



HAL
open science

Estimation de la dépense énergétique chez des personnes diabétiques de type 2 à l'aide de capteurs "intelligents"

Nathan Caron

► To cite this version:

Nathan Caron. Estimation de la dépense énergétique chez des personnes diabétiques de type 2 à l'aide de capteurs "intelligents". Santé. Université de la Réunion, 2017. Français. NNT : 2017LARE0048 . tel-01820631

HAL Id: tel-01820631

<https://theses.hal.science/tel-01820631v1>

Submitted on 22 Oct 2019

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.

UNIVERSITÉ DE LA RÉUNION
École Doctorale « Sciences Technologie Santé »

THÈSE

Pour obtenir le grade de :

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE LA RÉUNION

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Présentée par

Nathan CARON

**ESTIMATION DE LA DÉPENSE ÉNERGÉTIQUE CHEZ DES PATIENTS
DIABÉTIQUES DE TYPE 2 À L'AIDE D'UN CAPTEUR « INTELLIGENT »**

Sous la direction de Georges Dalleau et Nicolas Peyrot

Soutenue publiquement le 6 décembre 2017

JURY

M. Georges DALLEAU , PU, Université de la Réunion	Directeur
M. Francis DEGACHE , PU, Université de Lausanne	Examineur
Mme Isabelle FOCK-BASTIDE MCF-HDR, Université de la Réunion	Examineur
M. Nicolas PEYROT , MCF-HDR, Université de la Réunion	Co-directeur
M. Pierre PORTERO , PU, Université de Paris-Est Créteil	Rapporteur
Mme Anne VUILLEMIN , PU, Université de Nice	Rapporteur

À ma mère, mon frère et ma sœur
Pour être toujours auprès de moi tout en étant si loin

À mes amis
Pour leur soutien malgré la distance

À Mélina
Pour tout l'amour et la joie qu'elle m'apporte
Au moment où j'ai le moins de temps à lui consacrer

REMERCIEMENTS

Ce travail de thèse n'aurait pas pu arriver à son terme sans la contribution de plusieurs personnes que je souhaite remercier :

Le Professeur Anne Vuillemin et le Professeur Pierre Portero, pour l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant d'être les rapporteurs de ce travail de thèse, et plus particulièrement à Pierre, pour mon titre d'Accompagnateur en Moyenne Montagne.

Ainsi que Madame Isabelle Fock-Bastide et le Professeur Francis Degache, pour avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse ;

Mes plus sincères remerciements vont au Professeur Georges Dalleau et à Nicolas Peyrot, pour avoir dirigé ce travail, pour leur aide dans chacune des étapes de cette thèse, pour la confiance qu'ils m'ont accordée il y a bientôt quatre ans quand je suis arrivé à la Réunion et pour m'avoir transmis leur passion pour la recherche ;

À Madame Chantal Verkindt, pour son aide en tant que membre de l'équipe, membre de mon comité de suivi de thèse et en tant que membre du clan des APA ;

À Teddy, pour sa gentillesse et son aide depuis que je suis arrivé et pour nos échanges sportifs au squash qui m'ont permis de souffler de temps en temps et de garder la forme ;

À Claire, pour ses encouragements, sa bonne humeur et toutes ces pauses café qui me permettent quotidiennement de décompresser et d'échanger.

Au Docteur Pholsena ainsi qu'à toute l'équipe de la maison du Diabète au tampon, pour leur aide dans le recrutement des sujets.

Aux participants, qui ont accepté de me donner un peu de leur temps et de leur énergie lors des expérimentations.

Cette thèse a été financée par une Allocation Régionale Recherche versée par la Région Réunion et par des Fonds Européen de Développement Régional (FEDER).

« Mesure ce qui est mesurable, et rend mesurable ce qui ne peut être mesuré »

Galilée (1564-1642)

Table des matières

<u>PREAMBULE</u>	<u>1</u>
<u>INTRODUCTION</u>	<u>6</u>
<u>CHAPITRE 1 : CADRE THEORIQUE</u>	<u>11</u>
<u>LA DEPENSE ENERGETIQUE CHEZ L'HOMME</u>	<u>12</u>
1. Métabolisme basal	14
1.1. Effet de l'âge	15
1.2. Effet de la variation du poids	17
1.2.1. Influence de la perte de poids	18
1.2.2. Influence de la prise de poids	19
2. Thermogénèse	20
3. Dépense énergétique liée à l'activité	24
<u>METHODES DE MESURE DE LA DEPENSE ENERGETIQUE</u>	<u>29</u>
1. Les méthodes de référence pour la mesure de la dépense énergétique	30
1.1. La calorimétrie directe	30
1.2. La calorimétrie indirecte	31
1.3. La méthode de l'eau doublement marquée	34
2. Les méthodes d'évaluation de la dépense énergétique basale	36
2.1. Les méthodes objectives	36
2.2. Les méthodes d'estimation par équation	37
3. Les méthodes d'estimation de la dépense énergétique liée à l'activité physique	41
3.1. Les méthodes subjectives	41
3.2. Les méthodes objectives	46
3.2.1. Les méthodes basées sur la fréquence cardiaque	46
3.2.2. Les transducteurs de chaleur	50
3.2.3. Le Géo-Positionnement Satellitaire	52
3.2.4. L'actimétrie	55

3.2.4a. Les podomètres	56
3.2.4b. L'accélérométrie	58
3.2.5. L'Actiheart	64
3.2.6. Le SenseWear Armband	66
3.2.7 La centrale inertielle	69
<u>LA DEPENSE ENERGETIQUE CHEZ LA PERSONNE DIABETIQUE DE TYPE 2</u>	72
1. Le métabolisme basal	74
1.1. Influence du diabète sur le métabolisme basal	74
1.2. Estimation de la dépense énergétique basale chez des sujets diabétiques	76
2. Thermogénèse	80
3. Dépense énergétique liée à l'activité physique	82
3.1. Évaluation de la quantité d'activité physique chez les patients diabétiques de type 2	83
3.2. Influences des facteurs biomécaniques et métaboliques	85
3.3. Estimation de la dépense énergétique chez des sujets diabétiques	88
<u>CHAPITRE 2 : PROBLEMATIQUE DE RECHERCHE</u>	93
<u>CHAPITRE 3 : PRESENTATION DES TRAVAUX DE RECHERCHE</u>	99
<u>ÉTUDE 1 : ÉTUDE DU PATTERN D'ACTIVITE CHEZ DES PATIENTS DIABETIQUES DE TYPE 2</u>	100
Introduction	101
Matériels & Méthodes	102
1. Population	102
2. Outils de mesure	103
2.1. Carnet de report d'activités	103
2.2. Questionnaire d'activité physique	104
2.3. Capteur intelligent	105
3. Protocole expérimental	106
4. Traitement des données	106

4.1. Données d'activités	106
4.2. Données mécaniques	107
5. Analyse statistique	107
Résultats	108
Discussion	111
Résumé	116

ÉTUDE 2 : ÉTUDE DE LA DEPENSE ENERGETIQUE ET DES METHODES D'ESTIMATION CHEZ DES PATIENTS DIABETIQUES DE TYPE 2 **118**

Méthodologie générale	119
1. Population	119
2. Protocole expérimental	120
3. Outils de mesure	121
3.1. Données métaboliques	121
3.2. Données mécaniques	121

1^{ère} partie -- Coût énergétique de la marche chez les patients diabétiques de type 2 **123**

Introduction	124
Méthodologie spécifique	125
1. Analyse de la marche	125
2. Analyse statistique	126
Résultats	127
Discussion	130
Résumé	134

2^{ème} partie -- Estimation de la dépense énergétique à partir d'une équation validée **136**

Introduction	137
Méthodologie spécifique	138
1. Traitement des données	138
1.1. Données métaboliques	138
1.2. Données mécaniques	138

2. Analyse statistique	140
2.1. Première partie : Groupe témoin	141
2.2. Deuxième partie : Groupe DT2	141
Résultats	142
1. Première partie : Groupe témoin	142
2. Deuxième partie : Groupe DT2	145
Discussion	147
Résumé	153
<u>3^{ème} partie -- Développement d'une nouvelle équation d'estimation de la dépense énergétique chez les patients diabétiques</u>	<u>155</u>
Introduction	156
Méthodologie spécifique	157
1. Traitement des données	157
2. Analyse statistique	157
2.1. Phase de régression linéaire multiple	157
2.2. Phase de validation croisée	158
Résultats	158
1. Régression linéaire multiple	159
2. Validation croisée	160
Discussion	162
Résumé	167
<u>CHAPITRE 4 : CONCLUSION & PERSPECTIVES</u>	<u>169</u>
<u>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES</u>	<u>176</u>
<u>LISTE DES FIGURES</u>	<u>209</u>
<u>LISTE DES TABLEAUX</u>	<u>210</u>
<u>LISTE DES EQUATIONS</u>	<u>211</u>

Liste des abréviations

AGL	Acide gras libre
AH	Actiheart
ANOVA	Analyse de variance
ANCOVA	Analyse de covariance
AP	Activité physique
AP _{lég}	Activité physique d'intensité légère
AP _{mod}	Activité physique d'intensité modérée
AP _{séd}	Activité physique sédentaire
AP _{vig}	Activité physique d'intensité vigoureuse
Bpm	Battement par minute
DE	Dépense énergétique
DEAP	Dépense énergétique liée à l'activité physique
DT2	Diabète de type 2
ESE	Erreur standard d'estimation
FC	Fréquence cardiaque
FC _{max}	Fréquence cardiaque maximale
FC _{repos}	Fréquence cardiaque de repos
GPS	Géo-positionnement satellitaire
HbA1c	Hémoglobine glyquée
IMC	Indice de masse corporelle
IPAQ	International physical activity questionnaire
KAL-X	LifeCheck KAL-X Sensor®
MAQ	Modifiable activity questionnaire
FM	Masse de tissu adipeux
FFM	Masse de tissu non lipidique
QR	Quotient respiratoire
RMSE	Root mean square error
SWA	SenseWear Armband
TPP _{fa}	Thermogenèse postprandiale facultative
TPP _{ob}	Thermogenèse postprandiale obligatoire

$\dot{V}CO_2$	Production de dioxygène
VM	Vecteur magnitude
$\dot{V}O_2$	Consommation d'oxygène
$\dot{V}O_{2\max}$	Consommation maximale d'oxygène

Préambule

Préambule

La relation entre l'AP et la santé est aujourd'hui bien documentée dans la littérature scientifique. En effet, il a été montré que la pratique d'une AP régulière présente un intérêt majeur dans le traitement et la prévention des risques de maladies chroniques tels l'obésité, l'hypertension artérielle ou encore le diabète (van Baak, 1999). Toutefois, de nombreuses questions persistent sur l'allure de la courbe de la relation entre cette quantité d'AP (la dose) et ses répercussions sur la santé (réponse) (Figure 1).

