'analyse graphique de ces corrélations (en exemple : Figure 29) montre que plusieurs patients avec AOMI (n = 3/21) n'ont pas de périodes de marche à intensité MVPA ≥ 5 minutes / jour, atténuant les interprétations qui peuvent être dressées.

Figure 29. Association entre le temps maximal de marche lors du test de Strandness10 et le nombre de périodes de marche à intensité MVPA ≥ 5 minutes lors de la période de sept jours de la vie quotidienne



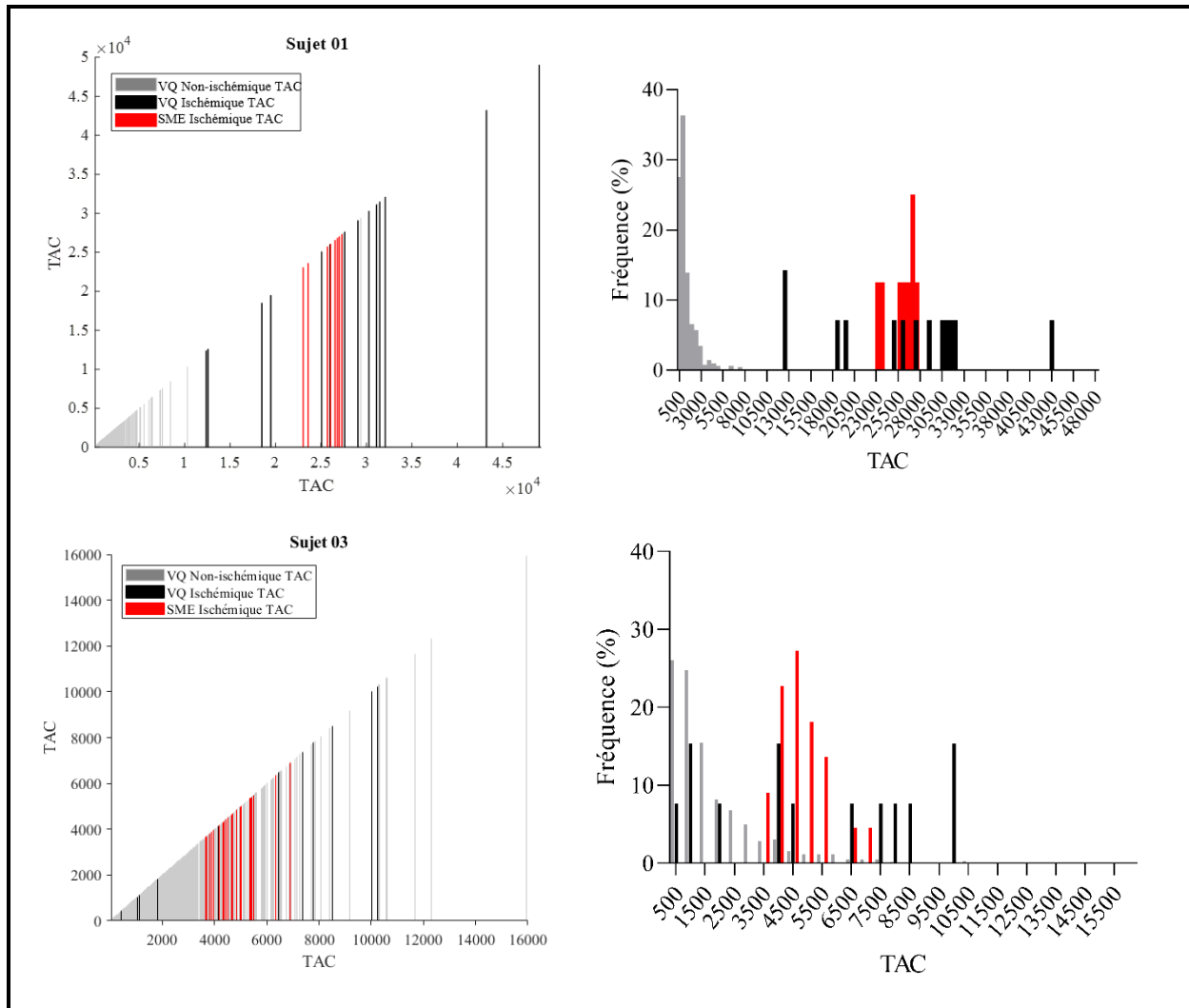
1.3. Caractérisation de la capacité de marche à partir des TACs (« total activity counts ») : analyse exploratoire

La Figure 30 illustre pour deux patients la différente répartition des TACs selon que les périodes de marche étaient ischémiques ou non-ischémiques, lors de la session de marche en extérieur et lors de la période de sept jours de la vie quotidienne.

Pour le patient 01, l'intégralité des périodes de marche ischémiques surviennent pour des TACs supérieurs aux périodes de marche non-ischémiques, que ce soit lors de la session de marche en extérieur et lors de la période de vie quotidienne.

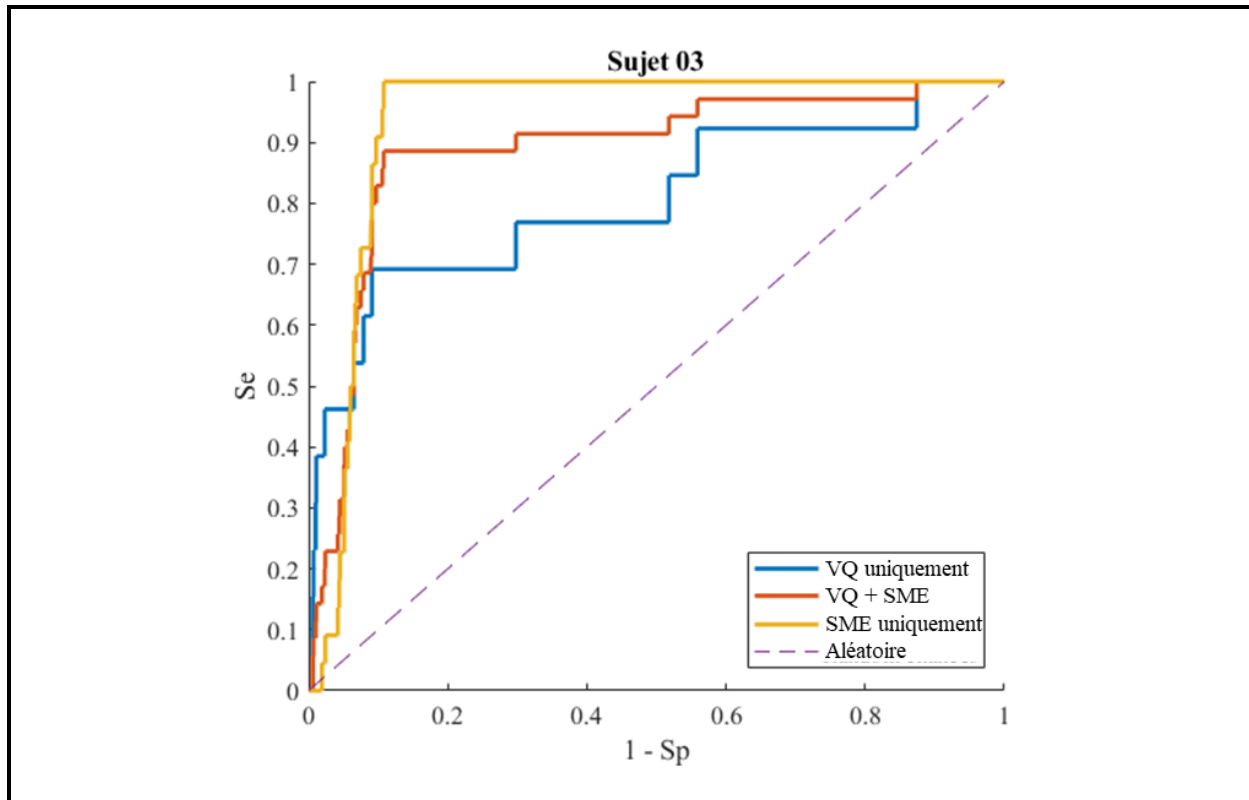
Pour le patient 03, la discrimination des périodes de marches ischémiques et non-ischémiques en fonction des TACs, présente davantage de variabilités. En effet, même si les périodes de marche ischémiques sont celles qui en général présentent des valeurs de TACs parmi les plus élevées, certaines périodes de marche non-ischémiques ont des TACs supérieurs à des périodes de marche ischémiques, et inversement.

Figure 30. Répartition des périodes de marches ischémiques et non-ischémiques en fonction des counts totaux d'activité (TACs) lors de la session de marche en extérieur et de la vie quotidienne pour deux patients AOMI (patient 01 et patient 03)



Note. SME: Session de marche en extérieur. VQ : Vie quotidienne. TAC : Total Activity Counts

Figure 31. Courbes ROC obtenues chez un patient pour déterminer un seuil optimal de TACs qui différencie les périodes de marche ischémiques des périodes non ischémiques lors de la session de marche en extérieur et de la vie quotidienne



Note. VQ = Vie quotidienne. SME = Session de marche en extérieur. TAC = Total Activity Count. L'aire sous la courbe est de 0,80 pour la modalité #1 (en bleu). L'aire sous la courbe est de 0,89 pour la modalité #3 (en orange). L'aire sous la courbe est de 0,94 pour la modalité #2 (en jaune).

Concernant les résultats issus des courbes ROC, le Tableau 21 détaille pour chaque patient l'aire sous la courbe et le seuil optimal de TACs associé à la meilleure performance de détection des périodes de marche ischémiques et non-ischémiques. Les résultats sont présentés pour les trois modalités testées quant à l'utilisation des données. La Figure 31 illustre quant à elle les courbes ROC pour un patient.

Pour les trois modalités, les aires sous les courbes (AUC) sont toutes $> 0,80$ et significativement différentes d'une aire correspondant à une discrimination aléatoire (AUC = 0,50). Les seuils de TACs moyen étaient les suivants :

- i) 7387 ± 4766 TACs, lorsque les TACs des périodes non- ischémiques et ischémiques de la vie quotidienne sont utilisés (modalité #1) ;

- ii) 7711 ± 4423 TACs, lorsque les TACs des périodes non-ischémiques et ischémiques de la vie quotidienne, et les TACs des périodes ischémiques de la session de marche en extérieur sont utilisés (modalité #2) ;
- iii) 21134 ± 27395 TACs, lorsque les TACs des périodes non-ischémiques de la vie quotidienne et les TACs des périodes ischémiques de la session de marche en extérieur sont utilisés (modalité #3).

Les valeurs des seuils individuels présentées dans le Tableau 21 montre la très grande variabilité des seuils au niveau de la population, laquelle est aussi reflétée par l'écart-type de chaque seuil moyen. Les seuils de TACs beaucoup plus élevés obtenus pour la troisième modalité de calcul s'expliquent par le fait que les valeurs de TACs mesurées lors des périodes ischémiques de la session de marche en extérieur étaient plus importantes que celles mesurées lors des périodes ischémiques de la vie quotidienne (lesquelles pouvaient être par ailleurs très peu nombreuses).

Lorsque l'on applique les seuils de TACs optimaux des modalités #2 et #3 pour discriminer les périodes ischémiques et non-ischémiques de la vie quotidienne, les sensibilités et spécificités moyennes associées à chaque seuil étaient respectivement de $0,89 \pm 0,12$ et $0,93 \pm 0,04$ pour la modalité #2 et de $0,52 \pm 0,32$ et $0,97 \pm 0,04$ pour la modalité #3. En comparaison, la sensibilité et la spécificité des seuils de TACs pour la modalité #1 étaient respectivement de $0,91 \pm 0,11$ et $0,91 \pm 0,08$.

Tableau 21. Caractéristiques de l'analyse ROC pour déterminer un seuil de TACs qui différencie les périodes de marche ischémiques et non-ischémiques selon les trois modalités : données de la session de marche en extérieur uniquement, données de la vie quotidienne uniquement et l'association de l'ensemble des données.

| Patients AOMI | Session de marche en extérieur | | | | Vie quotidienne | | | | Session de marche en extérieur + vie quotidienne | | | | | | |
|---------------|--------------------------------|------------------------|-----------------|-----------------------|--------------------|--------------------|------------------------|-----------------|--------------------------------------------------|--------------------|--------------------|------------------------|-----------------|-----------------------|--------------------|
| | Période Ischémique | Période Non-ischémique | Période (total) | AUC [95% CI] | Seuil optimal TACs | Période Ischémique | Période Non-ischémique | Période (total) | AUC [95% CI] | Seuil optimal TACs | Période Ischémique | Période Non-ischémique | Période (total) | AUC [95% CI] | Seuil optimal TACs |
| 1 | 8 | 609 | 617 | 0,995 [0,990 - 1,001] | 21243 | 14 | 609 | 623 | 0,997 [0,993 - 1] | 11341 | 22 | 609 | 631 | 0,996 [0,992 - 1] | 11341 |
| 2 | 11 | 950 | 961 | 0,965 [0,95 - 0,98] | 4921 | 9 | 950 | 959 | 0,983 [0,973 - 0,994] | 5883 | 20 | 950 | 970 | 0,973 [0,962 - 0,985] | 4921 |
| 3 | 22 | 1003 | 1025 | 0,935 [0,919 - 0,952] | 3650 | 13 | 1003 | 1016 | 0,804 [0,656 - 0,952] | 3867 | 35 | 1003 | 1038 | 0,887 [0,826 - 0,947] | 3650 |
| 4 | 6 | 935 | 941 | 0,981 [0,969 - 0,993] | 17067 | 1 | 935 | 936 | 0,926 [0,909 - 0,943] | 7946 | 7 | 935 | 942 | 0,973 [0,955 - 0,991] | 7946 |
| 6 | 8 | 1093 | 1101 | 0,988 [0,976 - 0,999] | 9013 | | | | | | 8 | 1093 | 1101 | 0,988 [0,976 - 0,999] | 9013 |
| 7 | 7 | 900 | 907 | 0,992 [0,984 - 0,999] | 16764 | 6 | 900 | 906 | 0,909 [0,795 - 1,022] | 7733 | 13 | 900 | 913 | 0,953 [0,896 - 1,011] | 7733 |
| 8 | 5 | 926 | 931 | 0,998 [0,995 - 1,001] | 13028 | 9 | 926 | 935 | 0,83 [0,673 - 0,986] | 1684 | 14 | 926 | 940 | 0,89 [0,780 - 0,999] | 3916 |
| 9 | | | | | | 6 | 813 | 819 | 0,938 [0,899 - 0,977] | 2856 | 6 | 813 | 819 | 0,938 [0,899 - 0,977] | 2856 |
| 10 | 12 | 2028 | 2040 | 0,949 [0,935 - 0,963] | 13225 | 20 | 2028 | 2048 | 0,886 [0,808 - 0,964] | 11382 | 32 | 2028 | 2060 | 0,909 [0,859 - 0,960] | 11382 |
| 11 | 13 | 928 | 941 | 0,998 [0,996 - 1,001] | 7279 | 38 | 928 | 966 | 0,993 [0,986 - 0,999] | 6016 | 51 | 928 | 979 | 0,994 [0,989 - 0,999] | 6016 |
| 13 | 6 | 1577 | 1583 | 0,997 [0,994 - 1] | 11308 | 3 | 1577 | 1580 | 0,974 [0,939 - 1,009] | 4881 | 9 | 1577 | 1586 | 0,989 [0,976 - 1,003] | 20538 |
| 14 | 7 | 672 | 679 | 0,992 [0,985 - 0,998] | 15402 | 19 | 672 | 691 | 0,94 [0,898 - 0,981] | 2164 | 26 | 672 | 698 | 0,954 [0,922 - 0,986] | 4881 |
| 15 | 1 | 932 | 933 | 1 [1 - 1] | 128042 | 3 | 932 | 935 | 0,965 [0,940 - 0,989] | 17881 | 4 | 932 | 936 | 0,974 [0,950 - 0,997] | 6370 |
| 16 | 5 | 709 | 714 | 0,939 [0,906 - 0,973] | 3553 | 6 | 709 | 715 | 0,945 [0,908 - 0,982] | 3635 | 11 | 709 | 720 | 0,942 [0,915 - 0,969] | 17881 |
| 17 | 4 | 1383 | 1387 | 0,998 [0,996 - 1] | 46639 | 25 | 1383 | 1408 | 0,967 [0,934 - 1] | 11831 | 29 | 1383 | 1412 | 0,971 [0,942 - 1] | 3553 |
| 18 | 7 | 1548 | 1555 | 0,999 [0,998 - 1,001] | 15845 | 13 | 1548 | 1561 | 0,894 [0,799 - 0,989] | 4580 | 20 | 1548 | 1568 | 0,931 [0,865 - 0,997] | 11831 |
| 19 | 4 | 1272 | 1276 | 0,997 [0,995 - 1] | 38547 | 15 | 1272 | 1287 | 0,896 [0,768 - 1,024] | 16384 | 19 | 1272 | 1291 | 0,918 [0,815 - 1,020] | 4580 |
| 20 | 6 | 647 | 653 | 0,997 [0,993 - 1,001] | 19701 | 11 | 647 | 658 | 0,885 [0,759 - 1,01] | 13707 | 17 | 647 | 664 | 0,924 [0,839 - 1,009] | 16384 |
| 21 | 11 | 1137 | 1148 | 0,998 [0,996 - 1,001] | 10031 | 34 | 1137 | 1171 | 0,984 [0,975 - 0,993] | 3834 | 45 | 1137 | 1182 | 0,987 [0,98 - 0,995] | 13707 |
| 22 | 9 | 596 | 605 | 0,995 [0,990 - 1] | 20880 | 8 | 596 | 604 | 0,992 [0,98 - 1,004] | 5431 | 17 | 596 | 613 | 0,994 [0,987 - 1,001] | 3834 |
| 24 | 9 | 690 | 699 | 0,962 [0,945 - 0,979] | 6535 | 36 | 690 | 726 | 0,908 [0,864 - 0,951] | 4690 | 45 | 690 | 735 | 0,919 [0,882 - 0,955] | 5431 |

Malgré le petit échantillon de données, des corrélations significatives ont été observées entre les seuils optimaux de TACs individuels et la capacité de marche évaluée par tous les tests de marche sur tapis à l'exception de l'association entre le PFWT^{Gardner} et les seuils de TACs déterminés lorsque les données de la session de marche en extérieur et de la vie quotidienne ont été utilisées (Tableau 22).