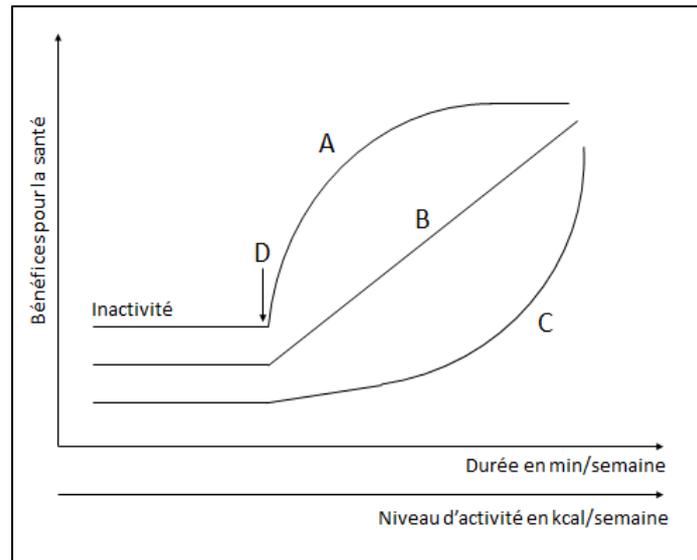


Figure 1: Courbes de la relation dose-réponse entre quantité d'activité physique et bénéfices sur la santé (d'après Bouchard, 2001). D'après Bouchard (2001), la relation entre la quantité d'AP et les bénéfices attendus sur la santé pourrait correspondre à trois courbes distinctes. La courbe B décrit une relation de type linéaire entre la 'dose' d'AP et les bénéfices de santé. La courbe A représente des gains rapides en termes de santé pour des niveaux d'activité modérés avec un bénéfice important chez les sujets inactifs devenant actifs. À l'inverse, la courbe C représente la nécessité d'un niveau relativement élevé d'AP pour faire apparaître des bénéfices sur la santé, qui vont ensuite augmenter de manière exponentielle avec la quantité d'AP. Enfin, le point D représente la quantité minimale d'AP permettant d'obtenir un bénéfice. Ce seuil d'activité physique n'est, à l'heure actuelle, pas encore déterminé de manière précise.

D'un point de vue historique, cette relation dose/réponse a d'abord été observée dans de nombreuses études épidémiologiques utilisant des questionnaires pour codifier le niveau d'AP (Schoenborn, 1986; Poehlman et al., 1991; Ford et al., 1995; Dunstan et al., 2004; Dunstan et al., 2005). En effet, plusieurs de ces études ont permis de mettre en avant qu'un comportement sédentaire était néfaste pour la santé (e.g. une relation linéaire entre le temps devant un écran et la morbidité par exemple). Afin d'affiner cette relation, il est nécessaire d'utiliser un paramètre plus précis afin d'évaluer la dose d'AP. Il est alors possible de quantifier l'AP en termes de puissance mécanique par exemple pour une activité sur

Préambule

cycloergomètre, ou en utilisant des indicateurs tels que la vitesse ou le nombre de pas pour une activité de marche. Toutefois, ces différents paramètres mécaniques sont spécifiques à chaque activité et restent difficiles à évaluer pour des AP de la vie quotidienne telles que les tâches ménagères ou des AP de loisirs. C'est ici que l'utilisation de la dépense énergétique (DE) comme critère d'évaluation de l'AP se démarque des autres. En effet, la DE représente l'énergie nécessaire pour réaliser un mouvement ou tenir une position statique. C'est donc un indicateur global de l'AP, mesurable indépendamment de l'activité réalisée par un individu. La connaissance de la DE pourrait permettre de mieux comprendre les liens entre les activités physiques quotidiennes et l'état de santé d'un individu (McGavock et al., 2004) et les critères de morbi-mortalité (Bouchard, Blair, & Haskell, 2007; Hakim et al., 1998; INSERM, 2008; Lee et al., 2001).

L'utilisation de la DE présente de nombreux avantages ou perspectives. Premièrement, la DE est un paramètre qui permet une individualisation de la dose d'AP, ce qui pourrait permettre de mieux comprendre la relation dose/réponse. En effet, si l'on prend l'exemple de la vitesse de marche, deux personnes marchant 30 min à la même vitesse n'auront pas forcément une DE équivalente (du fait de nombreux facteurs tels que le poids ou encore la condition physique générale). Ainsi, au terme d'un programme d'AP, des variations en termes de bénéfices sur la santé (e.g. sur la glycémie à jeun par exemple chez un patient diabétique) pourraient être observables et induites par la différence de DE malgré une quantité de marche égale (i.e. vitesse et durée). Sur ce même principe, il serait logique d'observer que les patients les plus déconditionnés sont ceux qui présentent les plus grands bénéfices liés à l'AP (car ce sont ceux qui auront la plus grande DE pour une même quantité d'activité). Une perspective future pourrait être d'essayer d'estimer la variation de la glycémie en temps réel, à partir du type d'activité et de son intensité (exprimée en DE) afin d'améliorer la prise en charge des patients diabétiques par exemple.

D'autre part, pour un clinicien, la mesure exacte de la DE journalière permettrait de tester l'efficacité d'une intervention dans un contexte de recherche clinique (Westerterp, 2009) ou de mieux prendre en charge un patient DT2. En effet, la DE pourrait être utilisée par un individu au cours de la journée dans le cadre d'une prescription médicale. En effet, la DE peut-être définie pour toutes les activités quotidiennes et représente donc un critère global d'AP. Dans le contexte de la prescription médicale, le critère de réalisation (i.e.

Préambule

pour être considéré comme actif) pourrait être un seuil ou des zones à atteindre. Pour ce premier, il est possible d'utiliser un seuil de DE totale à dépasser tous les jours pour obtenir un certain niveau de bénéfice de santé. Ainsi, avec l'aide d'un capteur mesurant et affichant la DE accumulée, l'individu pourrait contrôler la quantité d'AP réalisée et l'ajuster au cours de la journée si besoin pour atteindre ce seuil. Afin d'aller encore plus loin, des zones d'exercice individualisées (exprimée en intensité de DE ; kcal/min) pourrait être recommandées. Ainsi, une application pourrait rappeler à l'individu les zones atteintes et celles incomplètes pour qu'ensuite elle réalise une AP en ajustant cette intensité en utilisant un capteur affichant l'intensité en temps réel (kcal/min).

Enfin, l'utilisation de la DE (estimée de façon objective et en continu) pourrait permettre de mieux comprendre la relation entre les variations de l'AP (i.e. les variations de la DE) et la santé. En effet, il est admis que la relation entre les comportements sédentaires et les maladies métaboliques est indépendante de la DE totale. Prenons l'exemple de deux individus ayant la même DE journalière mais un rythme de vie différent. Le premier réalise une activité professionnelle éprouvante physiquement et reste assis devant la télévision 2h tous les soirs. Le second a une activité professionnelle peu intense, par exemple assis devant un ordinateur, mais réalise une activité sportive intense le soir (e.g. squash). Ainsi, malgré une DE similaire à la fin de la journée, les individus n'auront pas les mêmes bénéfices en termes de santé. L'estimation précise de la DE au cours de la journée pourrait permettre d'obtenir un indicateur de variations de l'AP (exprimé en kcal/min ou Met).

Toutefois, ces nombreuses possibilités d'utilisation nécessitent une estimation précise de la DE. Cependant, comme nous le verrons dans la suite de ce manuscrit, la quantification exacte de la DE représente un challenge du fait des nombreux facteurs influençant celle-ci et du compromis existant entre la complexité de l'outil d'estimation (et donc de son utilisation par un individu dans la vie quotidienne) et sa précision.

Introduction

Introduction

Il est aujourd'hui reconnu que la diminution des activités de loisir concomitant avec l'augmentation des comportements sédentaires et la dégradation des habitudes alimentaires sont à l'origine de l'accroissement de la prévalence des maladies chroniques (i.e. les maladies cardio-vasculaires, le diabète et le cancer) observée depuis plusieurs années. Il a été estimé que 171 millions de personnes présentaient un diabète de type 2 (DT2) dans le monde en 2000 et que cette prévalence est amenée à doubler d'ici 2030 (Wild et al., 2004). Or, en 2013, les dernières observations de la Fédération Internationale du Diabète montrèrent que 352 millions de personnes étaient diabétiques en 2013 avec une augmentation estimée à 592 millions pour 2035 (Guariguata et al., 2014). Ces résultats soutiennent la nécessité grandissante de promouvoir l'activité physique (AP) et de lutter contre la sédentarité.

Les études menées depuis le début des années 50 sur la relation entre l'AP et la santé ont contribué à mettre l'AP au centre des recommandations en matière de lutte contre diverses maladies chroniques. À partir de ce constat, des recommandations basées sur deux niveaux (prévention primaire et secondaire) ont été proposées. La prévention primaire vise à améliorer l'état de santé général d'un individu afin de réduire le risque d'apparition de maladies chroniques. Par exemple, plusieurs études montrent que pratiquer une AP régulière permet de réduire de 15 à 67 % le risque de développer un DT2 (Aune et al., 2015; Grontved et al., 2014; Grontved et al., 2012; Jefferis et al., 2012; Sieverdes et al., 2010). La prévention secondaire quant à elle vise à réduire le taux des complications liées à une maladie telles que les neuropathies ou les rétinopathies chez les patients diabétiques. À court terme, un exercice physique approprié permet de réduire la glycémie en augmentant l'utilisation du glucose sanguin pour générer de l'énergie. À long terme, les AP accumulées sur la journée contribuent à l'amélioration de la sensibilité à l'insuline et du contrôle glycémique en diminuant le taux d'hémoglobine glyquée (HbA1c) et la glycémie à jeun. Ces effets bénéfiques de l'AP permettent de réduire ainsi la nécessité d'un traitement oral ou d'injection d'insuline (Castaneda et al., 2002; Chudyk & Petrella, 2011; Emerenziani et al., 2015; Lazarevic et al., 2006; Sigal et al., 2007; Sukla et al., 2015).

Avec l'avancée de la technologie, l'utilisation de la dépense énergétique (DE) comme critère de quantification de l'AP s'est démocratisée depuis plusieurs années. En effet, cette DE journalière reflète directement la quantité d'AP (i.e. la combinaison entre l'intensité et la durée) accumulée par un individu au cours de la journée. Ces observations ont donné

Introduction

lieu à plusieurs recommandations précisant la quantité minimale d'AP requise pour maintenir ou améliorer la santé. Ces directives concernent aussi bien la population générale que les patients DT2. Pour qu'un individu soit considéré suffisamment actif, il lui est recommandé de pratiquer une AP d'intensité modérée au minimum 30 min, 5 jours par semaine ou 20 min d'AP à intensité plus élevée, 3 fois par semaine ou encore d'accumuler 10000 pas par jour, au moins 5 jours par semaine (Le Masurier et al., 2003; Mendes et al., 2016; Pate et al., 1995; Tudor-Locke & Bassett, 2004). Toutefois, ces recommandations peuvent être individualisées avec l'utilisation de la DE. En effet, ces recommandations équivalent à accumuler une DE liée à l'AP d'au moins 800 à 1000 kcal/semaine, afin d'induire une amélioration de la sensibilité à l'insuline chez les patients DT2 (Albright et al., 2000; U.S DHHS, 1996). De ce fait, la connaissance de la DE permettra de mieux appréhender la relation entre la *dose* d'AP journalière et la *réponse* en termes de bénéfice sur la santé chez un individu présentant ou non une maladie chronique (McGavock et al., 2004)

Dans ce contexte, l'AP comme outil thérapeutique doit être programmée quotidiennement chez les patients DT2. Néanmoins, la DE liée à cette AP prescrite doit être mesurée de façon précise. En effet, pour un patient DT2, sous-estimer la DE pourrait conduire à une sous-estimation de l'alimentation ou de la médication (insuline). Ainsi, l'évaluation objective de la DE au fil de la journée revêt un caractère essentiel pour une meilleure compréhension de la relation dose réponse entre l'exercice physique et la santé afin d'optimiser les effets bénéfiques de l'AP. L'objectif général de cette thèse était de faire un bilan des variables biologiques et mécaniques influençant la dépense énergétique ainsi que des méthodes et outils validés chez les sujets diabétiques de type 2 pour enfin développer une méthode simple et précise d'estimation de la DE. Nos études expérimentales se sont intéressées plus précisément à l'utilisation de l'actimétrie dans l'évaluation de la DE à la marche et lors de positions statiques.

Introduction

Cette thèse est composée de 4 chapitres :

Le premier sera consacré à la dépense énergétique et aux différentes méthodes permettant de la mesurer. Ensuite, nous présenterons l'influence du diabète de type 2 sur les différentes composantes de la dépense énergétique et les outils qui permettent de l'évaluer.

Dans une seconde partie, nous présenterons la problématique et la méthodologie générale des différentes études.

Les études expérimentales de ce travail de thèse seront regroupées dans un troisième chapitre. La première étude sera consacrée au recensement des activités quotidiennes, de loisirs ou sportives, couramment réalisées dans une population de patients diabétiques. La deuxième étude s'orientera vers l'étude de la dépense énergétique lors d'activités statiques et à la marche et aux méthodes d'estimation chez des sujets DT2. Cette étude sera divisée en trois parties : 1) Comparaison du coût énergétique à la marche entre les patients DT2 et des sujets sains ; 2) Validation d'une méthode d'estimation de la DE, basée sur un capteur intelligent et déjà validée dans une population de sujets jeunes et en bonne santé, chez des sujets non diabétiques puis chez des patients DT2 ; 3) Développement et validation d'une nouvelle méthode d'estimation de la DE chez des patients DT2. Les matériels et méthodes propres au deux études, ainsi que le traitement des données et les résultats y seront également détaillés.

Enfin, le quatrième chapitre clora cette thèse en apportant une conclusion et des perspectives pour de futures recherches.

Chapitre 1

Cadre Théorique

Publication entrant dans le cadre de cette partie :

Caron N, Peyrot N, Caderby T, Verkindt C, Dalleau G (2016). Energy Expenditure in People with Diabetes Mellitus: A Review. *Frontiers in nutrition* 3(56).

La dépense énergétique chez l'Homme

Il est admis dans la littérature que la dépense énergétique totale (DE totale) journalière peut être représentée par un modèle simple divisé en trois composantes principales (Figure 2). La dépense énergétique basale (DE basale), aussi appelée métabolisme de base, constitue la principale source de DE (50 à 70% du métabolisme total). Elle représente l'énergie consommée par l'organisme pour maintenir une activité métabolique minimale durant les phases de sommeil et d'éveil. La thermogénèse constitue une seconde source de DE et rassemble différents mécanismes qui vont augmenter la DE au-dessus de la valeur du métabolisme basal. Parmi ces

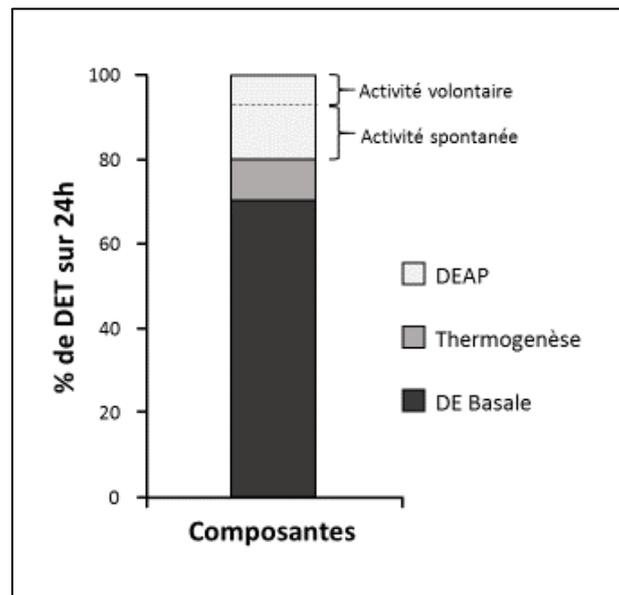


Figure 2: Composantes de la dépense énergétique totale sur 24 heures (d'après Maclean et al., 2011).

mécanismes, la thermogénèse postprandiale, qui représente l'énergie dépensée pendant la digestion, le stockage et la transformation de certains aliments, est le principal facteur de thermogénèse (environ 10 à 15% de la DE totale). Enfin, la dépense énergétique liée à l'AP (DEAP) correspond à l'énergie dépensée lors de contractions musculaires dans le but de produire un mouvement ou de maintenir une posture (i.e. lutte contre la gravité). Cette DEAP varie en fonction du type d'activité, de son intensité et de sa durée. En condition aiguë, c'est également le principal paramètre permettant de moduler la DE totale. En effet, alors que la DEAP ne représente qu'environ 15 à 20 % de la DE totale chez un sujet sédentaire, elle peut atteindre 50 % de la DE totale chez un sujet « actif » accumulant davantage d'AP quotidiennement (Livingstone et al., 1991; Ravussin et al., 1986). Nous allons ainsi dans les sections qui suivent détailler les différentes composantes de la dépense énergétique chez l'homme.

1. Métabolisme basal

Principale composante de la DE totale, la DE basale est amenée à varier en fonction de différents facteurs intrinsèques à l'individu. La DE basale est principalement influencée par la masse des tissus non-lipidiques (FFM) (de l'anglais « *fat-free mass* ») qui explique 60 à 85 % des variations inter-individuelles de la DE basale (Cunningham, 1991). D'un point de vue métabolique, la FFM ne représente pas qu'un seul compartiment homogène mais il peut être divisé en deux composantes : les organes ayant un métabolisme (exprimé en kcal/kg/jour) élevé et ceux avec un métabolisme faible (Elia & Livesey, 1992; Gallagher et al., 1998; Wang et al., 2000). Les organes ayant un métabolisme important sont le cœur et les reins (440 kcal/kg/jour), le cerveau (240 kcal/kg/jour) et le foie (200 kcal/kg/jour). Les organes au métabolisme faible se composent des muscles (13 kcal/kg/jour) et des autres organes et tissus (os, peau, estomac, intestin, poumons et les glandes ; 12 kcal/kg/jour). Enfin, la masse des tissus adipeux (FM) (de l'anglais « *fat mass* ») participe également aux variations de la DE basale, mais il possède un métabolisme très faible (4,5 kcal/kg/jour) (Figure 3) (Elia & Livesey, 1992). Les organes au métabolisme élevé ne représentent que 5 à 6 % du poids total mais participent à 60 % de la DE