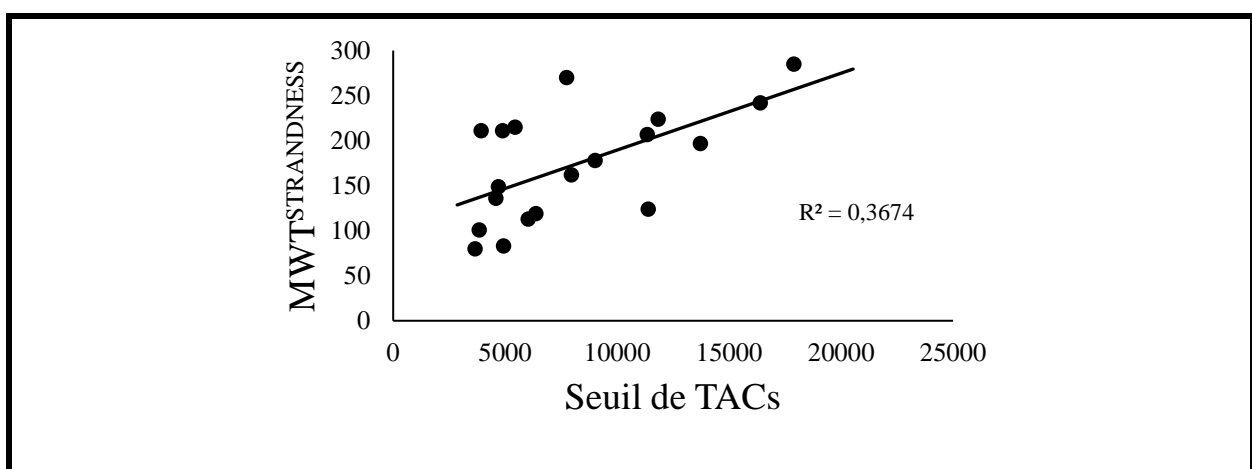
Tableau 22. Associations entre les seuils de TACs déterminés par l'analyse ROC et la capacité de marche obtenue lors des tests de marche sur tapis motorisé et lors de la session de marche en extérieur

| | PFWT Gardner | MWT Gardner | PFWT Strandness | MWT Strandness |
|--------------------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|
| Seuil optimal de TACs Modalité #1 | n = 19 rho = 0,52* P = 0,02 | n = 20 rho = 0,57** P = 0,01 | n = 17 rho = 0,56* P = 0,02 | n = 18 rho = 0,53* P = 0,03 |
| Seuil optimal de TACs Modalité #2 | n = 20 rho = 0,40 P = 0,08 | n = 21 rho = 0,52* P = 0,02 | n = 18 rho = 0,59** P = 0,01 | n = 19 rho = 0,56* P = 0,01 |
| Seuil optimal de TACs modalité #3 | n = 19 rho = 0,48* P = 0,04 | n = 20 rho = 0,44* P = 0,04 | n = 18 rho = 0,66** P = 0,00 | n = 19 rho = 0,70** P = 0,00 |

Note. TAC = Total activity counts, PFWT = Pain-Free Walking Time, MWT = Maximal Walking Time, SME = Session de Marche en Extérieur. * La corrélation est significative avec $P < 0,05$. ** La corrélation est significative avec $P < 0,01$.

L'analyse graphique de ces corrélations est illustrée dans la Figure 32 où est représenté l'association entre les seuils individuels de TACs déterminés pendant la session de marche en extérieur et la vie quotidienne et le MWT obtenu lors du test de Strandness.

Figure 32. Association entre les seuils individuels de TACs déterminés pendant la session de marche en extérieur et la vie quotidienne et le temps de marche maximal (MWT) obtenu lors du test de marche sur tapis avec le protocole de Strandness



Note. MWT = Maximal Walking Time. TACs = Total Activity Counts.

2. Discussion

La grande variabilité dans l'estimation des profils d'AP par l'ActiGraph s'explique par les différentes approches utilisées pour l'obtention des valeurs de counts qui sont associées aux seuils d'intensité d'AP. Outre les différences dans les paramètres utilisés avec l'accéléromètre (*e.g.*, VM vs VA ; LFE vs NF), la plupart des études proposent des seuils de counts associés à des intensités absolues d'AP et établis chez des adultes âgés de 18 à 65 ans (intensité légère [≤ 2.99 METs], modérée [3.0-5.99 METs] et vigoureuse [6.0-8.99 METs]). Cependant, il a été montré que l'utilisation de seuils d'intensité absolue sous-estimait significativement le temps passé à MVPA de personnes seniors (>65 ans) ou de celles avec un faible niveau d'aptitude physique (Miller et al., 2010). Nos résultats montrent que c'est aussi clairement le cas dans notre population de patients AOMI (Figure 27). Les limitations à la marche des patients font que déjà les METs pic atteints lors de la session de marche en extérieur sont faibles ($3,7 \pm 0,8$ METs), et de fait les counts moyen atteints (moyenne = 4359 ± 1080) sont déjà très proches de la plupart des seuils de counts correspondant à une intensité modérée d'AP seulement.

Sur l'ensemble des algorithmes existants qui ont été testés pour estimer le temps quotidien à intensité MVPA, notre méthode basée sur une extrapolation des seuils individuels d'intensité relative donnaient des résultats qui étaient plus proches des seuils de counts proposés par Zisko et al. (2015), ou encore de Swartz et al. (2000). Il demeure cependant une grande variabilité entre les résultats obtenus avec le seuil MVPA de Swartz et al., et ceux obtenus avec les seuils individuels d'intensité relative, comme en témoigne l'intervalle interquartile du MPE (MPE = -7 [-61 ; 51] %). Le seuil MVPA de Swartz et al. a été calculé avec une méthode basée sur des intensités absolues (régression linéaire) chez une population adulte (41 ± 17 ans) et la calibration du seuil a été réalisée via des activités de marche ($n = 4$) et du quotidien ($n = 24$). Concernant la comparaison de notre méthode et avec celle de Zisko et al., nous retrouvons des similitudes qui peuvent expliquer des résultats proches dans l'estimation du temps quotidien à intensité MVPA comparativement aux seuils individuels. De manière semblable à notre méthode, Zisko et al. ont utilisé un modèle basé sur des intensités relatives (*i.e.*, % $\dot{V}O_2\max$) pour déterminer le seuil de MVPA. De plus, la méthode de calibration a également été réalisée via une session de marche en extérieur, et certains paramètres de l'accéléromètre sont semblables à notre étude (*e.g.*, utilisation du VM).

Dans notre étude, nous avons voulu déterminer si la capacité de marche des patients AOMI était associée avec des indicateurs du pattern d'AP, à savoir le temps quotidien passé à intensité MVPA et le nombre de périodes de marche à intensité MVPA pendant différentes durées ($\geq 1, 2$ et 5 minutes / jour). Concernant notre méthode, aucune corrélation n'a été trouvée entre le temps quotidien passé à intensité MVPA et la capacité de marche des patients AOMI. De la même manière, aucune corrélation n'a été observée entre le nombre de périodes de marche à intensité MVPA et la capacité de marche des patients AOMI. Ces deux indicateurs ne semblent donc pas être associés à la capacité de marche des patients AOMI. Le faible nombre de périodes de marche à intensité MVPA expérimenté par les patients pendant la période de vie quotidienne peut expliquer cette mauvaise association avec la capacité de marche.

Une dernière partie de notre étude avait pour objectif d'explorer dans quelles mesures les TACs pouvaient constituer un indicateur pertinent pour caractériser la capacité de marche.

La détermination du seuil de TACs à partir des données de la session de marche en extérieur uniquement ne permet pas de bien discriminer les périodes ischémiques et non-ischémiques lors de la période de vie quotidienne. Une explication peut provenir de la différence d'intensité de marche des patients AOMI entre la session de marche en extérieur et les marches réalisées au domicile. En effet, lors de la session de marche en extérieur, l'ensemble des périodes de marche étaient symptômes-limités. De plus, la présence des expérimentateurs peut augmenter la motivation du patient AOMI pour réaliser une marche jusqu'à la douleur maximale qui est une notion subjective et variable. Notre analyse exploratoire recommande donc la mesure des TACs à l'aide d'un accéléromètre pendant une période de sept jours pour déterminer un seuil de TACs optimal capable de discriminer les périodes ischémiques et non-ischémiques.

Finalement, des corrélations significatives ont été observées entre les seuils de TACs et la capacité de marche des patients AOMI évaluée en laboratoire. Cette association reste à étudier sur une cohorte plus importante de patients mais les TACs pourraient être un indicateur pertinent à analyser à partir d'une mesure en ambulatoire en vue de caractériser la capacité de marche des patients AOMI.

Si ces résultats exploratoires restent à confirmer, plusieurs perspectives peuvent être envisagées s'agissant de l'utilisation d'un seuil individuel de TACs pour discriminer les

périodes de marche ischémiques et non-ischémiques. Dans le réentraînement comme dans la vie quotidienne, ce seuil individuel de TACs pourrait constituer un indicateur permettant aux patients de réguler en direct leur marche (intensité et/ou durée). Par ailleurs, il serait intéressant de voir dans quelles mesures ce seuil individuel de TACs est sensible à l'effet d'une intervention destinée à améliorer la capacité de marche. À ce sujet, notre équipe travaille sur l'effet d'un programme d'électrostimulation musculaire sur la capacité de marche des patients AOMI. Des mesures de l'AP sur sept jours dans la vie quotidienne sont réalisées avec notamment un accéléromètre. Si des améliorations de la capacité de marche sont présentes, il sera intéressant d'analyser les modifications éventuelles du seuil individuel de TACs avant et après ce programme d'une durée de trois mois.

3. Valorisation

Article en préparation

Jéhannin P, Taoum A, de Müllenheim P, Chaudru S, Mahé G et Le Faucheur A. Accelerometer calibration methods to assess physical activity and walking capacity profiles in PAD (titre provisoire).

CONCLUSION GÉNÉRALE

Dans l'AOMI, l'évaluation et le monitoring ambulatoire de la capacité de marche offre de réelles opportunités pour une compréhension plus fine des limitations fonctionnelles des patients. Plusieurs limites méthodologiques quant à l'utilisation des moniteurs d'activité pour réaliser cette évaluation ont conduit au premier objectif de ce travail de thèse avec la mise au point d'une méthode basée sur le couplage de moniteurs d'activité portables (accéléromètre et montre à marqueurs d'évènements) pour évaluer la capacité de marche des patients AOMI en ambulatoire. Ainsi, cette nouvelle méthode a été validée techniquement et cliniquement pour quantifier les douleurs ischémiques et pour mesurer la capacité de marche en ambulatoire (session de marche en extérieur et vie quotidienne). Quantifier les apparitions de la douleur et les arrêts liés à la douleur dans le quotidien peut aider les chercheurs et cliniciens à avoir une vue plus réaliste et holistique de l'expérience de vie des patients AOMI et des limitations fonctionnelles associées afin d'améliorer la prise en charge.

Comme dans toutes populations, l'évaluation des niveaux d'AP des patients AOMI est essentielle pour appréhender les risques éventuels pour la santé des individus liés à des niveaux insuffisants d'AP. Les podomètres sont des moniteurs d'activité qui permettent cette évaluation en offrant des indicateurs qui reflètent l'activité ambulatoire des individus (*e.g.*, nombre de pas, accumulation des pas sur des intervalles de temps spécifiques). Le deuxième objectif de cette thèse visait à déterminer la concordance des deux podomètres parmi les plus utilisés dans l'AOMI (*i.e.*, SW3 et wGT3X+) pour étudier plusieurs indicateurs basés sur le nombre de pas en ambulatoire. Les moniteurs SW3 et wGT3X+ rapportent un nombre de pas comparable lors d'une session de marche en extérieur, mais pas lors de la mesure de sept jours dans la vie quotidienne.

Le dernier axe de ce travail de thèse consistait à caractériser le pattern d'AP via une méthode de calibration accélérométrique basée sur les intensités relative du patient AOMI afin de prendre en compte ses limitations fonctionnelles. Cette méthode a mesuré un temps quotidien moyen à intensité MVPA de 94 ± 42 minutes / jour, confirmant les faibles niveaux d'AP des patients AOMI (McDermott et al., 2000; Sieminski and Gardner, 1997). Enfin, l'association a été étudiée entre des indicateurs du pattern d'AP et la capacité de marche des patients AOMI.

Les TACs enregistrés par un accéléromètre se sont révélés être le meilleur indicateur pour caractériser la capacité de marche des patients AOMI en reflétant le volume de l'exercice réalisé.

En conclusion, ce travail de recherche ouvre de nouvelles perspectives dans l'utilisation des moniteurs d'activité portables dans l'évaluation de la capacité de marche et de l'AP associée. Ainsi, ces nouveaux outils pourraient aider à la prise en charge des patients AOMI en permettant de mieux optimiser la charge de réentraînement.

BIBLIOGRAPHIE

- Aboyans, V., Criqui, M.H., Abraham, P., Allison, M.A., Creager, M.A., Diehm, C., Fowkes, F.G.R., Hiatt, W.R., Jönsson, B., Lacroix, P., Marin, B., McDermott, M.M., Norgren, L., Pande, R.L., Preux, P.-M., Stoffers, H.E. (Jelle), Treat-Jacobson, D., 2012. Measurement and Interpretation of the Ankle-Brachial Index: A Scientific Statement From the American Heart Association. *Circulation* 126, 2890–2909. <https://doi.org/10.1161/CIR.0b013e318276fbc8>
- Aboyans, V., Sevestre, M.-A., Désormais, I., Lacroix, P., Fowkes, G., Criqui, M.H., 2018. Épidémiologie de l'artériopathie des membres inférieurs. *Presse Médicale* 47, 38–46. <https://doi.org/10.1016/j.lpm.2018.01.012>
- Abraham, P., Noury-Desvaux, B., Gernigon, M., Mahé, 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. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0031338>
- Abraham, P., Picquet, J., Vielle, B., Sigauco-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, 1896–1900. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000060500.60646.E0>
- Ahimastos, A.A., Pappas, E.P., Buttner, P.G., Walker, P.J., Kingwell, B.A., Golledge, J., 2011. A meta-analysis of the outcome of endovascular and noninvasive therapies in the treatment of intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.* 54, 1511–1521. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2011.06.106>
- Ainsworth, B.E., Irwin, M.L., Addy, C.L., Whitt, M.C., Stolarczyk, L.M., 1999. Moderate Physical Activity Patterns of Minority Women: The Cross-Cultural Activity Participation Study. *J. Womens Health Gend. Based Med.* 8, 805–813. <https://doi.org/10.1089/152460999319129>
- Anderson, S.I., Whatling, P., Hudlicka, O., Gosling, P., Simms, M., Brown, M.D., 2004. Chronic Transcutaneous Electrical Stimulation of Calf Muscles Improves Functional Capacity without Inducing Systemic Inflammation in Claudicants. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 27, 201–209. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2003.10.003>
- Barbosa, J.P., Farah, B.Q., Chehuen, M., Cucato, G.G., Farias Júnior, J.C., Wolosker, N., Forjaz, C.L., Gardner, A.W., Ritti-Dias, R.M., 2015. Barriers to Physical Activity in Patients with Intermittent Claudication. *Int. J. Behav. Med.* 22, 70–76. <https://doi.org/10.1007/s12529-014-9408-4>
- Barletta, G., Perna, S., Sabba, C., Catalano, A., O'Boyle, C., Brevetti, G., 1996. Quality of Life in Patients with Intermittent Claudication: Relationship with Laboratory Exercise Performance. *Vasc. Med.* 1, 3–7. <https://doi.org/10.1177/1358863X9600100102>
- Bassett, D.R., Toth, L.P., LaMunion, S.R., Crouter, S.E., 2017. Step Counting: A Review of Measurement Considerations and Health-Related Applications. *Sports Med.* 47, 1303–1315. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0663-1>
- 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, 833–838. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000468>

Beebe, H.G., Dawson, D.L., Cutler, B.S., Herd, J.A., Strandness, D.E., Bortey, E.B., Forbes, W.P., 1999. A New Pharmacological Treatment for Intermittent Claudication:: Results of a Randomized, Multicenter Trial. *Arch. Intern. Med.* 159, 2041. <https://doi.org/10.1001/archinte.159.17.2041>

Besnier, F., Sénard, J.-M., Grémeaux, V., Riédel, M., Garrigues, D., Guiraud, T., Labrunée, M., 2017. The efficacy of transcutaneous electrical nerve stimulation on the improvement of walking distance in patients with peripheral arterial disease with intermittent claudication: study protocol for a randomised controlled trial: the TENS-PAD study. *Trials* 18, 373. <https://doi.org/10.1186/s13063-017-1997-1>

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, 7–14. <https://doi.org/10.3233/PRM-2011-0186>

Boccalon, H., Lehert, P., Mosnier, M., 2000. Appréciation de la prévalence de l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs en France à l'aide de l'index systolique dans une population à risque vasculaire. *J. Mal. Vasc.* 9.