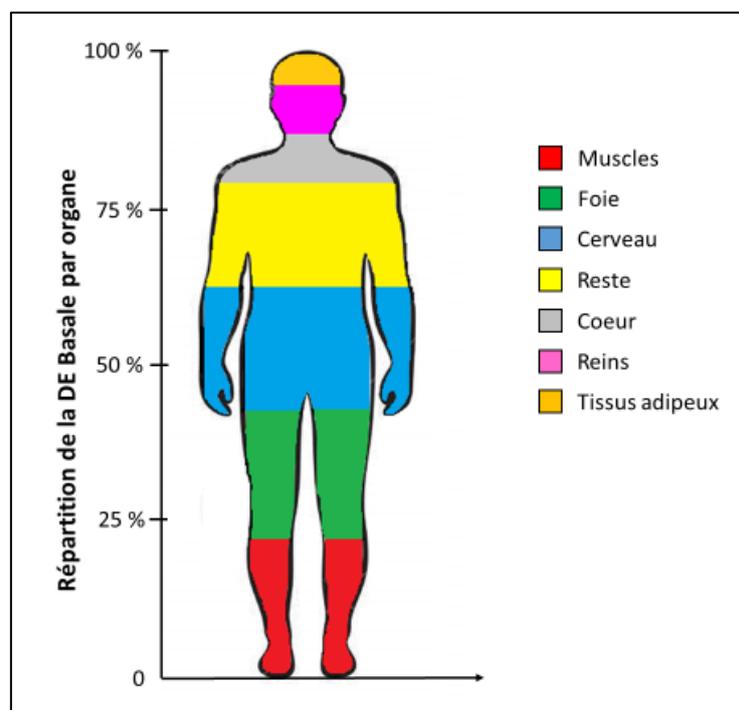


Figure 3 : Répartition de la contribution des organes et tissus à la dépense énergétique basale (d'après Elia & Livesey, 1992).

basale. À l'inverse, les organes et tissus au métabolisme moins important, qui représentent quant à eux entre 40 et 50 % du poids d'un individu, représentent seulement 18 à 25 % de la DE basale (Gallagher et al., 1998). Ce métabolisme spécifique à chaque organe ou tissu dépend principalement de la fraction cellulaire, de la densité mitochondriale, du renouvellement des protéines et de l'activité des pompes sodium-potassium (ou $\text{Na}^+\text{-K}^+\text{-ATPase}$) (Rolfe & Brand, 1996). En revanche, il est indépendant du sexe, du poids ou de l'indice de masse corporelle (IMC) de l'individu (Elia & Livesey, 1992). Toutefois, nous verrons par la suite qu'il peut varier dans certains cas particuliers entraînant une modification de la DE basale.

1.1. Effet de l'âge

L'avancée en âge est l'une des principales causes de variation de la DE basale avec une diminution de 1 à 2 % par décennie après 20 ans (Elia & Livesey, 1992) qui peut s'expliquer par deux phénomènes. Premièrement, l'avancée en âge (à partir de 20 ans) s'accompagne de changements dans la composition corporelle qui vont entraîner une baisse de la DE basale. Entre 20 et 80 ans, la masse du tissu cardiaque va augmenter de 10 %, notamment du fait d'une hypertrophie des cardiomyocytes. Toutefois, les autres composantes des tissus non-lipidiques vont quant à eux perdre entre 10 et 20 % de leur masse à l'exception de la rate dont la masse diminue de plus de 38 %. Cette réduction de la masse va induire une diminution de l'implication de ces différents organes dans le métabolisme basal entraînant ainsi une baisse de la DE basale. En ce qui concerne la masse adipeuse, elle va avoir tendance à augmenter notamment au niveau abdominal (He et al., 2009). Néanmoins, du fait de son métabolisme très faible, l'augmentation de la masse adipeuse a une moindre influence sur les variations de la DE basale comparée à la FFM. Cette baisse de la DE basale liée à l'âge est dépendante du sexe, car elle apparaît plus tôt chez les femmes (32 *vs.* 37 ans chez les hommes). Cette différence s'explique par des changements de la composition corporelle plus précoces chez les femmes (29 *vs.* 40 ans pour la masse musculaire, 38 *vs.* 50 ans pour la FM et 35 *vs.* 46 ans pour les autres organes, respectivement pour les femmes et les hommes) (Geisler et al., 2016). Cependant, la baisse de la DE basale liée à l'âge n'est pas totalement expliquée par la variation de la composition corporelle. En effet, Krems et al. (2005) et Frissard et al. (2007) ont constaté que la DE basale d'un groupe de jeunes adultes (20-35 ans) était plus importante que celle du groupe de personnes âgées (+ 60 ans) même après ajustement de la composition corporelle et du sexe. De plus, la DE basale calculée à partir de la composition corporelle était plus élevée que celle

mesurée objectivement. Ainsi, la baisse de la DE basale peut être également expliquée par une diminution du métabolisme propre à chaque organe (Muller et al., 2013; Wang et al., 2011; Wang et al., 2010). En effet, il a été démontré une baisse d'environ 3 % du métabolisme propre à chaque organe ou tissu induite par une diminution du pourcentage de cellule active (expliquée par une augmentation des composantes extracellulaires qui ne participent pas aux échanges énergétiques) et par une baisse de l'activité des pompes sodium-potassium (Wang et al., 2011).

Toutefois, il semble que la pratique régulière d'une AP permette de prévenir la dégradation de la DE basale liée à l'âge, dû à une relation forte entre l'AP et la préservation de la composition corporelle chez des sujets âgés actifs (Kohrt et al., 1992). En effet, il n'a pas été observé de différence de DE basale dans un groupe de femmes âgées actives en comparaison aux femmes actives plus jeunes après ajustement de la composition corporelle comme co-variables dans une ANCOVA (Van Pelt et al., 1997). Les mêmes résultats sont retrouvés chez les hommes avec une DE basale, ajustée à la composition corporelle, plus faible chez les sujets âgés sédentaires en comparaison aux sujets actifs du même âge (Poehlman et al., 1991). Toutefois, la DE basale absolue demeure inférieure pour le groupe d'hommes et de femmes âgés non-sédentaires en comparaison aux sujets des groupes contrôles. Ces résultats démontrent que l'AP, en plus de réduire la perte de FFM liée à l'âge, permet également de prévenir la diminution du métabolisme propre aux organes et tissus non-lipidiques.

En plus des variations de la DE basale engendrées par le vieillissement normal de l'organisme, il semble que la présence d'un état pathologique soit également un facteur à prendre en compte. En effet, l'avancée en âge s'accompagne d'une augmentation de la prévalence des maladies chroniques telles que le diabète, la maladie d'Alzheimer ou certaines formes de cancer qui peuvent induire des variations de la DE basale (Toth & Poehlman, 2000). Il a été observé une augmentation de la DE basale chez des patients présentant une broncho-pneumopathie chronique obstructive (Baarends et al., 1997) ou un cancer des poumons (Gibney et al., 1997). À l'inverse, les patients atteints de la maladie d'Alzheimer, d'insuffisance rénale ou de malnutrition présentaient une baisse de la DE basale (Avesani et al., 2004; Poehlman & Dvorak, 1998; Rigaud et al., 2000).

1.2. Effet de la variation du poids

L'organisme lutte constamment pour stabiliser le poids corporel à court et à long termes. En effet, le poids d'un individu peut fluctuer de 0,5 % par jour et entre 7 et 20 % par an (Dulloo et al., 2012). Il est donc admis dans la littérature la présence d'un système homéostatique permettant le maintien du poids par un mécanisme physiologique de feedback négatif (Speakman et al., 2011). Ainsi, dans un modèle d'équilibre dynamique simplifié, tout déséquilibre entre l'énergie consommée et la DE journalière (balance énergétique) entraînerait une modification du poids qui, en retour, modifierait la DE de manière à compenser le déséquilibre initial (Figure 4). Si ce déséquilibre devient chronique, même si relativement

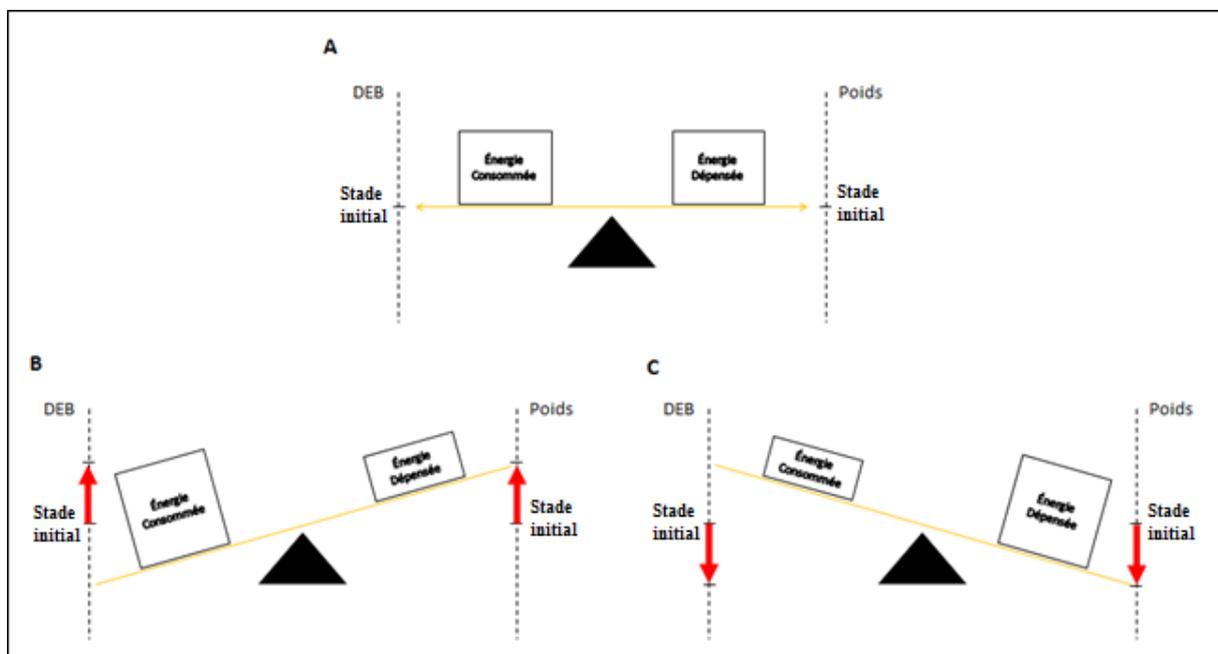


Figure 4 : Système homéostatique permettant le maintien du poids (adapté de Maclean et al., 2011). En A, les énergies consommées et dépensées sont équilibrées donc le poids et la DE basale sont stables à leur valeur initiale. En B, l'énergie consommée est supérieure à la dépense énergétique ce qui induit une prise de poids. Cette augmentation de la masse va entraîner une augmentation de la D basale (augmentant ainsi la DE totale) favorisant le retour au poids initial. Inversement en C, l'énergie consommée est inférieure à la dépense énergétique ce qui induit une perte de poids. Cette diminution de la masse va entraîner une baisse de la DE basale afin de protéger les réserves énergétiques et favoriser la prise de poids.

faible, il peut induire une variation importante du poids. Par exemple, une augmentation de la consommation d'énergie de 50-100 kcal/jour (soit 10 à 20 g de barre chocolatée) peut conduire à un état d'obésité en quelques années. De même, une différence de 1 % entre l'énergie

dépendée et celle consommée peut provoquer une prise ou une perte de poids de l'ordre de 10 kg par décennie (Dulloo et al., 2012). Ces variations de poids, que ce soit en perte ou en gain, semblent influencer le DE basale par des mécanismes différents.

1.2.1. Influence de la perte de poids

Dans le cadre d'une restriction alimentaire, chez des femmes en surpoids ou obèses, conduisant à une perte de 10 % de poids initial, il a été observé une diminution de la DE basale d'environ 8 % (soit ≈ 140 kcal/jour) (Bosy-Westphal et al., 2009). Cette baisse de la DE basale est positivement corrélée à la perte de FFM (Bosy-Westphal et al., 2009; Bosy-Westphal et al., 2013; Muller et al., 2013). En effet, à l'exception du cerveau, l'ensemble des organes présentent une baisse relative de leur masse allant de -3 % pour la masse musculaire à -6 % pour les reins. Ainsi, pour une perte moyenne de 9,5 kg, les pertes de masse adipeuse et de masse musculaire représentent respectivement 8 et 1 kg et expliqueraient 47 % de la diminution de la DE basale. Les autres organes et tissus représentent une perte d'environ 500 g et expliquent 13 % supplémentaire de la baisse de la DE basale. Enfin, les 40 % inexplicés correspondent au phénomène de « thermogenèse adaptative ».

La thermogenèse adaptative représente la différence entre la DE basale mesurée et celle calculée à partir de la masse des organes, symbolisant ainsi la diminution de la DE basale non expliquée par la variation de la composition corporelle (Bosy-Westphal et al., 2009; Doucet et al., 2001; Dulloo et al., 2012; Muller & Bosy-Westphal, 2013; Muller et al., 2013). Cette thermogenèse semble permettre à l'organisme d'accentuer la baisse de la DE basale afin de préserver les réserves énergétiques amoindries par la diète et de favoriser le retour vers le poids initial (Byrne et al., 2012; Goele et al., 2009). C'est un ajustement au long terme de l'organisme induit par une balance énergétique négative répétée. En effet, la thermogenèse adaptative est maximale après 12 à 20 semaines de sous-alimentation (correspondant à une perte de poids de 10 %) (Muller & Bosy-Westphal, 2013) et se poursuit plusieurs semaines après le retour au poids d'origine afin prévenir une rechute du poids éventuelle (Rosenbaum et al., 2008).

La thermogenèse adaptative s'explique par la baisse du métabolisme spécifique accompagnant la perte de masse des différents organes et tissus. Cette baisse du métabolisme semble être provoquée par la baisse du renouvellement des protéines et du cycle des substrats d'une part, et par la diminution de la gluconéogenèse, de l'uréogenèse et de l'activité des

pompes sodium-potassium, d'autre part (Saltzman & Roberts, 1995; Stein et al., 1991). En effet, des études ont présenté une diminution de 20 à 48 % de cette dernière dans le muscle (Park et al., 1992 ; Clausen, 1996). La thermogenèse adaptative semble être sous contrôle génétique, hormonal et du système nerveux sympathique. Plusieurs auteurs ont observé une forte corrélation entre la baisse de la DE basale induite par la diminution du poids et une baisse des concentrations en leptine, insuline et triiodothyronine (T3) et ainsi qu'une diminution de l'activité du système nerveux sympathique (Avesani et al., 2004; Doucet et al., 2001; Rosenbaum et al., 2005; Rosenbaum et al., 2002; Klein et al., 2000; Camps et al., 2015). Néanmoins, peu d'études se sont intéressées à normaliser la thermogenèse adaptative. Par exemple, après 8 semaines de diète induisant une perte de 9 % du poids, Doucet et al. (2001) ont montré que la thermogenèse adaptative représentait une DE de 230 et 147 kcal/jour en dessous de la baisse prévue respectivement pour les hommes et les femmes. Les principaux facteurs prédictifs de cette thermogenèse adaptative énoncés par les auteurs sont la masse initiale de la FFM (28 %), la DE basale initiale (20 %) et le sexe (11 %). Ainsi, une femme présentant une DE basale initiale élevée et un faible taux de FFM, est plus à risque de présenter une thermogenèse adaptative importante, favorisant un retour plus rapide au poids initial.

1.2.2. Influence de la prise de poids

D'autres études se sont intéressées aux effets d'une prise de poids (à partir du poids initial ou post-diète) sur la DE basale (Dulloo et al., 2012; Harris et al., 2006; Wang et al., 2012). Après 1 à 17 semaines de régime hypercalorique (1000 kcal/jour au-dessus des besoins journaliers), la DE basale augmente d'environ 10 % en moyenne (Harris et al., 2006). Cette élévation est positivement corrélée avec l'augmentation de la FFM accompagnant la prise de poids. Parmi ces organes, seule la masse du cerveau ne varie pas alors que celle du cœur, du foie, des reins et des muscles augmentent. Cependant, il a été observé parallèlement, un métabolisme propre à la FFM plus faible chez des sujets obèses que chez des sujets normo-pondérés (Wang et al., 2012). Cette différence semble être induite par une diminution de la cellularité causée par une augmentation des infiltrations lipidiques dans les différents organes. Ce rapport entre augmentation de la FFM et diminution de son métabolisme semble néanmoins rester positif au vu de l'augmentation de la DE basale. De plus, la prise de poids cause également une augmentation de la FM (augmentation de la taille des adipocytes), induisant une augmentation

de son activité hormonale (leptine) et donc de son métabolisme propre, expliquant davantage l'augmentation de la DE basale (Maclean et al., 2011).

2. Thermogénèse

Comme énoncé précédemment, la thermogénèse postprandiale est une source non négligeable de production de chaleur interne élevant la DE au-dessus de la valeur de DE basale (Figure 5). La thermogénèse postprandiale peut être dissociée en deux composantes, dites « obligatoire (TPP_{ob}) » ou « facultative (TPP_{fa}) ». Les coefficients de variation inter- et intra-sujet de la thermogénèse postprandiale sont respectivement de 24 et 10,7 %, et sont dus à des variations de ses deux composantes (Houde-Nadeau et al., 1993).

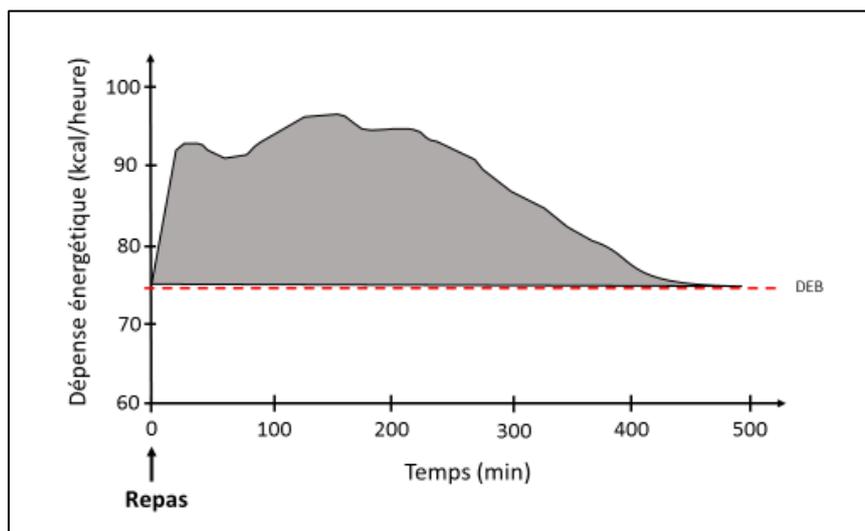


Figure 5 : Consommation d'énergie au cours de la Thermogénèse postprandiale. Au temps 0, le sujet reçoit un repas correspondant à un tiers de ses besoins énergétiques journaliers. La zone grise représente l'aire sous la courbe pour la consommation d'énergie en fonction du temps et équivaut au tiers de la DE liée à la thermogénèse postprandiale pour une journée (d'après Levine, 2004).