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 Outcomes* 2, 57–64. <https://doi.org/10.2165/00115677-199700021-00012>

Bonomi, A.G., Westerterp, K.R., 2012. Advances in physical activity monitoring and lifestyle interventions in obesity: a review. *Int. J. Obes.* 36, 167–177. <https://doi.org/10.1038/ijo.2011.99>

Bradberry, J., 2004. Peripheral Arterial Disease: Pathophysiology, Risk Factors, and Role of Antithrombotic Therapy. *J. Am. Pharm. Assoc.* 44, S37–S45. <https://doi.org/10.1331/154434504322904596>

Brage, S., Wedderkopp, N., Franks, P.W., Bo Andersen, L., Froberg, K., 2003. Reexamination of Validity and Reliability of the CSA Monitor in Walking and Running: *Med. Sci. Sports Exerc.* 35, 1447–1454. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000079078.62035.EC>

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, 2296. <https://doi.org/10.1001/jama.298.19.2296>

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, 662–667. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000446>

Caspersen, C.J., Powell, K.E., Christenson, G.M., 1985. Physical Activity, Exercise, and Physical Fitness: Definitions and Distinctions for Health-Related Research 6.

Chaudru, S., Jehannin, P., de Müllenheim, P., Klein, H., Jaquinandi, V., Mahé, G., Le Faucheur, A., 2019. Using wearable monitors to assess daily walking limitations induced by ischemic pain in peripheral artery disease. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 29, 1813–1826. <https://doi.org/10.1111/sms.13511>

Chen, K.Y., Bassett, D.R., 2005. The Technology of Accelerometry-Based Activity Monitors: Current and Future: *Med. Sci. Sports Exerc.* 37, S490–S500. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000185571.49104.82>

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, S13–S23. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182399bc8>

Chen, S.-J., Pipinos, I., Johanning, 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, 2506–2514. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.011>

- Choi, L., Ward, S.C., Schnelle, J.F., Buchowski, M.S., 2012. Assessment of Wear/Nonwear Time Classification Algorithms for Triaxial Accelerometer: *Med. Sci. Sports Exerc.* 44, 2009–2016. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318258cb36>
- Chow, C.K., Ariyaratna, N., Islam, S.M.S., Thiagalingam, A., Redfern, J., 2016. mHealth in Cardiovascular Health Care. *Heart Lung Circ.* 25, 802–807. <https://doi.org/10.1016/j.hlc.2016.04.009>
- 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, 162–167. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2012.11.027>
- 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, 2S-41S.e1. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2014.12.009>
- Copeland, J.L., Eslinger, D.W., 2009. Accelerometer Assessment of Physical Activity in Active, Healthy Older Adults. *J. Aging Phys. Act.* 17, 17–30. <https://doi.org/10.1123/japa.17.1.17>
- Coughlin, P.A., Kent, P.J., Berridge, D.C., Scott, D.J.A., 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, 651–656. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2006.03.012>
- Craft, L.L., Guralnik, J.M., Ferrucci, L., Liu, K., Tian, L., Criqui, M.H., Tan, J., McDermott, M.M., 2008. Physical Activity During Daily Life and Circulating Biomarker Levels in Patients With Peripheral Arterial Disease. *Am. J. Cardiol.* 102, 1263–1268. <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2008.06.051>
- Creager, M.A., Belkin, M., Bluth, E.I., Casey, D.E., 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., Murphy, T., Olin, J.W., Regensteiner, J.G., Rosenwasser, R.H., Sheehan, P., Stewart, K.J., Treat-Jacobson, D., Upchurch, G.R., 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. *J. Am. Coll. Cardiol.* 59, 294–357. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2011.10.860>
- Criqui, M.H., Aboyans, V., 2015. Epidemiology of Peripheral Artery Disease. *Circ Res* 24;116(9):1509-26. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.116.303849>
- 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, 65–71. <https://doi.org/10.1177/1358863X9600100112>
- Crouter, S.E., Clowers, K.G., Bassett, D.R., 2006. A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure. *J. Appl. Physiol.* 100, 1324–1331. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00818.2005>
- Crouter, S.E., DellaValle, D.M., Haas, J.D., Frongillo, E.A., 2014. Validity of ActiGraph 2-Regression Model and Matthews and NHANES and Cut-Points for Assessing Free-Living Physical Activity 20.
- Crouter, S.E., Schneider, P.L., Karabulut, M., Bassett, D.R., 2003. Validity of 10 Electronic Pedometers for Measuring Steps, Distance, and Energy Cost: *Med. Sci. Sports Exerc.* 35, 1455–1460. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000078932.61440.A2>
- da Cunha-Filho, I.T., Pereira, D.A.G., de Carvalho, A.M.B., Campedeli, L., Soares, M., de Sousa Freitas, J., 2007. The Reliability of Walking Tests in People with Claudication: *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 86, 574–582. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e31806de721>

- Dall, P.M., Mccrorie, P.R.W., 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, 1995–2001. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182955780>
- 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, 223–231. <https://doi.org/10.1080/02701367.2013.784720>
- Davis, M.G., Fox, K.R., 2007. Physical activity patterns assessed by accelerometry in older people. *Eur J Appl Physiol* 9.
- Dawson, D.L., Cutler, B.S., Meissner, M.H., Strandness, D.E., 1998. Cilostazol Has Beneficial Effects in Treatment of Intermittent Claudication: Results From a Multicenter, Randomized, Prospective, Double-blind Trial. *Circulation* 98, 678–686. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.98.7.678>
- de Müllenheim, Pierre-Yves, 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, 1741–1756. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/37/10/1741>
- 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: Physical activity and walking capacity in PAD. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 26, 716–730. <https://doi.org/10.1111/sms.12512>
- de Müllenheim, P.-Y.D., 2016. 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 358.
- Degischer, S., Labs, K.-H., Aschwanden, M., Tschoepl, 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, 83–88. <https://doi.org/10.1067/mva.2002.123092>
- Desormais, I., Aboyans, V., Pesteil, F., Lacroix, P., 2018. Artériopathie des membres inférieurs : le traitement. *Presse Médicale* 47, 56–61. <https://doi.org/10.1016/j.lpm.2017.09.019>
- Diehm, C., Allenberg, J.R., Pittrow, D., Mahn, M., Tepohl, G., Haberl, R.L., Darius, H., Burghaus, I., Trampisch, H.J., 2009. Mortality and Vascular Morbidity in Older Adults With Asymptomatic Versus Symptomatic Peripheral Artery Disease. *Circulation* 120, 2053–2061. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.109.865600>
- 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.*
- Dixon, P.M., Saint-Maurice, P.F., Kim, Y., Hibbing, P., Bai, Y., Welk, G.J., 2018. A Primer on the Use of Equivalence Testing for Evaluating Measurement Agreement. *Med. Sci. Sports Exerc.* 50, 837–845. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001481>
- Duncan, S., Stewart, T.I., Oliver, M., Mavoa, S., MacRae, D., Badland, H.M., Duncan, M.J., 2013. Portable Global Positioning System Receivers. *Am. J. Prev. Med.* 44, e19–e29. <https://doi.org/10.1016/j.amepre.2012.10.013>
- Duquenne, F., 2005. Le système GPS : notions fondamentales., In F. Duquenne (Ed.). ed, GPS: localisation par satellites. Paris, France: Lavoisier.

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, 115–122. <https://doi.org/10.1289/ehp.5350>

El-Rabbany, A., 2002. *Introduction to GPS: the Global Positioning System*. Norwood, MA: Artech House.

Enright, P.L., 2003. The Six-Minute Walk Test. *Respir. CARE* 48, 3.

Evenson, K., Buchner, D., Morland, K., 2011. Objective Measurement of Physical Activity and Sedentary Behavior Among US Adults Aged 60 Years or Older. *Prev. Chronic. Dis.* <https://doi.org/10.5888/pcd9.110109>

Falk, E., 2006. Pathogenesis of Atherosclerosis. *J. Am. Coll. Cardiol.* 47, C7–C12. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2005.09.068>

Feito, Y., Bassett, D.R., Thompson, D.L., 2012a. Evaluation of Activity Monitors in Controlled and Free-Living Environments: *Med. Sci. Sports Exerc.* 44, 733–741. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182351913>

Feito, Y., Bassett, D.R., Thompson, D.L., Tyo, B.M., 2012b. Effects of Body Mass Index on Step Count Accuracy of Physical Activity Monitors. *J. Phys. Act. Health* 9, 594–600. <https://doi.org/10.1123/jpah.9.4.594>

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, 211–217. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000395>

Fokkenrood, H.J.P., Lauret, G.J., Verhofstad, N., Bendermacher, B.L.W., Scheltinga, M.R.M., Teijink, J.A.W., 2015. The Effect of Supervised Exercise Therapy on Physical Activity and Ambulatory Activities in Patients with Intermittent Claudication. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 49, 184–191. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2014.11.002>

Fokkenrood, van den Houten, M.M.L., Houterman, S., Breek, J.C., Scheltinga, M.R.M., Teijink, J.A.W., 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, 1218–1224. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2015.02.011>

Fowkes, F.G.R., Aboyans, V., Fowkes, F.J.I., McDermott, M.M., Sampson, U.K.A., Criqui, M.H., 2017. Peripheral artery disease: epidemiology and global perspectives. *Nat. Rev. Cardiol.* 14, 156–170. <https://doi.org/10.1038/nrcardio.2016.179>

Frank, U., Nikol, S., Belch, J., Boc, V., Brodmann, M., Carpentier, P.H., Chraim, A., Canning, C., Dimakakos, E., Gottsäter, A., Heiss, C., Mazzolai, L., Madaric, J., Olinic, D.M., Pécsvárad, Z., Poredoš, P., Quéré, I., Roztocil, K., Stanek, A., Vasic, D., Visonà, A., Wautrecht, J.-C., Bulvas, M., Colgan, M.-P., Dorigo, W., Houston, G., Kahan, T., Lawall, H., Lindstedt, I., Mahe, G., Martini, R., Pernod, G., Przywara, S., Righini, M., Schlager, O., Terlecki, P., 2019. ESVM Guideline on peripheral arterial disease. *Vasa* 48, 1–79. <https://doi.org/10.1024/0301-1526/a000834>

Freedson, P., Melanson, E., Sirard, J.R., 1998. Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. *Med. Sci. Sports Exerc.* 777–781.

Freedson, P.S., Lyden, K., Kozey-Keadle, S., Staudenmayer, J., 2011. Evaluation of artificial neural network algorithms for predicting METs and activity type from accelerometer data: validation on an independent sample. *J. Appl. Physiol.* 111, 1804–1812. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00309.2011>

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, 192–198. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000235884.71487.21>

- Garber, C.E., Blissmer, B., Deschenes, M.R., Franklin, B.A., Lamonte, M.J., Lee, I.-M., Nieman, D.C., Swain, D.P., 2011. Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardiorespiratory, Musculoskeletal, and Neuromotor Fitness in Apparently Healthy Adults: Guidance for Prescribing Exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 43, 1334–1359. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213fefb>
- Gardner, A.W., Clancy, R.J., 2006. The Relationship Between Ankle-Brachial Index and Leisure-Time Physical Activity in Patients With Intermittent Claudication 57, 7.
- Gardner, A.W., Forrester, L., Smith, G.V., 2001. Altered gait profile in subjects with peripheral arterial disease. *Vasc. Med.* 4.
- Gardner, A.W., Montgomery, P.S., Afaq, A., 2007a. Exercise performance in patients with peripheral arterial disease who have different types of exertional leg pain. *J. Vasc. Surg.* 46, 79–86. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2007.02.037>
- Gardner, A.W., Montgomery, P.S., Scott, K.J., Afaq, A., Blevins, S.M., 2007b. Patterns of ambulatory activity in subjects with and without intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.* 46, 1208–1214. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2007.07.038>
- Gardner, A.W., Montgomery, P.S., Scott, K.J., Blevins, S.M., Afaq, A., Nael, R., 2008. Association between daily ambulatory activity patterns and exercise performance in patients with intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.* 48, 1238–1244. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2008.06.062>
- Gardner, A.W., Parker, D.E., Montgomery, P.S., Blevins, S.M., 2014a. Step-Monitored Home Exercise Improves Ambulation, Vascular Function, and Inflammation in Symptomatic Patients With Peripheral Artery Disease: A Randomized Controlled Trial. *J. Am. Heart Assoc.* 3. <https://doi.org/10.1161/JAHA.114.001107>
- Gardner, A.W., Parker, D.E., Montgomery, P.S., Blevins, S.M., Teague, A.M., Casanegra, A.I., 2014b. Monitored Daily Ambulatory Activity, Inflammation, and Oxidative Stress in Patients With Claudication. *Angiology* 65, 491–496. <https://doi.org/10.1177/0003319713489769>
- 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, 1654–1661. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2011.12.060>
- Gardner, A.W., Parker, D.E., Montgomery, P.S., Khurana, A., Ritti-Dias, R.M., Blevins, S.M., 2010. Gender differences in daily ambulatory activity patterns in patients with intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.* 52, 1204–1210. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2010.05.115>
- Gardner, A.W., Parker, D.E., Montgomery, P.S., Scott, K.J., Blevins, S.M., 2011a. Efficacy of Quantified Home-Based Exercise and Supervised Exercise in Patients With Intermittent Claudication: A Randomized Controlled Trial. *Circulation* 123, 491–498. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.110.963066>
- Gardner, A.W., Parker, D.E., Montgomery, P.S., Sosnowska, D., Casanegra, A.I., Ungvari, Z., Csiszar, A., Sonntag, W.E., 2015. Gender and racial differences in endothelial oxidative stress and inflammation in patients with symptomatic peripheral artery disease. *J. Vasc. Surg.* 61, 1249–1257. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2014.02.045>
- Gardner, A.W., Ritti-Dias, R.M., Stoner, J.A., Montgomery, P.S., Khurana, A., Blevins, S.M., 2011b. Oxygen uptake before and after the onset of claudication during a 6-minute walk test. *J. Vasc. Surg.* 54, 1366–1373. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2011.04.026>
- Gardner, A.W., Skinner, J., Cantwell, B., Smith, L., 1991. Progressive vs single stage treadmill tests for evaluation of claudicants. *Med Sci Sports Exerc.* r;23(4):402-8. PMID: 2056896.