La TPP_{ob} représente le coût énergétique lié à la digestion, à la transformation des aliments en substances plus simples et aux stockages de ces composés au niveau du foie, des muscles ou encore du tissu adipeux. Plusieurs facteurs sont à l'origine de variations de la TPP_{ob} (de Jonge & Bray, 1997). La TPP_{ob} est principalement influencée par la taille et la composition du repas

(Karst et al., 1984; Reed & Hill, 1996) et son coût varie avec les voies biochimiques empruntées. En effet, la transformation du glucose en glycogène et le stockage des lipides dans le tissu adipeux nécessitent une DE équivalente respectivement à 3 et 5 % de leur valeur calorique ingérée. En revanche, la lipogenèse à partir du glucose et l'ingestion des protéines induisent une augmentation de la DE postprandiale équivalente à environ 25 % de la valeur calorique ingérée sous forme de glucides et de protéines (Donahoo et al., 2004). Enfin, l'ingestion d'une quantité modérée d'alcool induit une DE allant de 6 à 40 % de sa valeur calorique (Suter et al., 1994; Westerterp et al., 1999). Ainsi, il apparaît que l'un des principaux facteurs de variations de la TPP_{ob} est le contenu en protéine du repas (Thearle et al., 2013; Westerterp, 2004). Westerterp (2004) a observé qu'une augmentation de 1 % de la proportion en protéine d'un repas augmente de 0,11 à 0,42 % la thermogenèse postprandiale. Outre la composition, un repas plus copieux (i.e. même composition, mais en quantité supérieure) augmentera de manière proportionnelle la thermogenèse postprandiale. Toutefois, cette relation n'est pas linéaire et il semble y avoir une valeur seuil. Une étude conduite par Ishii et al. (2016) a permis d'observer les variations de la thermogenèse postprandiale suite à trois repas de même composition (i.e. en termes de glucide, lipide et protéine), mais avec des apports caloriques différents (200, 400 et 800 kcal par repas). Leurs résultats démontrent une valeur seuil qui serait comprise entre 400 et 800 kcal. En effet, les repas de 200 et 400 kcal ont entraîné une augmentation similaire de la thermogenèse postprandiale, mais qui était significativement plus faible que celle engendrée par le repas de 800 kcal. Un autre facteur permettant d'expliquer les variations de la thermogenèse postprandiale est le repas précédent le test (à J-1) (Acheson et al., 1984). En effet, un repas riche en glucides (hyperglucidique) va augmenter le stockage de glucose sous forme de glycogène dans le foie et les muscles. De ce fait, lors du repas suivant, les glucides seront prioritairement convertis en triglycérides et stockés dans le tissu adipeux. Or, la lipogenèse est une voie moins efficace que la glycogénèse, induisant donc une augmentation de la DE liée à l'ingestion de glucose. Enfin, le pattern de prise alimentaire, i.e. manger rapidement ou lentement, en une seule ou plusieurs fois, semble également expliquer une partie de la variance de la TPP_{ob} (Quatela et al., 2016). En effet, manger rapidement ou en une seule fois semble induire une élévation plus importante du métabolisme au niveau de la région splanchnique (observable par augmentation plus importante du débit sanguin dans cette région), augmentant ainsi la thermogenèse postprandiale (Hamada et al., 2014).

La TPP_{fa} est une adaptation métabolique immédiate post-repas et représente un coût énergétique supplémentaire (Muller & Bosy-Westphal, 2013). Cette thermogenèse

supplémentaire est produite lors d'une prise alimentaire excessive en termes de calorie ou proportion glucidique (Lowell & Spiegelman, 2000; Tseng et al., 2010). Elle semble être sous contrôle 1) hormonal, induite par une variation du taux de Peptide YY (Ishii et al., 2016), 2) du système nerveux sympathique via les récepteurs β_3 -adrénergétique et 3) d'une stimulation oropharyngée (de Jonge & Bray, 1997). Le rôle du système nerveux sympathique a également été mis en évidence par l'étude de De Jonge & Bray (1997) dans laquelle le rôle du système nerveux sympathique était inhibé (par administration de β -bloquant ou de propranolol) neutralisant ainsi la TPP_{fa}. Enfin, différents facteurs (i.e. l'âge, le poids ou encore l'AP) ont été évoqués dans la littérature afin d'expliquer les variations intra et inter-individuelles de la TPP_{fa}.

Morgan & York (1983) ont mis en évidence une diminution de la thermogénèse postprandiale chez des individus âgés (+ 60 ans) en comparaison à des sujets jeunes (entre 20 et 30 ans). Néanmoins, la thermogénèse postprandiale inférieure semble être principalement liée à une prise alimentaire réduite dans le groupe plus âgé. Toutefois, les auteurs ont également testé les effets de deux repas, représentant 2 MJ et 4 MJ (i.e. respectivement 478 et 956 kcal), dans les deux groupes. Dans les deux groupes, la thermogénèse postprandiale augmente avec l'augmentation de l'apport alimentaire, mais avec une moindre importance pour le groupe âgé. Cette différence semble correspondre à une baisse de la TPP_{fa} induite par une diminution de l'activité du système nerveux sympathique avec l'avancée en âge (Schwartz et al., 1990).

Les variations de la masse corporelle semblent également expliquer une partie des différences de thermogénèse postprandiale. Après une restriction alimentaire de 3 semaines, conduisant à une perte significative de poids, Lagerpusch et al. (2012) ont observé une diminution de la thermogénèse postprandiale de 36,9 %. En revanche, les effets d'une prise de poids sont plus controversés. Dans une revue de littérature, Granata & Brandon (2002) ont dénombré 30 études montrant une baisse de la thermogénèse postprandiale chez des sujets obèses et 20 études n'observant pas de différence. La thermogénèse postprandiale semblerait diminuée chez des sujets obèses insulino-résistants du fait d'une moindre augmentation de la DE lors de la digestion et de la transformation des protéines et des glucides. Toutefois, cette partie sera plus amplement développée dans la partie portant sur les conséquences du diabète sur la thermogénèse. Ainsi, plusieurs études ont émis l'hypothèse que ces changements ne seraient pas induits par l'obésité, mais plutôt la cause de l'obésité, expliquant alors pourquoi certaines personnes seraient plus sujettes à la prise de poids et donc présenteraient un risque accru de développer une obésité (Jebb et al., 1996).

Enfin, l'activité physique apparaît également comme une cause de variation de la thermogénèse postprandiale compte tenu de son lien ($r = 0,81$) avec le débit de consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2 \text{ max}}$) (Davis et al., 1983). Après 12 semaines d'entraînement physique, la thermogénèse postprandiale augmente proportionnellement à l'augmentation du $\dot{V}O_{2 \text{ max}}$. Ainsi, chez des femmes sédentaires, l'augmentation de 15 % du $\dot{V}O_{2 \text{ max}}$ se traduit par une augmentation de 110 % de la thermogénèse postprandiale. De plus, l'AP pré-repas représente un facteur pouvant potentialiser la thermogénèse postprandiale chez des patients obèses en augmentant à court et long terme la synthèse de glycogène musculaire jusqu'à 36h après l'exercice (Segal, Blando, et al., 1992; Segal, Chun, et al., 1992). Enfin, la thermogénèse postprandiale semble variée avec la température corporelle, notamment en augmentant lors d'une exposition au froid (en aigu ou après acclimations) afin de prévenir une éventuelle diminution de la température corporelle (Westerterp-Plantenga et al., 2002). La thermogénèse postprandiale n'est pas la seule source de production de chaleur interne et d'autres événements peuvent transitoirement faire augmenter la DE au-dessus de la DE basale.

La thermorégulation définit le mécanisme permettant à un organisme de conserver sa température interne stable (i.e. création de chaleur si baisse de la température corporelle, et inversement, dissipation de la chaleur si augmentation). Lorsque la température corporelle baisse, l'organisme va dépenser de l'énergie afin de créer de la chaleur. Le premier phénomène, le frisson, convertit une énergie mécanique (i.e. liée aux contractions musculaires involontaires) en une énergie chimique, donc en chaleur. La seconde source de chaleur est liée à l'augmentation des réactions métaboliques (i.e. thermogénèse métabolique ; Celi et al., 2015) générée principalement par le tissu adipeux brun, sous contrôle du système nerveux sympathique (Chen et al., 2013 ; Ouellet et al., 2012 ; van Marken Lichtenbelt & Schrauwen, 2011). En effet, lors d'une exposition au froid conduisant à une baisse de la température corporelle, l'activité métabolique du tissu adipeux brun augmente afin de produire de la chaleur interne, ce qui entraîne une augmentation de la DE. Ainsi, les résultats d'une étude conduite par Westerterp-Plantenga et al. (2002) ont montré une augmentation de 160 kcal/jour de la DE chez des femmes exposées à une température de 16°. Dans une autre étude, Peterson et al. (2016) ont observé une augmentation de 5 et 12 % de la DE induite par une exposition à 16° respectivement en aigu et après une phase d'acclimatation (entraînement à 4° pendant 20 min, 5 fois par semaine sur 4 semaines).

Enfin, d'autres phénomènes biologiques peuvent également se traduire par une augmentation de la thermogénèse. Ainsi, la phase de croissance est liée à une forte augmentation de la DE pendant l'enfance et l'adolescence mais reste relativement faible à l'âge adulte. Dans le cas d'une brûlure étendue ou d'une plaie, le coût énergétique dû aux phénomènes de réparation et de cicatrisation peut s'avérer très important (Atiyeh et al., 2008 ; Clark et al., 2017). Enfin, l'ensemble des réactions de défense contre une infection et les réactions inflammatoires créent une DE supplémentaire qui devra être prise en compte pour certains types de patients.

3. Dépense énergétique liée à l'activité

Comme indiqué sur la figure 2 (p. 9), la DEAP peut être divisée en deux parties : les DE liées aux activités volontaires ou spontanées (Ravussin & Gautier, 2002). Les activités volontaires correspondent aux activités sportives alors que les activités spontanées représentent les activités de la vie quotidienne (i.e. tâches ménagères, bricolage, les positions statiques, les transitions, la locomotion ...) ainsi que les activités inconscientes incluant les mouvements de gesticulations ou d'agitation) (Kotz et al., 2008; Levine, 2004). La DEAP représente la composante clé dans la régulation de la DE totale. En effet, elle est amenée à varier d'un sujet à l'autre (i.e. de 15 % chez un sujet sédentaire à 50 % chez un sujet actif) jouant ainsi un rôle majeur dans la régularisation de la balance énergétique quotidienne (Levine, 2004). La DEAP dépend principalement de la quantité d'activité (défini par son type, son intensité et sa durée).