- Gardner, 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, 21–26. <https://doi.org/10.1177/1358863X09106836>
- Gardner, Parker, D.E., Montgomery, P.S., Khurana, A., Ritti-Dias, R.M., Blevins, S.M., 2010b. Gender differences in daily ambulatory activity patterns in patients with intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.* 52, 1204–1210. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2010.05.115>
- Gardner, Ritti-Dias, R.M., Forrester, L., 2010c. The effect of claudication pain on temporal and spatial gait measures during self-paced ambulation. *Vasc. Med.* 15, 21–26. <https://doi.org/10.1177/1358863X09106836>
- Gardner, Ritti-Dias, R.M., Stoner, J.A., Montgomery, P.S., Scott, K.J., Blevins, S.M., 2010d. Walking economy before and after the onset of claudication pain in patients with peripheral arterial disease. *J. Vasc. Surg.* 51, 628–633. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2009.09.053>
- Garg, P.K., Liu, K., Tian, L., Guralnik, J.M., Ferrucci, L., Criqui, M.H., Tan, J., McDermott, M.M., 2009. Physical Activity During Daily Life and Functional Decline in Peripheral Arterial Disease. *Circulation* 119, 251–260. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.108.791491>
- Garg, P.K., Tian, L., Criqui, M.H., Liu, K., Ferrucci, L., Guralnik, J.M., Tan, J., McDermott, M.M., 2006. Physical Activity During Daily Life and Mortality in Patients With Peripheral Arterial Disease. *Circulation* 114, 242–248. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.105.605246>
- Gerhard-Herman, M.D., Gornik, H.L., Barrett, C., Barshes, N.R., Corriere, M.A., Drachman, D.E., Fleisher, L.A., Fowkes, F.G.R., Hamburg, N.M., Kinlay, S., Lookstein, R., Misra, S., Mureebe, L., Olin, J.W., Patel, R.A.G., Regensteiner, J.G., Schanzer, A., Shishehbor, M.H., Stewart, K.J., Treat-Jacobson, D., Walsh, M.E., 2017. 2016 AHA/ACC Guideline on the Management of Patients With Lower Extremity Peripheral Artery Disease: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. *Circulation* 135. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000471>
- Gernigon, 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, 623–629. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2015.07.009>
- Gernigon, 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, e838. <https://doi.org/10.1097/MD.0000000000000838>
- Gernigon, M., Le Faucheur, A., Noury-Desvaux, B., Mahe, G., Abraham, P., 2014. Applicability of global positioning system for the assessment of walking ability in patients with arterial claudication. *J. Vasc. Surg.* 60, 973-981.e1. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2014.04.053>
- Gommans, L.N.M., Smid, A.T., Scheltinga, M.R.M., Brooijmans, F.A.M., van Disseldorp, E.M.J., van der Linden, F.T.P.M., Meijer, K., Teijink, J.A.W., 2016. Altered joint kinematics and increased electromyographic muscle activity during walking in patients with intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.* 63, 664–672. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2015.09.045>
- Hansson, G.K., Robertson, A.-K.L., Söderberg-Nauclér, C., 2005. Inflammation and Atherosclerosis. *Annu Rev Pathol* 1:297-329, 35. <https://doi.org/10.1146/annurev.pathol.1.110304.100100>
- Haskell, W.L., Lee, I.-M., Pate, R.R., Powell, K.E., Blair, S.N., Franklin, B.A., Macera, C.A., Heath, G.W., Thompson, P.D., Bauman, A., 2007. Physical Activity and Public Health: Updated Recommendation for Adults

from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med. Sci. Sports Exerc.* 39, 1423–1434. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180616b27>

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. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2015.11.004>

Heikkilä, K., Coughlin, P.A., Pentti, J., Kivimäki, M., Halonen, J.I., 2019. Physical activity and peripheral artery disease: Two prospective cohort studies and a systematic review. *Atherosclerosis* 286, 114–120. <https://doi.org/10.1016/j.atherosclerosis.2019.05.008>

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, S442–S449. <https://doi.org/10.1097/00005768-200009001-00002>

Hergenroeder, A.L., Barone Gibbs, B., Kotlarczyk, M.P., Kowalsky, R.J., Perera, S., Brach, J.S., 2018. Accuracy of Objective Physical Activity Monitors in Measuring Steps in Older Adults. *Gerontol. Geriatr. Med.* 4, 233372141878112. <https://doi.org/10.1177/2333721418781126>

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, 1527–1539. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.116.303566>

Hiatt, W.R., Goldstone, J., Smith, S.C., McDermott, M., Moneta, G., Oka, R., Newman, A.B., Pearce, W.H., for Writing Group I, 2008. Atherosclerotic Peripheral Vascular Disease Symposium II: Nomenclature for Vascular Diseases. *Circulation* 118, 2826–2829. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.108.191171>

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, 69–78. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.113.007003>

Hickey, A., John, D., Sasaki, J.E., Mavilia, M., Freedson, P., 2016. Validity of Activity Monitor Step Detection Is Related to Movement Patterns. *J. Phys. Act. Health* 13, 145–153. <https://doi.org/10.1123/jpah.2015-0203>

Hirsch, A.T., Haskal, Z.J., Hertzner, N.R., Bakal, C.W., Creager, M.A., Halperin, J.L., Hiratzka, L.F., Murphy, W.R.C., Olin, J.W., Puschett, J.B., Rosenfield, K.A., Sacks, D., Stanley, J.C., Taylor, L.M., White, C.J., White, J., White, R.A., 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. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.174526>

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. *J. Epidemiol. Community Health* 47, 475–480. <https://doi.org/10.1136/jech.47.6.475>

Howe, C.C.F., Matzko, R.O., Piasek, F., Pitsiladis, Y.P., Easton, C., 2014. Stability of the K4b² portable metabolic analyser during rest, walking and running. *J. Sports Sci.* 32, 157–163. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.812231>

- Janz, K.F., 1994. Validation of the CSA accelerometer for assessing children physical activity.pdf. *Med. Sci. Sports Exerc.* 369–375.
- Jéhannin, P., Craughwell, M., Omarjee, L., Donnelly, A., Jaquinandi, V., Mahé, G., Le Faucheur, A., 2020. A systematic review of lower extremity electrical stimulation for treatment of walking impairment in peripheral artery disease. *Vasc. Med.* 25, 354–363. <https://doi.org/10.1177/1358863X20902272>
- Jennings, D., Cormack, S., Coutts, A.J., Boyd, L., Aughey, R.J., 2010. The Validity and Reliability of GPS Units for Measuring Distance in Team Sport Specific Running Patterns. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 5, 328–341. <https://doi.org/10.1123/ijsp.5.3.328>
- 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, 219–230. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/2/219>
- John, D., Morton, A., Arguello, D., Lyden, K., Bassett, D., 2018. “What Is a Step?” Differences in How a Step Is Detected among Three Popular Activity Monitors That Have Impacted Physical Activity Research. *Sensors* 18, 1206. <https://doi.org/10.3390/s18041206>
- Kaminsky, L.A., Arena, R., Beckie, T.M., Brubaker, P.H., Church, T.S., Forman, D.E., Franklin, B.A., Gulati, M., Lavie, C.J., Myers, J., Patel, M.J., Piña, I.L., Weintraub, W.S., Williams, M.A., 2013. The Importance of Cardiorespiratory Fitness in the United States: The Need for a National Registry: A Policy Statement From the American Heart Association. *Circulation* 127, 652–662. <https://doi.org/10.1161/CIR.0b013e31827ee100>
- Kaplan, E.D., Hegarty, C.J., 2006. *Understanding GPS : principles and applications*, (2nd ed.). ed. Norwood, MA: Artech House.
- Korkmaz, S., Goksuluk, D., Zararsiz, G., 2014. MVN: An R Package for Assessing Multivariate Normality. *R J.* 6, 151. <https://doi.org/10.32614/RJ-2014-031>
- Koutakis, P., Pipinos, I.I., Myers, S.A., Stergiou, N., Lynch, T.G., Johannig, J.M., 2010. Joint torques and powers are reduced during ambulation for both limbs in patients with unilateral claudication. *J. Vasc. Surg.* 51, 80–88. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2009.07.117>
- Kruidenier, L.M., Nicolai, S.P., Willigendael, E.M., de Bie, R.A., Prins, M.H., Tejjink, 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. <https://doi.org/10.1186/1471-2261-9-9>
- 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.* 9.
- Lauret, G.J., Fokkenrood, H.J.P., Bendermacher, B.L., Scheltinga, M.R.M., Tejjink, J.A.W., 2014. Physical Activity Monitoring in Patients with Intermittent Claudication. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 47, 656–663. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2014.03.001>
- Le Faucheur, A., 2008. *Hemodynamique Arterielle Peripherique, Evaluation diagnostique et fonctionelle à l’effort dans deux modèles d’artériopathie des membres inférieurs.pdf.*
- Le Faucheur, A., Abraham, P., Jaquinandi, V., Bouyé, 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, 897–904. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.725994>
- Le Faucheur, A., Abraham, P., Jaquinandi, V., Bouyé, 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, 1570–1578. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3180cc20c7>

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.

<https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.114.012389>

Le Faucheur, A., Noury-Desvaux, B., Mahé, 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, 886–892. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2009.10.120>

Lee, I.-M., Sesso, H.D., Oguma, Y., Paffenbarger, R.S., 2003. Relative Intensity of Physical Activity and Risk of Coronary Heart Disease. *Circulation* 107, 1110–1116. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000052626.63602.58>

Leplège, A., Ecosse, E., Verdier, A., Perneger, T.V., 1998. The French SF-36 Health Survey: Translation, Cultural Adaptation and Preliminary Psychometric Evaluation 11.

Levick, J.R., 2010. *An introduction to cardiovascular physiology*. 5th ed. London (Hodder Arnold).

Libby, P., 2002. Inflammation in atherosclerosis. *Nature* 420, 868–874. <https://doi.org/10.1038/nature01323>

Loprinzi, P.D., Abbott, K., 2014. Association of diabetic peripheral arterial disease and objectively-measured physical activity: NHANES 2003-2004. *J. Diabetes Metab. Disord.* 13, 63. <https://doi.org/10.1186/2251-6581-13-63>

Lyden, K., Keadle, S.K., Staudenmayer, J., Freedson, P.S., 2014. A Method to Estimate Free-Living Active and Sedentary Behavior from an Accelerometer: *Med. Sci. Sports Exerc.* 46, 386–397. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a42a2d>

Matthews, C.E., 2005. Calibration of Accelerometer Output for Adults: *Med. Sci. Sports Exerc.* 37, S512–S522. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000185659.11982.3d>

Mays, R.J., Rogers, R.K., Hiatt, W.R., Regensteiner, J.G., 2013. Community walking programs for treatment of peripheral artery disease. *J. Vasc. Surg.* 58, 1678–1687. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2013.08.034>

McCully, K., Leiper, C., Sanders, T., Griffin, E., 1999. The Effects of Peripheral Vascular Disease on Gait. *J. Gerontol. Ser. A* 54, B291–B294. <https://doi.org/10.1093/gerona/54.7.B291>

McDermott, 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, 1599. <https://doi.org/10.1001/jama.286.13.1599>

McDermott, M.M., 2015. Lower Extremity Manifestations of Peripheral Artery Disease 12.

McDermott, M.M., 2013. Functional Impairment in Peripheral Artery Disease and How to Improve It in 2013. *Curr. Cardiol. Rep.* 15, 347. <https://doi.org/10.1007/s11886-013-0347-5>

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, 165. <https://doi.org/10.1001/jama.2008.962>

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, 1231-1237.e1.
<https://doi.org/10.1016/j.jvs.2008.06.050>

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, 1256–1262.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.02941.x>

McDermott, M.M., Greenland, P., Guralnik, J.M., Ferrucci, L., Green, D., Liu, K., Criqui, M.H., Schneider, J.R., Chan, C., Ridker, P., Pearce, W.H., Martin, G., Clark, E., Taylor, L., 2004. Inflammatory markers, D-dimer, pro-thrombotic factors, and physical activity levels in patients with peripheral arterial disease. *Vasc. Med.* 9, 103–105. <https://doi.org/10.1191/1358863x04vm525oa>

McDermott, M.M., Greenland, P., Liu, K., Criqui, M.H., Guralnik, J.M., Celic, L., Chan, C., 2003. Sex Differences in Peripheral Arterial Disease: Leg Symptoms and Physical Functioning. *J. Am. Geriatr. Soc.* 51, 222–228. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2003.51061.x>

McDermott, M.M., Greenland, P., Liu, K., Guralnik, J.M., Celic, L., Criqui, M.H., Chan, C., Martin, G.J., Schneider, J., Pearce, W.H., Taylor, L.M., Clark, E., 2002. The Ankle Brachial Index Is Associated with Leg Function and Physical Activity: The Walking and Leg Circulation Study. *Ann. Intern. Med.* 136, 873.
<https://doi.org/10.7326/0003-4819-136-12-200206180-00008>

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.
<https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.114.013268>

McDermott, M.M., Guralnik, J.M., Criqui, M.H., Liu, K., Kibbe, M.R., Ferrucci, L., 2014. Six-Minute Walk Is a Better Outcome Measure Than Treadmill Walking Tests in Therapeutic Trials of Patients With Peripheral Artery Disease. *Circulation* 130, 61–68. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.114.007002>

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, 2484–2491. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.736108>

McDermott, M.M., Guralnik, J.M., Tian, L., Zhao, L., Polonsky, T.S., Kibbe, M.R., Criqui, M.H., Zhang, D., Conte, M.S., Domanchuk, K., Li, L., Sufit, R., Leeuwenburgh, C., Ferrucci, L., 2020a. Comparing 6-minute walk versus treadmill walking distance as outcomes in randomized trials of peripheral artery disease. *J. Vasc. Surg.* 71, 988–1001. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2019.05.058>

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, 1072–1081. [https://doi.org/10.1016/S0741-5214\(98\)70034-5](https://doi.org/10.1016/S0741-5214(98)70034-5)

McDermott, M.M., O’Brien, E., Guralnik, J.M., Criqui, M.H., Martin, G.J., Greenland, P., Liu, K., 2000. Measuring Physical Activity in Peripheral Arterial Disease: A Comparison of Two Physical Activity Questionnaires with an Accelerometer. *Angiology* 51, 91–100. <https://doi.org/10.1177/000331970005100201>

McDermott, M.M., Spring, B., Berger, J.S., Treat-Jacobson, D., Conte, M.S., Creager, M.A., 2018. Effect of a Home-Based Exercise Intervention of Wearable Technology and Telephone Coaching on Walking Performance in Peripheral Artery Disease: The HONOR Randomized Clinical Trial. *J. Vasc. Surg.* 68, 933.
<https://doi.org/10.1016/j.jvs.2018.07.014>

- McDermott, M.M., Tian, L., Criqui, M.H., Ferrucci, L., Conte, M.S., Zhao, L., Li, L., Sufit, R., Polonsky, T.S., Kibbe, M.R., Greenland, P., Leeuwenburgh, C., Guralnik, J.M., 2020b. Meaningful change in 6-minute walk in people with peripheral artery disease. *J. Vasc. Surg.* S0741521420310533. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2020.03.052>
- McDermott, Ohlmler, S.M., Liu, K., Guralnik, J.M., Martin, G.J., Pearce, W.H., Greenland, P., 2001. Gait Alterations Associated with Walking Impairment in People with Peripheral Arterial Disease with and without Intermittent Claudication. *J. Am. Geriatr. Soc.* 49, 747–754. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2001.49151.x>
- Migueles, J.H., Cadenas-Sanchez, C., Ekelund, U., Delisle Nyström, C., Mora-Gonzalez, J., Löf, M., Labayen, I., Ruiz, J.R., Ortega, F.B., 2017. Accelerometer Data Collection and Processing Criteria to Assess Physical Activity and Other Outcomes: A Systematic Review and Practical Considerations. *Sports Med.* 47, 1821–1845. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0716-0>
- Miller, N.E., Strath, S.J., Swartz, A.M., Cashin, S.E., 2010. Estimating Absolute and Relative Physical Activity Intensity Across Age via Accelerometry in Adults. *J. Aging Phys. Act.* 18, 158–170. <https://doi.org/10.1123/japa.18.2.158>
- 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, 706–711. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1998.tb03804.x>
- Murphy, T.P., Cutlip, D.E., Regensteiner, J.G., Mohler, E.R., Cohen, D.J., Reynolds, M.R., Massaro, J.M., Lewis, B.A., Cerezo, J., Oldenburg, N.C., Thum, C.C., Jaff, M.R., Comerota, A.J., Steffes, M.W., Abrahamsen, I.H., Goldberg, S., Hirsch, A.T., 2015. Supervised Exercise, Stent Revascularization, or Medical Therapy for Claudication Due to Aortoiliac Peripheral Artery Disease. *J. Am. Coll. Cardiol.* 65, 999–1009. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2014.12.043>
- Myers, S.A., Applequist, B.C., Huisinga, J.M., Pipinos, I.I., Johanning, J.M., 2016. Gait kinematics and kinetics are affected more by peripheral arterial disease than by age. *J. Rehabil. Res. Dev.* 53, 229–238. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2015.02.0027>
- 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, 36–43. <https://doi.org/10.1080/02701367.2000.10608878>
- Nicolaï, S.P.A., Viechtbauer, W., Kruidenier, L.M., Candel, M.J.J.M., Prins, M.H., Teijink, J.A.W., 2009. Reliability of treadmill testing in peripheral arterial disease: A meta-regression analysis. *J. Vasc. Surg.* 50, 322–329. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2009.01.042>
- Nordanstig, J., Broeren, M., Hensäter, M., Perlander, A., Österberg, K., Jivegård, 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, 404–409. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2014.03.003>
- Nordanstig, J., Wann-Hansson, C., Karlsson, J., Lundström, M., Pettersson, M., Morgan, M.B.F., 2014b. Vascular Quality of Life Questionnaire-6 facilitates health-related quality of life assessment in peripheral arterial disease. *J. Vasc. Surg.* 59, 700-707.e1. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2013.08.099>
- Norgren, L., Hiatt, W.R., Dormandy, J.A., Nehler, M.R., Harris, K.A., Fowkes, F.G.R., 2007. Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II). *J. Vasc. Surg.* 45, S5–S67. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2006.12.037>

- Noury-Desvaux, B., Abraham, P., Mahé, 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, e23027. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0023027>
- Oresanya, L., Mazzei, M., Bashir, R., Farooqui, A., Athappan, G., Roth, S., Choi, E.T., van Bemmelen, P., 2018. Systematic review and meta-analysis of high-pressure intermittent limb compression for the treatment of intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.* 67, 620-628.e2. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2017.11.044>
- Organisation mondiale de la santé, 2010. Recommandations mondiales sur l'activité physique pour la santé. OMS, Genève.
- Ozemek, C., Cochran, H.L., Strath, S.J., Byun, W., Kaminsky, L.A., 2013. Estimating relative intensity using individualized accelerometer cutpoints: the importance of fitness level. *BMC Med. Res. Methodol.* 13, 53. <https://doi.org/10.1186/1471-2288-13-53>
- 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, 129–138. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/2/129>
- 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. *J. Am. Coll. Cardiol.* 65, 931–941. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2014.12.036>
- Pedišić, Ž., Bauman, A., 2015. Accelerometer-based measures in physical activity surveillance: current practices and issues. *Br. J. Sports Med.* 49, 219–223. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093407>
- 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, 381–393. <https://doi.org/10.1123/ijsp.4.3.381>
- 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, 2012–2027. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.114.008723>
- Plasqui, G., Bonomi, A.G., Westerterp, K.R., 2013. Daily physical activity assessment with accelerometers: new insights and validation studies: Accelerometer validity. *Obes. Rev.* 14, 451–462. <https://doi.org/10.1111/obr.12021>
- Raggi, P., Genest, J., Giles, J.T., Rayner, K.J., Dwivedi, G., Beanlands, R.S., Gupta, M., 2018. Role of inflammation in the pathogenesis of atherosclerosis and therapeutic interventions. *Atherosclerosis* 276, 98–108. <https://doi.org/10.1016/j.atherosclerosis.2018.07.014>
- 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. <https://doi.org/10.1186/1476-072X-7-59>
- Remoortel, H.V., 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., Puhan, M.A., Troosters, T., Proactive consortium, 2012. Validity of activity monitors in health and chronic disease: a systematic review. *Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act.* 9, 84. <https://doi.org/10.1186/1479-5868-9-84>

- 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, 2017–2023. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31821ecf61>
- 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, S572–S581. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000185297.72328.ce>
- Rose, G.A., 1962. The Diagnosis of Ischaemic Heart Pain and Intermittent Claudication in Field Surveys. *Bull World Health Organ* 27(6):645-58, 14.
- Ross, R., 1999. Atherosclerosis - An Inflammatory Disease. *N. Engl. J. Med.* 14;340(2):115-26., 12. <https://doi.org/10.1056/NEJM199901143400207>
- Ross, R., 1993. The pathogenesis of atherosclerosis: a perspective for the 1990s. *Nature* 362, 801–809. <https://doi.org/10.1038/362801a0>
- Sandberg, A., Cider, Å., Jivegård, L., Nordanstig, J., Wittboldt, S., Bäck, M., 2020. Test-retest reliability, agreement, and minimal detectable change in the 6-minute walk test in patients with intermittent claudication. *J. Vasc. Surg.* 71, 197–203. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2019.02.056>
- Sandroff, B.M., Motl, R.W., Pilutti, L.A., Learmonth, Y.C., Ensari, I., Dlugonski, D., Klaren, R.E., Balantrapu, S., Riskin, B.J., 2014. Accuracy of StepWatch™ and ActiGraph Accelerometers for Measuring Steps Taken among Persons with Multiple Sclerosis. *PLoS ONE* 9, e93511. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0093511>
- Santos-Lozano, A., Santín-Medeiros, F., Cardon, G., Torres-Luque, G., Bailón, R., Bergmeir, C., Ruiz, J., Lucia, A., Garatachea, N., 2013. Actigraph GT3X: Validation and Determination of Physical Activity Intensity Cut Points. *Int. J. Sports Med.* 34, 975–982. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1337945>
- Sasaki, J.E., John, D., Freedson, P.S., 2011. Validation and comparison of ActiGraph activity monitors. *J. Sci. Med. Sport* 14, 411–416. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.04.003>
- Scherer, S.A., Bainbridge, J.S., Hiatt, W.R., Regensteiner, J.G., 1998. Gait characteristics of patients with claudication. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 79, 529–531. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90067-3](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90067-3)
- 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. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2014.00021>
- Schmidt, M., Freedson, P., Chasan-Taber, L., 2003. Estimating physical Activity Using the CSA Accelerometer and a Physical Activity Log. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1605–1611.
- Schneider, P.L., Crouter, S.E., Bassett, D.R., 2004. Pedometer Measures of Free-Living Physical Activity: Comparison of 13 Models: *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 331–335. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000113486.60548.E9>
- Schneider, P.L., Crouter, S.E., Lukajic, O., Bassett, D.R., 2003. Accuracy and Reliability of 10 Pedometers for Measuring Steps over a 400-m Walk: *Med. Sci. Sports Exerc.* 35, 1779–1784. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089342.96098.C4>
- 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, 338–339. <https://doi.org/10.1038/sj.ejcn.1600403>

- Seenan, C., McSwiggan, S., Roche, P.A., Tan, C.-W., Mercer, T., Belch, J.J.F., 2016. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Improves Walking Performance in Patients With Intermittent Claudication: *J. Cardiovasc. Nurs.* 31, 323–330. <https://doi.org/10.1097/JCN.0000000000000258>
- Sieminski, D.J., Gardner, A.W., 1997. The Relationship between Free-Living Daily Physical Activity and the Severity of Peripheral Arterial Occlusive Disease. *Vasc. Med.* 2, 286–291. <https://doi.org/10.1177/1358863X9700200402>
- Song, P., Rudan, D., Zhu, Y., Fowkes, F.J.I., Rahimi, K., Fowkes, F.G.R., Rudan, I., 2019. Global, regional, and national prevalence and risk factors for peripheral artery disease in 2015: an updated systematic review and analysis. *Lancet Glob. Health* 7, e1020–e1030. [https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(19\)30255-4](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(19)30255-4)
- Stansfield, B., Clarke, C., Dall, P., Godwin, J., Holdsworth, R., Granat, M., 2015. True cadence and step accumulation are not equivalent: The effect of intermittent claudication on free-living cadence. *Gait Posture* 41, 414–419. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.002>
- Strydom, H.C., 2000. Natural history of calcium deposits in atherosclerosis progression and regression. *Z. Für Kardiologie* 89, S028–S035. <https://doi.org/10.1007/s003920070097>
- Staudenmayer, J., Pober, D., Crouter, S., Bassett, D., Freedson, P., 2009. An artificial neural network to estimate physical activity energy expenditure and identify physical activity type from an accelerometer. *J. Appl. Physiol.* 107, 1300–1307. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00465.2009>
- Staudenmayer, J., Zhu, W., Catellier, D.J., 2012. Statistical Considerations in the Analysis of Accelerometry-Based Activity Monitor Data: *Med. Sci. Sports Exerc.* 44, S61–S67. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182399e0f>
- Stewart, K.J., Regensteiner, J.G., Hirsch, A.T., 2002. Exercise Training for Claudication. *N. Engl. J. Med.* 347(24):1941–51, 11. <https://doi.org/10.1056/NEJMr021135>
- Storti, K.L., Pettee, K.K., Brach, J.S., Talkowski, J.B., Richardson, C.R., Kriska, A.M., 2008. Gait Speed and Step-Count Monitor Accuracy in Community-Dwelling Older Adults: *Med. Sci. Sports Exerc.* 40, 59–64. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318158b504>
- 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., 2013. Guide to the Assessment of Physical Activity: Clinical and Research Applications: A Scientific Statement From the American Heart Association. *Circulation* 128, 2259–2279. <https://doi.org/10.1161/01.cir.0000435708.67487.da>
- 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, S77–S85. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182399eb1>
- Swartz, A.M., Strath, S.J., Bassett, D.R., 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, S450–S456. <https://doi.org/10.1097/00005768-200009001-00003>
- Tendera, M., Aboyans, V., Bartelink, M.-L., Baumgartner, I., Clément, D., Collet, J.-P., Cremonesi, A., De Carlo, M., Erbel, R., Fowkes, F.G.R., Heras, M., Kownator, S., Minar, E., Ostergren, J., Poldermans, D., Rimbau, V., Roffi, M., Röther, J., Sievert, H., van Sambeek, M., Zeller, T., 2012. ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Peripheral Artery Diseases. *Rev. Esp. Cardiol. Engl. Ed.* 65, 172. <https://doi.org/10.1016/j.rec.2011.11.007>

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, 1227–1234. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2012.02.073>

Tortora, G.J., Derrickson, B.H., 2013. *Principes d’anatomie et de physiologie*. De Boeck, Bruxelles.

Tortora, G.J., Grabowski, S.R., 2001. *Principes d’anatomie et physiologie*, (ERPI). ed. St-Laurent, Québec.

Toth, L.P., Park, S., Springer, C.M., Feyerabend, M.D., Steeves, J.A., Bassett, D.R., 2018. Video-Recorded Validation of Wearable Step Counters under Free-living Conditions: *Med. Sci. Sports Exerc.* 50, 1315–1322. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001569>

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, 124–132. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181590bc2>

Treacy, D., Hassett, L., Schurr, K., Chagpar, S., Paul, S.S., Sherrington, C., 2017. Validity of Different Activity Monitors to Count Steps in an Inpatient Rehabilitation Setting. *Phys. Ther.* 97, 581–588. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzx010>

Treat-Jacobson, D., McDermott, M.M., Bronas, U.G., Campia, U., Collins, T.C., Criqui, M.H., Gardner, A.W., Hiatt, W.R., Regensteiner, J.G., Rich, K., On behalf of the American Heart Association Council on Peripheral Vascular Disease; Council on Quality of Care and Outcomes Research; and Council on Cardiovascular and Stroke Nursing, 2019. Optimal Exercise Programs for Patients With Peripheral Artery Disease: A Scientific Statement From the American Heart Association. *Circulation* 139. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000623>

Troiano, R.P., Berrigan, D., Dodd, K.W., Mâsse, L.C., Tilert, T., McDowell, M., 2008. Physical Activity in the United States Measured by Accelerometer: *Med. Sci. Sports Exerc.* 40, 181–188. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31815a51b3>

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, 1019–1023. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093546>

Tsang, G.M.K., Green, M.A., Crow, A.J., Smith, F.C.T., Beck, S., Hudlicka, O., Shearman, C.P., 1994. Chronic muscle stimulation improves ischaemic muscle performance in patients with peripheral vascular disease. *Eur. J. Vasc. Surg.* 8, 419–422. [https://doi.org/10.1016/S0950-821X\(05\)80960-0](https://doi.org/10.1016/S0950-821X(05)80960-0)

Tudor-Locke, C., Barreira, T.V., Schuna, J.M., 2015. Comparison of Step Outputs for Waist and Wrist Accelerometer Attachment Sites: *Med. Sci. Sports Exerc.* 47, 839–842. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000476>

Tudor-Locke, C., Bassett, D.R., Shipe, M.F., McClain, J.J., 2011. Pedometry Methods for Assessing Free-Living Adults. *J. Phys. Act. Health* 8, 445–453. <https://doi.org/10.1123/jpah.8.3.445>

Tudor-Locke, C., Lutes, L., 2009. Why Do Pedometers Work?: A Reflection upon the Factors Related to Successfully Increasing Physical Activity. *Sports Med.* 39, 981–993. <https://doi.org/10.2165/11319600-000000000-00000>

Tudor-Locke, C., Schuna, J.M., Han, H., Aguiar, E.J., Green, M.A., Busa, M.A., Larrivee, S., Johnson, W.D., 2017. Step-Based Physical Activity Metrics and Cardiometabolic Risk: NHANES 2005–2006. *Med. Sci. Sports Exerc.* 49, 283–291. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001100>

Unkart, J.T., Allison, M.A., Criqui, M.H., McDermott, M.M., Wood, A.C., Folsom, A.R., Lloyd-Jones, D., Rasmussen-Torvik, L.J., Allen, N., Burke, G., Szklo, M., Cushman, M., McClelland, R.L., Wassel, C.L., 2019.

- Life's Simple 7 and Peripheral Artery Disease: The Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis. *Am. J. Prev. Med.* 56, 262–270. <https://doi.org/10.1016/j.amepre.2018.09.021>
- Vaz Fragoso, C.A., Hsu, F.-C., Brinkley, T., Church, T., Liu, C.K., Manini, T., Newman, A.B., Stafford, R.S., McDermott, M.M., Gill, T.M., 2014. Combined Reduced Forced Expiratory Volume in 1 Second (FEV1) and Peripheral Artery Disease in Sedentary Elders With Functional Limitations. *J. Am. Med. Dir. Assoc.* 15, 665–670. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2014.05.008>
- 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, S582–S588. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000185292.71933.91>
- Watson, C.J.E., Collin, J., 1998. Estimates of distance by claudicants and vascular surgeons are inherently unreliable. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 16, 429–430. [https://doi.org/10.1016/S1078-5884\(98\)80012-9](https://doi.org/10.1016/S1078-5884(98)80012-9)
- Watson, C.J.E., Phillips, D., Hands, L., Collin, J., 1997. Claudication distance is poorly estimated and inappropriately measured. *Br. J. Surg.* 84, 1107–1109. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2168.1997.02727.x>
- 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, 455–467. <https://doi.org/10.1123/japa.17.4.455>
- Webber, S.C., St. John, P.D., 2016. Comparison of ActiGraph GT3X+ and StepWatch Step Count Accuracy in Geriatric Rehabilitation Patients. *J. Aging Phys. Act.* 24, 451–458. <https://doi.org/10.1123/japa.2015-0234>
- Welk, G.J., 2005. Principles of Design and Analyses for the Calibration of Accelerometry-Based Activity Monitors: *Med. Sci. Sports Exerc.* 37, S501–S511. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000185660.38335.de>
- Welsh Heart Health Survey. Protocol and questionnaire. In: *Hearbeat report. No 2, Cardiff, Wales, n.d.*
- 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, 913–923. <https://doi.org/10.1123/jpah.9.7.913>
- Williams, K.J., Babber, A., Ravikumar, R., Davies, A.H., 2016. Non-Invasive Management of Peripheral Arterial Disease, in: Islam, Md.S. (Ed.), *Thrombosis and Embolism: From Research to Clinical Practice, Advances in Experimental Medicine and Biology*. Springer International Publishing, Cham, pp. 387–406. https://doi.org/10.1007/5584_2016_129
- Williams, Wilkins, 2000. American College of Sports Medicine. *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. 6th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott.
- Williamson, A., Hoggart, B., 2005. Pain: a review of three commonly used pain rating scales: *Pain rating scales*. *J. Clin. Nurs.* 14, 798–804. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2702.2005.01121.x>
- 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, 174–178. <https://doi.org/10.1177/1358863X9700200303>
- 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, EHL.S6246. <https://doi.org/10.4137/EHL.S6246>
- Wurdeman, S.R., Myers, S.A., Johanning, J.M., Pipinos, I.I., Stergiou, N., 2012. External work is deficient in both limbs of patients with unilateral PAD. *Med. Eng. Phys.* 34, 1421–1426. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.01.004>

Yang, C.-C., Hsu, Y.-L., 2010. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. *Sensors* 10, 7772–7788. <https://doi.org/10.3390/s100807772>

Yngve, A., Nilsson, A., Sjöström, M., Ekelund, U., 2003. Effect of Monitor Placement and of Activity Setting on the MTI Accelerometer Output: *Med. Sci. Sports Exerc.* 35, 320–326. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000048829.75758.A0>

Zandbergen, P.A., Barbeau, S.J., 2011. Positional Accuracy of Assisted GPS Data from High-Sensitivity GPS-enabled Mobile Phones. *J. Navig.* 64, 381–399. <https://doi.org/10.1017/S0373463311000051>

Zimmermann, L.J., Ferrucci, L., Kiang Liu, Lu Tian, Guralnik, J.M., Criqui, M.H., Yihua Liao, McDermott, M.M., 2011. Poorer clock draw test scores are associated with greater functional impairment in peripheral artery disease: The Walking and Leg Circulation Study II. *Vasc. Med.* 16, 173–181. <https://doi.org/10.1177/1358863X11407109>

Zisko, N., Carlsen, T., Salvesen,  ., Aspvik, N.P., Ingebrigtsen, J.E., Wisl  ff, U., Stensvold, D., 2015. New relative intensity ambulatory accelerometer thresholds for elderly men and women: the Generation 100 study. *BMC Geriatr.* 15, 97. <https://doi.org/10.1186/s12877-015-0093-1>