Depuis la fin des années 90, l'augmentation du niveau d'AP (ou la diminution des comportements sédentaires) est devenue une priorité de santé publique majeure, conduisant à la publication de nombreuses recommandations. En 1995, le CCPM¹ et l'ACSM² recommandaient que tous les adultes doivent accumuler 30 min ou plus d'AP à intensité modérée (AP_{mod}) quotidiennement (Pate et al., 1995). En 2007, ces recommandations ont été mises à jour par l'ACSM et l'AHA³ en précisant que tous les adultes en bonne santé, âgés de 18 à 65 ans, devraient réaliser un minimum de 30 min d'AP_{mod}, 5 jours par semaine ou 20 min d'AP à intensité vigoureuse (AP_{vig}), 3 jours par semaine. De plus, cette AP peut être divisée sur la journée en période d'au moins 10 min (Haskell et al., 2007). Enfin, cette dernière peut être

¹ i.e. Centre pour le contrôle et la prévention des maladies

² i.e. « American College of Sports Medicine »

³ i.e. « American Heart Association »

complétée avec des exercices d'équilibre et de souplesse afin obtenir des bénéfices supérieurs sur la santé (Nelson et al., 2007). Un an après, l'US. DHHS⁴ a édité une nouvelle directive basée non plus sur une fréquence, mais sur une quantité d'AP par semaine, favorisant ainsi la répartition individuelle de l'AP dans le temps (US DHHS, 2008). Il est donc recommandé de réaliser 150 min d'AP_{mod} ou 75 min d'AP_{vig} par semaine (Oppert, 2004; INSERM, 2008; ANSES, 2016). Dans le but de préciser et d'individualiser ces recommandations, il est également possible de les traduire en termes de DEAP. Ainsi, 150 min d'AP_{mod} correspond à une DEAP de 800 kcal par semaine (Bauman et al., 1997) et 30 min d'AP_{mod}, 5 fois par semaine, équivaut à 500-1000 Met.min/semaine (Garber et al., 2011). Le terme « Met⁵ » désigne un équivalent métabolique égale à la DE basale (i.e. 1 Met = 3,5 ml/kg/min d'oxygène consommé ou 1 kcal/kg/h). Enfin, du fait de l'essor de la commercialisation de podomètre (compteur de pas), des institutions internationales conseillent d'accumuler 10000 pas quotidiennement ou au moins 5 fois par semaine (Tudor-Locke et al., 2011). Analysée par Tudor-Locke & Bassett, (2004) and Le Masurier et al. (2003), la quantité d'AP atteinte en marchant 10000 pas est en accord avec les recommandations précédentes. De plus, une hiérarchie basée sur des paliers (en nombre de pas par jour) a été décrite par Tudor-Locke et al. (2008) dans le but de mesurer et d'évaluer l'AP : « Sédentaire » (< 5000 pas/jour) ; « Peu actif » (5000 à 7499 pas/jour) ; « Moyennement actif » (7500 à 9999 pas/jour) ; « Actif » (10000 à 12499 pas/jour) ; « Très actif » (≥ 12500 pas/jour).

L'intensité et la durée de l'AP représentent les principaux déterminants de la DEAP, conduisant ainsi de nombreuses études à déterminer le niveau d'AP global dans différentes populations. Pour cela, les personnes sont catégorisées comme inactives, insuffisamment actives ou actives selon qu'elles réalisent ou non une AP et que la quantité d'AP accumulée soit suffisante (sur la base d'une des recommandations décrites précédemment). La majorité de ces études (principalement épidémiologiques) ont utilisé des questionnaires afin de faciliter le recueil de données dans de grandes populations (i.e. pouvant dépasser 500000 personnes). Ces études reportent des taux de population active (i.e. personne respectant au moins une recommandation) ou inactive (i.e. personne ne pratiquant pas d'AP ou en quantité insuffisante) basés sur les différentes recommandations. Ainsi, les résultats de ces études montrent des taux d'inactivité très variables allant de 17,7 à 48 % de la population étudiée (Baldew et al., 2015;

⁴ i.e. « US Department of Health and Human Services »

⁵ i.e. de l'anglais « Metabolic Equivalent Task »

Bergman et al., 2008; Carlson et al., 2008; Dumith et al., 2011; Guthold et al., 2008; Hagstromer et al., 2010; Hallal et al., 2012; Hamrik et al., 2014; Najafipour et al., 2016). Plusieurs facteurs tels que le sexe, l'âge ou encore le poids permettent d'expliquer une partie des variations de la quantité d'AP.

Les résultats révèlent que le pourcentage d'inactivité chez les femmes semble être plus important que chez les hommes. En effet, les taux d'inactivité semblent varier de 19,8 à 76 % chez les femmes contre 15,5 à 63 % chez les hommes (Baldew et al., 2015; Bauman et al., 2009; Bergman et al., 2008; Carlson et al., 2008; Dumith et al., 2011; Guthold et al., 2008; Hagstromer et al., 2010; Hallal et al., 2012; Hamrik et al., 2014; Najafipour et al., 2016).

Il apparaît également que le niveau d'AP diminue avec l'avancée en âge. Les études présentent un taux d'inactivité variant de 13,2 à 36,8 % dans la population des – 25 ans, mais allant de 22,3 à 54,5 % dans la tranche 55 – 65 ans (Baldew et al., 2015; Bauman et al., 2009; Bergman et al., 2008; Carlson et al., 2008; Dumith et al., 2011; Guthold et al., 2008; Hallal et al., 2012; Hamrik et al., 2014; Najafipour et al., 2016; Scheers et al., 2013). De plus, chez des personnes âgées de plus de 70 ans, Jefferis et al. (2014) rapportent un taux d'inactivité pouvant atteindre 70 à 90 %. Sur la base de données d'accélération, Troiano et al. (2008) observent une diminution de 75 % des temps d'AP_{mod} et d'AP_{vig} réalisés (i.e. une baisse de 16 à 34 min par jour) entre une population de sujets jeunes (30-39 ans) et une population de sujets âgés (+ 70 ans).

Enfin, la quantité journalière d'AP semble être négativement impactée par l'IMC des sujets. L'étude conduite par Cassidy et al. (2017) s'est intéressée au niveau d'AP d'une population de 502664 sujets comprenant des sujets normo-pondérés, en surpoids et obèses. En se basant sur un seuil de 30 min/jour d'AP_{mod} pour être actif, les résultats montrent une diminution du nombre de sujets actifs avec l'augmentation de l'IMC (48,4 % de sujets actifs dans le groupe normo-pondéré vs. 33,9 % dans le groupe de sujets obèses). De plus, en se référant aux recommandations précédentes, le taux d'inactivité est presque 3 fois plus élevé dans le groupe de sujets obèses (38,2 vs. 14,6 % dans le groupe de sujets normo-pondérés). D'autres études ont observé des résultats comparables avec un taux de personne inactive entre 33 et 38,8 % chez les sujets normo-pondérés et entre 42 et 58,9 % chez les sujets obèses (Bergman et al., 2008; Carlson et al., 2008). Enfin, Najafipour et al. (2016) ont montré que 15 % des personnes obèses interrogées ne réalisaient pas 1500 Met.min/semaine d'AP contre 11,5 % chez les sujets normo-pondérés.

Synthèse : La DE totale représente la somme de trois composantes (i.e. la DE basale, la thermogénèse et la DEAP). Ces composantes comptent respectivement pour 50-70 %, 10-15 % et 15-50 % de la DE totale, mais elles peuvent varier dans le temps. Les variations de la DE totale peuvent être en grande partie expliquées par le poids, l'âge et l'AP.

Poids. Le poids et plus particulièrement la FFM explique 60 à 85 % de la DE basale. De plus, la variation du poids représente un facteur de diminution (lors d'une perte de poids) ou d'augmentation (lors d'un gain de poids) de la thermogénèse postprandiale. Enfin, la DEAP semble diminuer avec l'augmentation du poids du fait d'une baisse de la quantité d'AP réalisée.

L'âge. L'avancée en âge induit une diminution de 1 à 2 % de la DE basale par décennie après 20 ans ainsi qu'une diminution de la thermogénèse postprandiale. Enfin, la DEAP semble diminuer avec l'avancée en âge du fait d'une baisse de la quantité d'AP.

L'AP. La quantité d'AP (i.e. l'intensité et la durée) est le principal facteur expliquant les variations de la DEAP. De par la relation étroite entre l'AP et la masse musculaire, l'AP permet également d'expliquer une partie des variations de la DE basale et de la thermogénèse postprandiale.

Méthodes de mesure de la dépense énergétique

Dans le but d'affiner la relation entre la dose d'AP et ses répercussions sur la santé d'un patient par exemple, la précision de l'estimation de la dépense énergétique est capitale. L'outil d'estimation « idéal » est un compromis entre la complexité de la mesure, et donc sa facilité d'utilisation, et sa précision. En effet, ces deux paramètres vont nous permettre de distinguer les méthodes dites de référence des méthodes d'estimation. Les méthodes de référence permettent de mesurer de façon précise la DE à partir de paramètres physiologiques. Toutefois, elles nécessitent des dispositifs plus coûteux, encombrants et invasifs, ce qui va limiter leur utilisation dans le cadre de la vie courante. Ces méthodes sont généralement utilisées pour valider les autres méthodes d'évaluation de la DE. Les méthodes d'estimation de la DE sont en règle générale des dispositifs peu encombrants et simples, ce qui les rend adaptés à une utilisation quotidienne. Toutefois, ces méthodes permettent d'estimer la DE avec une moindre précision comparées aux méthodes de référence. La précision va varier en fonction du ou des paramètres (i.e. comportemental, physiologique ou mécanique) mesurés. Ce critère va permettre de classer ces dispositifs en méthodes dites « subjectives » ou « objectives ».