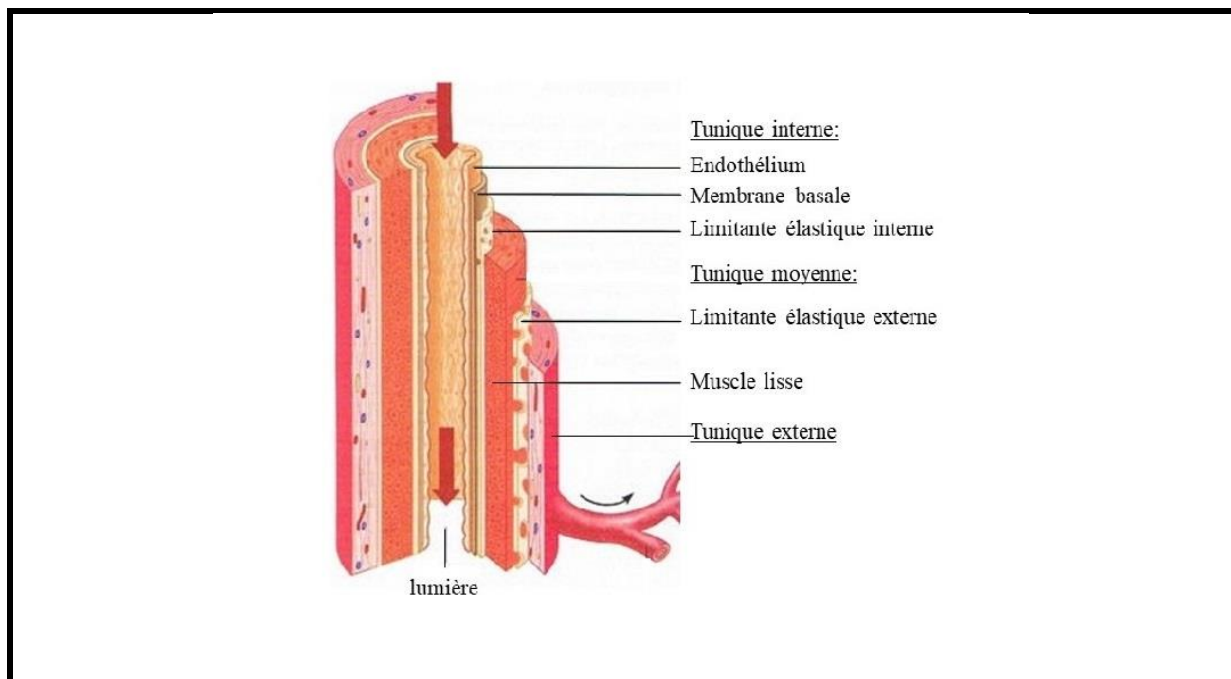
ANNEXES

Annexe 1. Anatomie et structure des artères

Un vaste réseau artériel irrigue les membres inférieurs chez l'Homme. L'apport de sang dans les membres inférieurs est permis par les deux artères iliaques communes issues de la division de l'aorte abdominale. Elles se divisent en artère iliaque externe et artère iliaque interne. L'artère nourricière principale de la jambe appelée l'artère fémorale superficielle naît de l'artère fémorale commune issue elle-même de l'artère iliaque externe et prend naissance au niveau du pli de l'aîne pour ensuite se prolonger par l'artère poplitée au niveau du genou. Cette dernière se divise au niveau de la jambe par les artères tibiales et l'artère péronière.

Le système artériel a pour fonction principale le transport du sang du cœur vers les territoires périphériques. Sa structure singulière permet de transformer le flux pulsatile généré par la pompe cardiaque en flux tissulaire périphérique continu tout en adaptant le débit sanguin aux besoins de chaque territoire. Ainsi, la paroi d'une artère est composée de trois tuniques (Figure 33) avec une morphologie distincte nommées respectivement de la lumière vers l'extérieur du vaisseau l'*intima*, la *media* et l'*adventice* (Tortora and Grabowski, 2001).

Figure 33. Structure d'une artère



Adapté de *Système cardiovasculaire : les vaisseaux sanguins et l'hémodynamique*. In: *Principes d'anatomie et de physiologie*. G.J. Tortora & S.R. Grabowski D. B. Université (Ed.) Bruxelles: John Wiley & Sons, Inc, 2001, p. 1121.

La tunique interne de l'artère appelée également « *intima* » est la couche qui se situe au plus proche de la lumière du vaisseau par laquelle circule le sang. Elle est composée d'une monocouche de cellules endothéliales tapissant la lumière du vaisseau, d'une membrane basale et d'une couche de tissu élastique appelée limitante élastique interne. Physiologiquement, les cellules endothéliales forment une barrière imperméable et antithrombotique. De fait, cette monocouche de cellule a un rôle majeur dans les échanges entre la lumière et la paroi artérielle.

La tunique moyenne de l'artère appelée également « *media* » est la plus épaisse des trois couches composées de fibres élastiques et de fibres musculaires. Néanmoins, l'épaisseur de cette tunique varie d'une artère à une autre. Par exemple, elle est plus importante dans l'aorte que dans les artères fémorales. Les fibres musculaires lisses modifient le calibre du vaisseau en se contractant ou en se relâchant. Par ces fibres musculaires, la *media* va maintenir l'équilibre vasomoteur de l'artère.


La tunique externe de l'artère appelée également « adventice » se compose de fibres élastiques et de fibres de collagènes assurant un rôle de protection.


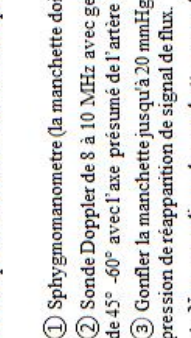
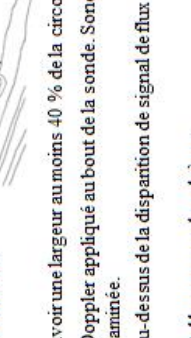
Annexe 2. Procédure de mesure de l'index de pression systolique de repos

MESURE

Conditions:








- Pièce à température stable comprise entre 19°C et 22°C.
- Patient au calme allongé sur le dos depuis 5-10 min avec la tête et les pieds soutenus



-  ① Sphygmomanomètre (la manchette doit avoir une largeur au moins 40 % de la circonférence de la jambe). Le brassard effleure la malléole.
-  ② Sonde Doppler de 8 à 10 MHz avec gel Doppler appliqué au bout de la sonde. Sonde Doppler inclinée de manière à respecter au mieux un angle de 45° -60° avec l'axe présumé de l'artère examinée.
-  ③ Gonfler la manchette jusqu'à 20 mmHg au-dessus de la disparition de signal de flux et dégonfler ensuite lentement pour détecter le niveau de pression de réapparition de signal de flux.

⚠ Ne pas appliquer la manchette over a distal bypass sur des ulcères.

Ordre de mesure des pressions (de 1 à 7):

-  1 Artère brachiale droite
-  2 Artère tibiale postérieure (TP) droite
-  3 Artère pédiéuse (PD) droite
-  4 Artère tibiale postérieure (TP) gauche
-  5 Artère pédiéuse (PD) gauche
-  6 Artère brachiale gauche
-  7 Artère brachiale droite

Exemple

| | |
|-------------------------|----------|
| Artère brachiale droite | 120 mmHg |
| Artère TP droite | 60 mmHg |
| Artère PD droite | 76 mmHg |
| Artère TP gauche | 110 mmHg |
| Artère DP gauche | 110 mmHg |
| Artère brachiale gauche | 120 mmHg |
| Artère brachiale droite | 116 mmHg |

Pour le diagnostic d'AOMI:

IPS_{droit} = $\frac{\text{La plus haute pression systolique à la jambe droite (TP ou PD)}}{\text{La plus haute pression systolique au bras (gauche ou droit)*}}$

IPS_{gauche} = $\frac{\text{La plus haute pression systolique à la jambe gauche (TP ou PD)}}{\text{La plus haute pression systolique au bras (gauche ou droit)*}}$

Pour l'évaluation du risque cardiovasculaire:
Diviser la pression systolique la plus basse (TP ou PD) par la plus haute pression des deux bras (gauche ou droit).

| | |
|-------------|-------------------------|
| ≤ 0.40 | AOMI sévère |
| 0.41 - 0.90 | AOMI moyenne à modérée |
| 0.91 - 1.00 | Limite |
| 1.01 - 1.40 | Normal |
| > 1.40 | Artères incompressibles |

Quand l'IPS est

- Comprit entre 0.80 et 1.00, répéter la mesure.
- ≥ 1.40 avec une suspicion d'AOMI, réaliser une mesure de pression systolique au gros orteil.

Une chute de l'IPS > 0.15 doit alerter le clinicien d'une progression significative de la pathologie.

⚠ Risque d'IPS faussement normal parmi les patients diabétiques, insuffisants artériels et les personnes âgées du fait de la calcification des artères.

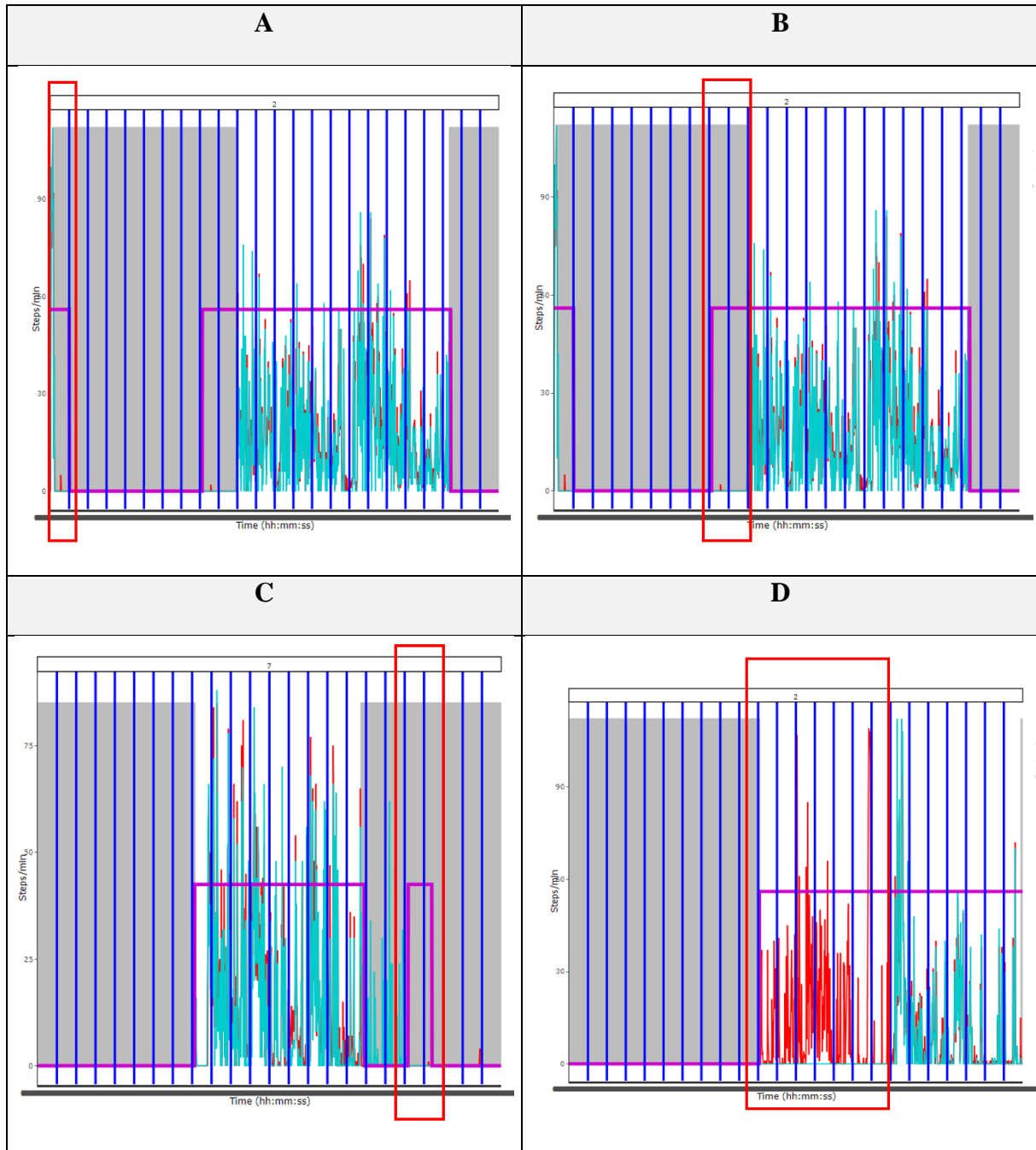
Calcul

Interprétation

Annexe 3. Exemple du carnet de rappel des activités réalisées au cours de la journée

| Horaires | Lieux | Principales activités et durées |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 8h00-13h00 | Domicile | Déjeuner (30 min). Lecture (1h). Ménage (1h). Repassage (30 min). Cuisine (1h). Déjeuner (1h). |
| <u>Moyen de transport ou de locomotion utilisés pour changer de lieu</u> : à pied <u>Durée du transport</u> : 15 min | | |
| 13h15-13h30 | Poste | Attente et envoi du courrier (15 min). |
| <u>Moyen de transport ou de locomotion utilisés pour changer de lieu</u> : à pied <u>Durée du transport</u> : 15 min | | |
| 13h45-15h00 | Domicile | Télévision (1h15 min). |
| <u>Moyen de transport ou de locomotion utilisés pour changer de lieu</u> : à pied + bus <u>Durée du transport</u> : à pied : 10 min. Bus : 20 min | | |
| 15h30-16h30 | Supermarché | Faire les courses (1h00) |
| <u>Moyen de transport ou de locomotion utilisés pour changer de lieu</u> : à pied + bus <u>Durée du transport</u> : à pied : 5 min. Bus : 30 min | | |
| 17h00-23h00 | Domicile | Télévision (2h15). Cuisine (1h). Dîner (45 min). Télévision (1h30h). |
| <u>Moyen de transport ou de locomotion utilisés pour changer de lieu</u> : <u>Durée du transport</u> : | | |
| | | |

Annexe 4. Visualisation des cas où les moniteurs ont été « portés » au lit pendant la nuit (A, B et C) ou pendant le jour (D) et ont finalement été reconsidérés comme « non-portés » après inspection graphique.



Note. Les lignes de couleur cyan, rouge et violette représentent respectivement le nombre de pas enregistré par le SW3, le nombre de pas enregistré par le wGT3X+/LFE et le temps de port défini par le wGT3X+/LFE. Le fond gris exprime le temps passé au lit. Les lignes bleues verticales affichent chaque heure de la journée. Les rectangles rouges mettent en évidence les périodes de « port » des moniteurs à supprimer. A: Une période de « port » des moniteurs a commencé pendant une période hors du lit et a été prolongée pendant une période de nuit au lit ≥ 30 min ; B: Une période de « port » des moniteurs a commencé pendant une période de nuit au lit \geq

30 min avant d'être prolongée dans une période hors du lit. ; C: Une période de « port » des moniteurs a commencé et s'est terminé pendant une période de nuit au lit. ; D: La première période de la journée hors du lit comprenait ≥ 30 min avec des pas enregistrés par le wGT3X+/LFE sans pas enregistrés par le SW3.

Annexe 5. Tableau descriptif des méthodes de calibration des seuils utilisés pour discriminer les différentes intensités d'AP

| Algorithme | Outil | Participants | Approche de Modélisation / Prédiction | Calibration de l'accéléromètre | Activités sources | Equations prédictives | Seuils (Counts.min ⁻¹) | | | |
|-------------------------------|----------|---------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|------------------------------------------|-----------------------------------------|----------|-----------|------------|
| | | | | | | | Sédentaire | Léger | Modéré | Vigoureux |
| Freedson (1998) | CSA 7164 | N = 50 H/F: 25/25 Age moy: 23.85 ± 4 y | Régression linéaire | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: 10 Hz Filtre: NR Vecteur: Uniaxial (VA) Fréquence d'enregistrement: 60-s | 2 marches 1 course | Pente: 0.000795 Intercepte: 1.439 | Rien | ≤ 1951 | 1952-5724 | 5725-9498 |
| Sasaki (2011) | GT3X | N = 36 H/F: NA Age moy: 27.8 ± 8 y | Régression linéaire | Placement: Hanche non-dominante Fréquence d'échantillonnage: 30 Hz Filtre: Normal Vecteur: Triaxial (VM) Fréquence d'enregistrement: 60-s | 2 marches 1 course | Pente: 0.000863 Intercepte: 0.0668876 | Rien | ≤ 2689 | 2690-6166 | 6167-9642 |
| Troiano (2008) | CSA 7164 | NA | Analyse de régression linéaire | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: NR Filtre: NR Vecteur: Uniaxial (VA) Fréquence d'enregistrement: 60-s | Marche sur tapis motorisé ou sur une piste | Rien | Rien | ≤ 2019 | 2020-5998 | ≥ 5999 |
| Matthews (2005) | CSA 7164 | NA | Rien | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: NR Filtre: NR Vecteur: Uniaxial (VA) Fréquence d'enregistrement: 60-s | 13 activités de marche et de la vie quotidienne | Rien | ≤ 99 | 100-759 | ≥ 760 | |
| Hendelman (2000) | CSA 7164 | N = 25 H/F: 10/15 Age moy: 40.8 ± 7.2 y | Régression linéaire | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: NR Filtre: NR Vecteur: Uniaxial (VA) Fréquence d'enregistrement: 60-s | 4 marches | Pente: 0.000638 Intercepte: 1.602 | Rien | ≤ 2190 | 2191-6892 | 6893-11595 |
| Hendelman-10 (2000) | CSA 7164 | N = 25 H/F: 10/15 Age moy: 40.8 ± 7.2 y | Régression linéaire | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: NR Filtre: NR | 4 marches 6 activités de la vie quotidienne | Pente: 0.000409 Intercepte: 2.922 | Rien | ≤ 190 | 191-7525 | 7526-14860 |
| | | | | Vecteur: Uniaxial (VA) Fréquence d'enregistrement: 60-s | | | | | | |
| Swartz (2000) | CSA 7164 | N = 70 H/F: 31/39 Age moy: 41 ± 17 y | Régression linéaire | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: NR Filtre: NR Vecteur: Uniaxial (VA) Fréquence d'enregistrement: 60-s | 4 marches 24 activités de la vie quotidienne | Pente: 0.0006863 Intercepte: 2.606 | Rien | ≤ 573 | 574-4944 | 4945-9316 |
| Copeland & Eslinger (2009) | CSA 7164 | N = 38 H/F: 18/20 Age moy: 69.7 ± 3.5 y | Rien | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: NR Filtre: NR Vecteur: Uniaxial (VA) Fréquence d'enregistrement: 60-s | 3 marches | Rien | ≤ 50 | 51-1040 | ≥ 1041 | |
| Davis & Fox (2007) | CSA 7164 | N = 163 H/F: 70/93 Age moy: 76.1 ± 3.9 y | Rien | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: NR Filtre: NR Vecteur: Uniaxial (VA) Fréquence d'enregistrement: 60-s | Rien | Rien | ≤ 199 | 200-1999 | 2000-3999 | ≥ 4000 |
| Santos-Lozano (2013) | GT3X | N = 35 H/F: 13/22 Age moy: 71.9 ± 5.9 y | Régression linéaire | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: 30 Hz Filtre: Normal Vecteur: Triaxial (VM) Fréquence d'enregistrement: 60-s | 2 marches 2 courses Assis-debout (répété) | Pente: 0.00047 Intercepte: 2.5878 | Rien | ≤ 2750 | 2751-9359 | ≥ 9360 |
| Zisko (2015) | GT3X | N = 48 F Age moy: 70-77 y N = 47 H Age moy: 70-77 yr | Modèle mixte basé sur des intensités relatives (%VO2 max) | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: NR Filtre: Normal Vecteur: Triaxial (VM) Fréquence d'enregistrement: 60-s | Marches | ND | ≤ 464 | 465-1076 | 1077-2424 | 2425-4078 |
| | | | | | | | ≤ 610 | 611-1652 | 1653-3016 | 3017-4581 |
| Lyden (2014) Sojourn3x method | GT3X | N = 13 H/F: 5/8 Age moy: 24.5 ± 5.9 y | Machine apprenante réseau neuronal | Placement: Hanche droite Fréquence d'échantillonnage: NR Filtre: Normal | 30 activités de marche, de course et | Non | Classification de l'intensité : 3+ METs | | | |
| | | | | Vecteur: Triaxial (VM) Fréquence d'enregistrement: 1-s | de la vie quotidienne | | | | | |

Annexe 6. Comparaison de l'estimation du temps passé (minutes / jour) à intensité MVPA par douze algorithmes publiés par rapport à notre méthode

| | Notre méthode | Freedson | Troiano | Sasaki | Hendelman | Matthews | Hendelman10 | Swartz | Copeland & Esinger | Davis & Fox | Zisko | Santos-Lozano | Sojourn-3x method |
|-----------------------------------------------|---------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------|-----------------------------------------|--------------------------|-------------------------|-----------------------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Temps passé à intensité MVPA (minutes / jour) | 87 [67 ; 116] | 15 [6 ; 30] P < 0,05 | 14 [6 ; 28] P < 0,05 | 20 [9 ; 45] P < 0,05 | 12 [4 ; 23] P < 0,05 | 44 [38 ; 99] P < 0,05 | 193 [146 ; 271] P < 0,05 | 71 [54 ; 131] P = 1,00 | 34 [22 ; 73] P < 0,05 | 15 [6 ; 28] P < 0,05 | 60 [47 ; 118] P = 0,23 | 19 [8 ; 43] P < 0,05 | 46 [30 ; 77] P < 0,05 |

Note. Les statistiques descriptives sont exprimées en médiane [25th ; 75th]. Un test de Wilcoxon a été réalisé avec un risque α fixé à 5% ($p \leq 0,05$) pour la comparaison du temps passé à intensité MVPA estimé par les douze algorithmes vs notre méthode. En gras, l'absence de différence significative par rapport à notre méthode.

Annexe 7. Associations entre le nombre de périodes (n) passées à intensité MVPA pendant différentes durées ($\geq 1, 2$ et 5 minutes) estimées par quatre algorithmes et la capacité de marche obtenue lors des tests de marche sur tapis (Strandness et Gardner) et lors de la session de marche en extérieur

| | Périodes ≥ 1 min | Périodes ≥ 2 min | Périodes ≥ 5 min |
|------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Notre méthode | <p>n = 328 [212.5 ; 381.5]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=-0.39, P=0.10) • MWT (r=-0.34, P=0.15) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=-0.411, P=0.082) • MWT (r=-0.332, P=0.142) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=-0.323, P=0.177) • MWT (r=-0.379, P=0.100) | <p>n = 118 [82;161.5]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=-0.16, P=0.51) • MWT (r=-0.14, P=0.55) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=-0.343, P=0.150) • MWT (r=-0.233, P=0.310) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=-0.126, P=0.606) • MWT (r=-0.269, P=0.252) | <p>n = 19 [15.5;26.5]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.22, P=0.36) • MWT (r=0.25, P=0.28) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.043, P=0.861) • MWT (r=0.087, P=0.709) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.391, P=0.098) • MWT (r=0.423, P=0.063) |
| Sasaki et al. (2011) | <p>n = 67 [38;120.5]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.23, P=0.34) • MWT (r=0.39, P=0.09) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.086, P=0.726) • MWT (r=0.261, P=0.254) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.394, P=0.095) • MWT (r=0.352, P=0.128) | <p>n = 26 [11;52.5]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.24, P=0.33) • MWT (r=0.33, P=0.16) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.145, P=0.554) • MWT (r=0.295, P=0.194) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.315, P=0.188) • MWT (r=0.335, P=0.149) | <p>n = 7 [1;14.5]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.44, P=0.06) • MWT (r=0.57, P=0.01) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.460, P=0.048) • MWT (r=0.444, P=0.044) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.526, P=0.021) • MWT (r=0.566, P=0.009) |
| Matthews et al. (2015) | <p>n = 180 [122;290]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.01, P=0.96) • MWT (r=0.12, P=0.63) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=-0.023, P=0.928) • MWT (r=0.112, P=0.630) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.196, P=0.418) • MWT (r=0.081, P=0.733) | <p>n = 65 [42;130]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.18, P=0.45) • MWT (r=0.28, P=0.23) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.094, P=0.702) • MWT (r=0.207, P=0.367) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.346, P=0.147) • MWT (r=0.245, P=0.299) | <p>n = 15 [9.5;31]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.35, P=0.14) • MWT (r=0.43, P=0.06) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.260, P=0.282) • MWT (r=0.379, P=0.090) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.413, P=0.079) • MWT (r=0.417, P=0.068) |
| Zisko et al. (2015) | <p>n = 233 [185;366,5]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=-0.04, P=0.87) • MWT (r=0.05, P=0.85) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=-0.244, P=0.313) • MWT (r=0.042, P=0.858) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.016, P=0.951) • MWT (r=-0.128, P=0.590) | <p>n = 95 [65;154.5]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.01, P=0.97) • MWT (r=0.12, P=0.63) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=-0.212, P=0.381) • MWT (r=0.142, P=0.540) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.126, P=0.605) • MWT (r=0.021, P=0.932) | <p>n = 16 [11,5;38,5]</p> <p>STRANDNESS</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.21, P=0.40) • MWT (r=0.31, P=0.19) <p>GARDNER</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.052, P=0.833) • MWT (r=0.328, P=0.146) <p>SME</p> <ul style="list-style-type: none"> • PFWT (r=0.319, P=0.183) • MWT (r=0.310, P=0.183) |

TABLE DES MATIERES

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| REMERCIEMENTS | iii |
| Publications scientifiques présentées dans le cadre de la thèse..... | vi |
| Publications scientifiques non présentées dans le cadre de la thèse | vii |
| SOMMAIRE | 1 |
| LISTE DES ABREVIATIONS PRINCIPALES..... | 4 |
| LISTE DES TABLEAUX..... | 5 |
| LISTE DES FIGURES | 7 |
| LISTE DES ANNEXES | 9 |
| INTRODUCTION..... | 11 |
| PARTIE I - 1. ÉTAT DE L'ART | 13 |
| Chapitre 1. L'artériopathie oblitérante des membres inférieurs : une présentation synthétique | 14 |
| 1. Épidémiologie | 14 |
| 1.1. Prévalence..... | 14 |
| 1.2. Facteurs de risque | 15 |
| 1.3. Mortalité | 17 |
| 2. Pathogénèse..... | 17 |
| 2.1. Le phénomène d'athérosclérose | 17 |
| 2.2. Principes hémodynamiques généraux et altérations induites par l'athérosclérose..... | 19 |
| 3. Symptomatologie | 21 |
| 3.1. La douleur ischémique, élément central de la symptomatologie..... | 21 |
| 3.2. Symptômes classiquement associés à l'AOMI..... | 22 |
| 3.3. Autres symptômes associés à l'AOMI | 23 |
| 3.4. Les patients AOMI asymptomatiques | 24 |
| 4. Altérations fonctionnelles liées à l'ischémie..... | 25 |

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.1. Limitations fonctionnelles et capacité de marche..... | 25 |
| 4.2. Modifications biomécaniques de la marche | 25 |
| 4.3. Le phénomène ischémie/reperfusion induit par l'exercice..... | 27 |
| 4.4. Altérations du coût énergétique de la marche | 27 |
| 5. Traitements..... | 29 |
| 5.1. Prise en charge générale | 29 |
| 5.2. Traitements spécifiques pour limiter le déclin de la capacité fonctionnelle..... | 30 |
| 5.2.1. Réentraînement | 30 |
| 5.2.2. Revascularisation | 31 |
| 5.2.3. Traitements alternatifs non invasifs | 31 |
| Résumé..... | 33 |
| Chapitre 2. Évaluation de la capacité de marche dans l'AOMI : de la nécessité d'une mesure ambulatoire..... | 35 |
| 1. L'importance d'évaluer la capacité de marche | 35 |
| 2. Méthodes standards pour évaluer la capacité de marche en laboratoire | 36 |
| 2.1. Test de marche sur tapis motorisé | 36 |
| 2.1.1. Test de marche à charge constante..... | 37 |
| 2.1.2. Test de marche à charge croissante..... | 39 |
| 2.1.3. Comparaison entre les tests de marche à charge constante et croissante..... | 39 |
| 2.1.4. Limites des tests sur tapis motorisé | 40 |
| 2.2. Test de marche de six minutes (TM6)..... | 42 |
| 3. L'évaluation de la capacité de marche en ambulatoire essentielle pour refléter les limitations fonctionnelles du patient AOMI..... | 44 |
| 3.1. Présentation synthétique du Géo-Positionnement Satellitaire (GPS)..... | 44 |
| 3.1.1. Paramètres mesurés et calculés | 45 |
| 3.1.2. Précision..... | 45 |
| 3.2. Méthode d'évaluation de la capacité de la marche par GPS | 50 |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.2.1. Avantages et Limites..... | 53 |
| 3.3. Monitoring ambulatoire de l'activité de marche dans le réentraînement | 56 |
| Résumé | 59 |
| Chapitre 3. L'évaluation du niveau d'activité physique dans l'AOMI et son association avec la capacité de marche | 61 |
| 1. Activité physique et AOMI | 62 |
| Définitions | 62 |
| 1.1. Le faible niveau d'AP et de la DE associée des patients AOMI | 64 |
| 1.2. Caractérisation de l'activité de marche | 66 |
| 2. Les moniteurs d'activité portables : principaux outils de l'évaluation de l'activité physique | 67 |
| 2.1. Podomètre | 67 |
| 2.2. Accéléromètre..... | 71 |
| 2.2.1. Présentation générale | 71 |
| 2.2.2. Accélération et counts d'activité..... | 71 |
| 2.2.3. Dépense énergétique (DE) | 73 |
| 2.2.4. Pattern d'activité physique..... | 75 |
| 3. Association entre l'activité physique et la capacité de marche | 82 |
| Résumé | 83 |
| PARTIE II - TRAVAIL EXPÉRIMENTAL..... | 89 |
| Préambule..... | 90 |
| 1. Procédure expérimentale | 90 |
| 1.1. Critères d'inclusion et de non-inclusion des patients AOMI | 90 |
| 1.2. Critères d'inclusion et de non-inclusion des volontaires sains..... | 92 |
| 1.3. Protocole de l'étude | 92 |
| 1.3.1. Visite d'inclusion et évaluations réalisées en laboratoire | 93 |
| 1.3.1. Mesure de l'activité physique lors d'une période de sept jours de vie quotidienne | 95 |

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 1.3.2. Session de marche en extérieur | 96 |
| 1.4. Moniteurs d'activité portables | 98 |
| 1.4.1. L'accéléromètre wGT3X+ | 98 |
| 1.4.2. La montre-bracelet à marqueurs d'évènements | 99 |
| 1.4.3. Le récepteur GPS | 99 |
| 1.4.4. Le podomètre StepWatch3™ | 100 |
| 1.5. Synchronisation temporelle | 101 |
| 2. Méthodologie de traitement des données | 102 |
| 2.1. Méthodologie de traitement des données spécifiques à l'étude n°1 (objectif n°1) | 103 |
| 2.1.1. Traitement des données et variables étudiées | 103 |
| 2.1.2. Traitements statistiques..... | 106 |
| 2.2. Méthodologie de traitement des données spécifiques à l'étude n°2 (objectif n°2) | 106 |
| 2.2.1. Traitement des données et variables étudiées | 107 |
| 2.2.2. Traitements statistiques..... | 108 |
| 2.3. Méthodologie de traitement des données spécifiques à l'étude n°3 (objectif n°3) | 110 |
| 2.3.1. Traitement des données et variables étudiées | 110 |
| 2.3.2. Traitements statistiques..... | 114 |
| PARTIE III – RÉSULTATS & DISCUSSION..... | 118 |
| 1. Caractéristiques des patients | 119 |
| 2. Session de marche en extérieur | 120 |
| Chapitre 1. Étude de la faisabilité et de la validité clinique d'une nouvelle méthode basée sur le couplage de moniteurs d'activités pour quantifier la capacité de marche des patients AOMI en ambulatoire (étude n°1) | 121 |
| 1. Résultats | 121 |
| 1.1. Faisabilité et validité technique de la méthode de couplage de moniteurs d'activité portables lors de la session de marche en extérieur..... | 121 |
| 1.2. Validité clinique de la méthode de couplage de moniteurs d'activité portables en ambulatoire | 122 |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 2. Discussion | 125 |
| 2.1. Faisabilité et validité technique de la méthode de couplage de moniteurs d'activité portables lors de la session de marche en extérieur | 125 |
| 2.2. Validité clinique de la méthode de couplage de moniteurs d'activité portables en ambulatoire | 126 |
| 2.3. Limites de l'étude | 127 |
| 2.4. Perspectives | 127 |
| 3. Valorisation | 131 |
| Chapitre 2. Étude de la concordance entre le StepWatch3™ et l'ActiGraph wGT3X+ pour mesurer des indicateurs basés sur le nombre de pas dans l'AOMI (étude n°2) | 132 |
| 1. Résultats | 132 |
| 1.1. Caractéristiques des patients..... | 132 |
| 1.1.1. Patients AOMI | 132 |
| 1.1.2. Volontaires sains | 132 |
| 1.2. Session de marche en extérieur | 132 |
| 1.2.1. Concordance entre les moniteurs d'activité | 132 |
| 1.2.2. Effet de l'apparition de la douleur au niveau des membres inférieurs sur la concordance des moniteurs lors de la session de marche en extérieur | 134 |
| 1.3. Mesures lors d'une période de sept jours de vie quotidienne..... | 135 |
| 1.3.1. Concordance entre les moniteurs d'activité | 135 |
| 1.3.2. Modèles de correction..... | 135 |
| 2. Discussion | 136 |
| 2.1. Session de marche en extérieur | 137 |
| 2.1.1. Concordance entre les moniteurs d'activité | 137 |
| 2.1.2. Effet de l'apparition de la douleur au niveau des membres inférieurs sur la concordance des moniteurs lors de la session de marche en extérieur | 138 |
| 2.2. Mesures lors de la période de sept jours de vie quotidienne | 138 |
| 2.2.1. Concordance entre les moniteurs d'activité | 138 |

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| 2.2.2. Modèles de correction..... | 139 |
| 2.3. Limites de l'étude | 140 |
| 2.4. Perspectives | 140 |
| 3. Valorisation | 142 |
| Chapitre 3. Méthodes de calibration accélérométrique dans l'étude du pattern ambulateur d'activité physique et de capacité de marche dans l'AOMI (étude n°3)..... | 143 |
| 1. Résultats | 143 |
| 1.1. Estimation et comparaison de seuils d'intensité associés à l'AP modérée et vigoureuse, et étude du pattern d'AP | 144 |
| 1.2. Association entre des indicateurs du pattern d'activité physique et la capacité de marche des patients AOMI | 146 |
| 1.3. Caractérisation de la capacité de marche à partir des TACs (« total activity counts ») : analyse exploratoire | 147 |
| 2. Discussion | 153 |
| 3. Valorisation | 156 |
| CONCLUSION GÉNÉRALE | 157 |
| BIBLIOGRAPHIE | 160 |
| ANNEXES | I |
| TABLE DES MATIERES | XII |
| COMMUNICATIONS ORALES PRINCIPALES PRÉSENTÉES EN TANT QUE 1 ^{er} AUTEUR..... | XVIII |

**COMMUNICATIONS ORALES PRINCIPALES PRÉSENTÉES
EN TANT QUE 1^{er} AUTEUR**

18^{ème} congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Paris, France.

Comparison between an activity diary and an hip-worn accelerometer to estimate physical activity pattern in peripheral artery disease

JEHANNIN, P., de MÜLLENHEIM, P.-Y., CHAUDRU, S., MAHE, G., LE FAUCHEUR, A.

Objective. To compare estimates of physical activity (PA) pattern assessed by activity diary to those derived from an accelerometer in a population of peripheral arterial disease (PAD) patients.

Methods. Twenty-one PAD patients with intermittent claudication (Ankle-to-brachial index ≤ 0.90) wore an ActiGraphTM wGT3X+ accelerometer at the hip during a 7-day period. At the end of each day, patients filled out an activity diary to report the main indoor and outdoor activities completed throughout the day. Then, mean time per day (min/day) spent in standard PA intensity categories (*i.e.*, sedentary [1.0-1.5 METs], light [1.6-2.9 METs], moderate [3.0-5.9 METs] and vigorous [> 6.0 METs]) was estimated using the MET values included in the “Compendium of Physical Activities: Classification of Energy Costs of Human Physical Activities” and the activity durations reported in the diary. Several accelerometer-based estimates of PA pattern were derived from activity counts per minute using Actilife software (Actigraph, LLC; Fort Walton Beach, FL), the lower frequency extension filter, and several published cut-points (Freedson et al. 1998, Troiano et al. 2008, Hendelman et al. 2000, Swartz et al. 2000). Results are expressed as medians with the interquartile range (IQR = 25th-75th percentiles). Time spent in each PA intensity categories were compared using the Wilcoxon signed-rank test.

Results. Sedentary time estimated from accelerometers was not significantly different than estimates from activity diaries (360 [251-469] vs 379 [316-491] min/day, $P=0.74$). Instead, time spent in light PA (LPA) and moderate-to-vigorous PA (MVPA) estimated from accelerometers was significantly different than estimates from activity diaries ($P\leq 0.05$). Although significantly different from activity diaries, the estimates of MVPA obtained using the cut-points by Swartz and Hendelman tended to be the closest to the activity diary estimates (85 [59-105] and 100 [61-142] min/day respectively vs 95 [47-128] min/day). The LPA estimates derived from cut-points calibrated with both lifestyle and ambulatory activities (Swartz et al., 2000: 156 [109-176] min/day; Hendelman et al., 2000: 132 [94-148] min/day) seemed to be closer to the self-report estimates (93 [68-136] min/day) than those derived from cut-points calibrated using ambulatory activities only (Freedson et al., 1998: 226 [160-264] min/day; Troiano et al., 2008: 227 [160-266] min/day).

Conclusion. In a population of PAD patients characterized by walking limitations due to ischemic pain and that limit PA, commonly-used ActiGraphTM accelerometer cut-points give an estimation of PA pattern that is significantly different from that provided by self-report.

18ème congrès de la Société Française de la Médecine Vasculaire (SFMV), Strasbourg, France

Validité clinique d'une nouvelle méthode d'évaluation ambulatoire du temps de marche sans douleur et du temps maximal de marche par couplage de moniteurs d'activité chez des patients artériopathes.

JEHANNIN, P, CHAUDRU, S, de MÜLLENHEIM, P.-Y, MAHE, G., LE FAUCHEUR, A.

Objectif. L'évaluation du temps de marche sans douleur (TMSD) et du temps maximal de marche (TMM) revêt un aspect important dans la prise en charge des patients artériopathes. Même si des protocoles standards de marche sur tapis motorisé existent pour évaluer le TMSD et le TMM, aucun outil ne permet à ce jour d'évaluer le TMSD en condition ambulatoire. L'objectif de cette étude est d'évaluer la validité clinique d'une nouvelle méthode basée sur l'utilisation de moniteurs portables et permettant de quantifier le TMSD et le TMM chez des patients artériopathes pendant des sessions de marche en extérieur et en condition de vie quotidienne.

Méthode. Vingt-trois patients inclus dans cette étude (CLASH) ont réalisé sur tapis motorisé un test de marche de Strandness (STRAND). Les patients réalisaient ensuite deux conditions de marche en ambulatoire : une session de marche en extérieur (SME) de 45-60 min et une mesure sur 7 jours en conditions de vie quotidienne (VQ). Dans les deux cas les patients portaient une montre marqueur d'évènements (Micro Motionlogger® Watch) et un accéléromètre (wGT3x+) à la hanche. Les patients appuyaient une fois sur le bouton de la montre pour signaler une douleur à la marche et ≥ 2 fois pour signaler un arrêt induit par cette douleur. Le TMSD et le TMM étaient ensuite calculés puis comparés entre chaque condition (STRAND, SME et VQ) en utilisant un test de Friedman couplé à un test de Wilcoxon. L'association entre le TMSD et le TMM de chaque condition a été étudiée avec le coefficient de corrélation de Pearson ou de Spearman.

Résultats. Comparativement au $TMSD^{STRAND}$ et au TMM^{STRAND} , le $TMSD^{SME}$ et le TMM^{SME} étaient significativement supérieurs ($P < 0.001$, respectivement). Toutefois, le $TMSD^{SME}$ et le TMM^{SME} étaient significativement corrélés avec le $TMSD^{STRAND}$ ($r = 0.955$, $P < 0.001$) et le TMM^{STRAND} ($r = 0.821$, $P < 0.001$). Le $TMSD^{VQ}$ et le TMM^{VQ} étaient significativement supérieurs au $TMSD^{STRAND}$ et au TMM^{STRAND} ($P < 0.001$, respectivement) avec le $TMSD^{VQ}$ 12 fois plus long que le $TMSD^{STRAND}$.

Conclusion. Cette nouvelle méthode permet au clinicien d'évaluer la capacité de marche en ambulatoire en accédant notamment au TMSD dans des contextes de marche variés. Bien que corrélés au test de Strandness, le TMSD et le TMM en conditions de marche ambulatoire sont significativement supérieurs.

**18ème congrès de la Société Française de la Médecine Vasculaire (SFMV),
Strasbourg, France**

Effet de la stimulation électrique au niveau des membres inférieurs sur la distance maximale de marche de patients artériopathes claudicants : une revue systématique.

JEHANNIN, P, CRAUGHWELL, M, OMARJEE, L., DONELLY, A., JAQUINANDI, V., MAHE, G., LE FAUCHEUR, A.

Objectif. A travers une revue systématique, déterminer si la stimulation électrique des membres inférieurs permet d'améliorer la distance de marche de patients AOMI présentant une claudication.

Méthode. Une revue systématique a été réalisée à partir du « Cochrane Central Register of Controlled Trials », « PubMed », « Embase » et « Web of Science » pour identifier les études publiées avant le 28 mai 2019 portant sur l'utilisation de la stimulation électrique des membres inférieurs dans le but d'améliorer la distance de marche chez les patients atteints d'AOMI. Les études étaient incluses si le critère de jugement principal reposait sur l'évaluation de la distance maximale de marche ou sur la distance de marche sans douleurs. Les études randomisées éligibles étaient évaluées qualitativement par deux auteurs de manière indépendante en utilisant l'outil d'évaluation du risque de biais de la collaboration Cochrane.

Résultats. Seulement six études éligibles ont été identifiées parmi lesquelles deux étaient des essais randomisés contrôlés. Ces études incluent un total de 181 patients dont 140 (77.3 %) dans les groupes traités et 41 (22.7 %) dans les groupes contrôles. L'hétérogénéité méthodologique des essais n'a pas permis l'utilisation du « GRADE system » ni la réalisation d'une méta-analyse. Une synthèse qualitative a été conduite. Trois types de stimulation électrique ont été utilisées dans les études : l'électromyostimulation (EMS, n = 3), la stimulation électrique transcutanée (TENS, n = 2) et la stimulation électrique fonctionnelle (FES, n = 1). Les deux essais randomisés contrôlés existants rapportent une amélioration significative de la distance maximale de marche (~40 m, ou ~ 50%) en suivant un programme d'EMS.

Conclusion. Dû au faible nombre d'études éligibles, de la petite taille des échantillons et du risque de biais, aucune indication clinique claire ne peut être avancée s'agissant de l'efficacité de la stimulation électrique sur les membres inférieurs pour améliorer la distance de marche chez les patients atteints d'AOMI. De futures études sont requises pour définir objectivement l'effet de la stimulation électrique au niveau des membres inférieurs sur l'amélioration de la distance de marche.

SIGNATURES

Du directeur de thèse,

Du responsable de l'école doctorale,

Du Président de l'Université pour autorisation de soutenance,

Du président désigné par le Jury après soutenance pour autorisation de publication,

RÉSUMÉ

L'artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI) est une pathologie qui provoque une altération de la capacité de marche des patients. La caractérisation des limitations fonctionnelles dans la vie quotidienne revêt d'un intérêt clinique important. Grâce au développement de moniteurs d'activité tels que le géo-positionnement par satellite (GPS), cette évaluation peut être conduite en situation écologique de marche via des mesures réalisées en extérieur. L'évaluation de l'activité physique (AP) liée à la capacité de marche est également essentielle pour évaluer les risques éventuels sur la santé des patients. Certaines limites méthodologiques restreignent l'utilisation des moniteurs d'activité pour évaluer la capacité de marche et l'AP des patients AOMI en ambulatoire. Le présent travail de thèse avait par conséquent plusieurs objectifs : i) valider techniquement et cliniquement une méthode de couplage des moniteurs d'activité pour évaluer la capacité de marche des patients AOMI en ambulatoire ; ii) étudier la concordance de deux podomètres utilisés dans l'AOMI pour étudier plusieurs indicateurs basés sur le nombre de pas en ambulatoire ; iii) caractériser le pattern d'AP via une méthode de calibration accélérométrique basée sur les intensités relative et iv) étudier l'association du pattern d'AP avec la capacité de marche des patients AOMI. Les résultats de ces travaux de recherche ont validé techniquement et cliniquement la méthode de couplage des moniteurs d'activité pour évaluer la capacité de marche des patients AOMI en ambulatoire. De plus, nos résultats ont proposé un modèle de correction pour l'utilisation de l'accéléromètre wGTX+ afin d'étudier plusieurs indicateurs basés sur le nombre de pas. Nos résultats ont également montré un faible niveau d'AP à intensité modérée à vigoureuse à l'aide d'une méthode basée sur des intensités relatives des patients AOMI. Enfin, l'utilisation d'un indicateur mesuré par accélérométrie (*total activity counts*) a permis de caractériser la capacité de marche et offre de nouvelles perspectives dans l'utilisation des moniteurs d'activité portable, notamment dans le réentraînement à domicile des patients AOMI.

Mots clés : AOMI, limitation fonctionnelle, moniteur d'activité, activité physique, capacité de marche, ambulatoire, réentraînement.

ABSTRACT

Lower-extremity Peripheral Artery Disease (PAD) is a disease that causes impaired walking ability. The characterization of functional limitations in daily life is clinically important. 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. The assessment of Physical Activity (PA) related to walking ability is also essential to assess health risks. Some methodological limitations constrain the use of activity monitors to assess walking ability and PA in PAD. The aim of the present thesis was diverse: i) technically and clinically validate a method of pairing activity monitors to assess walking ability in PAD; ii) study the concordance of two pedometers for measuring step-based metrics in PAD, iii) describe PA pattern using accelerometer calibration method based on relative intensities and iv) study the association between PA pattern and walking ability in PAD. First result of this research has technically and clinically validated the method of pairing activity monitors to assess walking ability in PAD. In addition, our results proposed a correction model for using wGT3X+ accelerometer for measuring step-based metrics in PAD. Our results also showed a low daily time spent in moderate to vigorous PA using a method based on relative intensities in PAD. Finally, the use of an accelerometer proxy (total activity counts) was related to walking capacity and offers new perspectives in the use of wearable monitors, and particularly in exercise rehabilitation.

Keywords: PAD, functional limitation, activity monitor, physical activity, walking capacity, ambulatory, rehabilitation.

Titre : Apports méthodologiques dans l'utilisation des moniteurs d'activité pour étudier les patterns d'activité physique et de capacité de marche en ambulatoire de patients atteints d'artériopathie oblitérante des membres inférieurs

Mots clés : limitation fonctionnelle, moniteur d'activité, activité physique, capacité de marche, ambulatoire, réentraînement.

Résumé :

L'artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI) est une pathologie qui provoque une altération de la capacité de marche des patients. La caractérisation des limitations fonctionnelles dans la vie quotidienne revêt d'un intérêt clinique important. Grâce au développement de moniteurs d'activité tels que le géo-positionnement par satellite (GPS), cette évaluation peut être conduite en situation écologique de marche via des mesures réalisées en extérieur. L'évaluation de l'activité physique (AP) liée à la capacité de marche est également essentielle pour évaluer les risques éventuels sur la santé des patients. Certaines limites méthodologiques restreignent l'utilisation des moniteurs d'activité pour évaluer la capacité de marche et l'AP des patients AOMI en ambulatoire.

Le présent travail de thèse avait par conséquent plusieurs objectifs : i) valider techniquement et cliniquement une méthode de couplage des moniteurs d'activité pour évaluer la capacité de marche des patients AOMI en ambulatoire, ii) étudier la concordance de deux podomètres utilisés dans l'AOMI pour étudier plusieurs indicateurs basés sur le nombre de pas en ambulatoire,

iii) caractériser le pattern d'AP via une méthode de calibration accélérométrique basée sur les intensités relative et iv) étudier l'association du pattern d'AP avec la capacité de marche des patients AOMI.

Les résultats de ces travaux de recherche ont validé techniquement et cliniquement la méthode de couplage des moniteurs d'activité pour évaluer la capacité de marche des patients AOMI en ambulatoire. De plus, nos résultats ont proposé un modèle de correction pour l'utilisation de l'accéléromètre wGT3X+ afin de mesurer plusieurs indicateurs basés sur le nombre de pas. Nos résultats ont également rapporté un faible niveau d'AP à intensité modérée à vigoureuse à l'aide d'une méthode basée sur des intensités relatives des patients AOMI. Enfin, l'utilisation d'un indicateur mesuré par accélérométrie (total activity counts) a permis de caractériser la capacité de marche et offre de nouvelles perspectives dans l'utilisation des moniteurs d'activité portable, notamment dans le réentraînement à domicile des patients AOMI.

Titre : Methodological contributions in the use of activity monitors to study physical activity and walking capacity patterns in people with peripheral arterial disease

Keywords : functional limitation, activity monitor, physical activity, walking capacity, ambulatory, rehabilitation

Abstract :

Lower-extremity Peripheral Artery Disease (PAD) is a disease that causes impaired walking capacity. The characterization of functional limitations in daily life is clinically important. 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. The assessment of Physical Activity (PA) related to walking capacity is also essential to assess health risks. Some methodological limitations constrain the use of activity monitors to assess walking capacity and PA in PAD. The aim of the present thesis was diverse: i) technically and clinically validate a method of pairing activity monitors to assess walking capacity in PAD; ii) study the agreement of two pedometers for measuring step-based metrics in PAD,

iii) describe PA pattern using accelerometer calibration method based on relative intensities and iv) study the association between PA pattern and walking capacity in PAD. First result of this research has technically and clinically validated the method of pairing activity monitors to assess walking capacity in PAD. In addition, our results proposed a correction model for using wGT3X+ accelerometer for measuring step-based metrics in PAD. Our results also showed a low daily time spent in moderate to vigorous PA using a method based on relative-intensities in PAD. Finally, the use of an accelerometer proxy (total activity counts) was related to walking capacity and offers new perspectives in the use of wearable monitors, and particularly in exercise rehabilitation.