1. Les méthodes de référence pour la mesure de la dépense énergétique

1.1. La calorimétrie directe

La calorimétrie directe est une première méthode permettant de mesurer la DE totale à partir des échanges thermiques. Cette méthode repose sur la relation entre la production de chaleur (i.e. issue de l'hydrolyse de l'adénosine triphosphate, principale source d'énergie de l'organisme) et la dépense d'énergie de l'individu (Levine et al., 2001; Ravussin et al., 1986). La mesure de cette production de chaleur est réalisée dans une chambre calorimétrique, i.e. un espace hermétique dans lequel un sujet peut rester pour une période de 24 à 48 h. Pour ce faire, les parois de cette pièce sont équipées de tuyaux en cuivre permettant de faire circuler de l'eau à un débit connu. Les températures de l'eau ainsi que de l'air injecté dans la pièce sont mesurées à l'entrée et à la sortie. Ainsi, la production de chaleur liée à la dépense énergétique peut être ensuite calculée à partir des variations de température de l'eau et de l'air. Cette méthode permet de mesurer l'ensemble des composantes de la DE totale, i.e. le métabolisme basal, la thermogénèse postprandiale et le coût énergétique des activités physiques. En plus de l'AP

spontanée, la DEAP peut être également mesurée lors d'exercices standardisés sur tapis roulant ou cycloergomètre.

Bien que cette méthode soit très précise, elle ne reflète pas totalement des conditions de vie quotidienne. En effet, malgré que le sujet soit totalement libre de ses mouvements, il est difficile de reproduire la complexité des activités dans lesquelles le sujet s'engage dans la vie courante. Enfin, la calorimétrie directe est une méthode coûteuse en ressources humaines, financières et temporelles, ce qui fait d'elle une méthode peu utilisée actuellement en faveur d'autres approches.

1.2. La calorimétrie indirecte

La calorimétrie indirecte est une seconde méthode permettant de mesurer la DE totale à partir des échanges gazeux pulmonaires. En effet, la principale source d'énergie de l'organisme réside dans la liaison carbone-hydrogène contenue dans les différents substrats énergétiques. La libération de cette énergie par oxydation nécessite un certain débit de consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$). Toutefois, la mesure du $\dot{V}O_2$ seule ne permet pas de déterminer de façon précise la DE. En effet, la quantité d' O_2 nécessaire diffère en fonction du substrat énergétique oxydé, ce qui implique de devoir connaître la part de chacun des nutriments utilisés. Le quotient respiratoire (QR) représente le rapport entre le débit de production de dioxyde de carbone ($\dot{V}CO_2$) par l'oxydation totale d'un substrat sur la quantité d'oxygène nécessaire à cette oxydation complète. Ce QR varie en fonction du substrat oxydé pour tendre vers 1 lorsque les glucides sont principalement oxydés ou vers 0,7 pour les lipides. Enfin, la part des protéines oxydées est mesurable à partir de la quantité d'azote (mN_2) contenue dans les urines. En effet, l'oxydation d'une molécule de protéine, en plus de produire du CO_2 et de l'eau, produit de l'urée, contenant deux atomes d'azote. Ainsi, à partir des mesures du $\dot{V}O_2$, du $\dot{V}CO_2$ et de la mN_2 , il est possible d'évaluer la DE d'un individu en se basant sur l'équation de Weir (1949) [1] :

$$DE \text{ totale} = 3,913 \dot{V}O_2 + 1,093 \dot{V}CO_2 - 3,341 mN_2 \quad [1]$$

Différentes méthodes permettent de mesurer les échanges gazeux respiratoires. Premièrement, les échanges gazeux peuvent être déterminés dans une chambre calorimétrique,

comme présenté dans la partie précédente. Dans celle-ci, l'air est continuellement analysé via un extracteur d'air afin de mesurer le débit et la composition de celui-ci à l'entrée et à la sortie, permettant ainsi de mesurer $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$. Cette méthode, bien que très précise, présente les mêmes limites que celles identifiées pour la calorimétrie directe. Ensuite, les échanges gazeux au repos peuvent être collectés via un canopy (i.e. cloche imperméable aux gaz, Figure 6). Pour



Figure 6 : *Système de calorimétrie indirecte à circuit ouvert à partir d'un canopy (Cosmed, CA, USA)*

cela, le sujet est allongé, la tête positionnée sous le canopy. Celle-ci est alimentée en air extérieur et un extracteur contrôle le débit d'air sortant pour être analysé par un analyseur des gaz. Sur le même principe, il existe des systèmes non ventilés où le sujet, via un masque, inspire l'air ambiant et expire l'air dans un spiromètre ou un sac étanche (e.g. sac de Douglas ; Figure 7). La DE est alors déterminée sur une durée préétablie, à partir de la composition de l'air

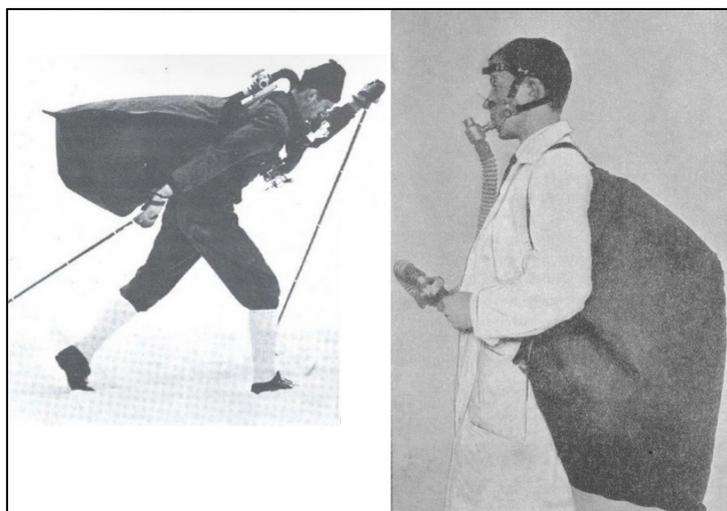


Figure 7 : *Méthode de la calorimétrie indirecte avec le système des sacs de Douglas (tirées de Astrand & Rodahl, 1970 (à gauche) et Hill et al., 1924 (à droite))*

ambient ainsi que le volume et la composition de l'air contenu dans le sac. Contrairement à la méthode précédente, ce système peut être utilisé lors d'activité de la vie courante. Néanmoins, cette approche reste limitée à cause de l'encombrement engendré par l'appareillage. Enfin, de nouveaux systèmes ont été développés afin d'optimiser la mesure des échanges gazeux, non plus sur une durée définie mais de cycle en cycle. Pour cela, le sujet respire dans un masque, entourant la bouche et le nez, relié à un dispositif d'analyse. Lorsque le sujet respire, l'air passe par une turbine permettant de mesurer les volumes et débits d'air inspirés et expirés (à partir du sens et de la vitesse de rotation des ailettes) ainsi que les temps d'inspirations et d'expirations. De plus, une partie de l'air expiré est extraite vers un analyseur de gaz qui va mesurer les fractions d'O₂ et de CO₂ pour déterminer le $\dot{V}O_2$ et le $\dot{V}CO_2$. Ces systèmes de mesure peuvent être fixes ou portables (Figure 8), mais leur utilisation reste limitée par la limitation des activités



Figure 8 : Méthode de la calorimétrie indirecte à partir d'un analyseur des échanges gazeux portable. À gauche, le K4b₂ (Cosmed) et à droite, le MetaMax (Cortex Biophysik GmbH)

possibles (appareil fixe) et l'autonomie (appareil portable). Malgré cela, ces derniers permettent d'enregistrer des données pour un grand nombre d'activités dans différentes conditions (e.g. repos, marche, tâche de la vie quotidienne, activité de loisir et sportive).

La calorimétrie indirecte permet de déterminer la DE de façon précise (i.e. différence de 2 % avec la méthode de l'eau doublement marquée (Section 1.3 ; p 34) ; Montoye et al., 1996) dans différentes conditions physiologiques ou environnementales. Néanmoins, plusieurs recommandations sont à prendre en compte pour garantir la précision de la mesure lors d'une AP. En effet, le $\dot{V}O_2$ ne varie pas de manière constante dans le temps avec l'intensité de l'effort.

Au début de l'exercice, le $\dot{V}O_2$ augmente de manière progressive jusqu'à atteindre, au bout de quelques minutes, une valeur qui est propre à l'intensité de l'exercice. Cette différence entre la demande et la valeur du $\dot{V}O_2$ correspond au déficit d' O_2 . Si la DE est mesurée sur la totalité de l'effort, il est alors nécessaire d'utiliser une méthode cycle à cycle pour garder seulement les données lorsque le $\dot{V}O_2$ est stable. Dans le cas contraire, il est possible de mesurer les échanges gazeux sur une partie de l'exercice, en prenant soin d'attendre un minimum de 4 à 5 min pour que les données de $\dot{V}O_2$ soient stabilisées. En effet, mesurer les premières minutes de l'effort conduit à une sous-estimation de la DEAP. Enfin, ce déficit d' O_2 est remboursé après l'arrêt de l'effort, induisant une baisse progressive du $\dot{V}O_2$ jusqu'à atteindre la valeur de repos (i.e. correspond à la dette d' O_2). Cette dette représente un biais possible dans un contexte où plusieurs efforts indépendants et d'intensité non croissante sont enchaînés. Dans ce contexte, les recommandations en termes de mesure sont sensiblement les mêmes qu'énoncées précédemment, i.e. attendre une période de stabilisation du $\dot{V}O_2$ ou laisser une période de repos entre deux efforts pour permettre une récupération complète de la dette d' O_2 .

1.3. La méthode de l'eau doublement marquée

La méthode de l'eau doublement marquée représente la principale méthode de référence dans la détermination de la DE en situation de vie quotidienne. Cette méthode permet de mesurer la DE totale avec une précision de $\pm 5\%$ en comparaison à la calorimétrie directe (Seale et al., 1993; Westerterp et al., 1988) et est couramment utilisée pour valider d'autres méthodes d'estimation indirecte (Ainslie et al., 2003). Le principe de l'eau doublement marquée consiste à déterminer la production de CO_2 ($\dot{V}CO_2$) en mesurant la cinétique d'élimination de deux isotopes stables (i.e. le deutérium (2H) et l'oxygène-18 (^{18}O)). Ces deux isotopes sont naturellement présents dans l'organisme à une concentration relativement constante. De ce fait, si le sujet ingère une dose d'eau enrichie en 2H et ^{18}O , la concentration en isotopes augmente jusqu'à atteindre un plateau au bout de 4 à 6 h (Figure 9). Ensuite, leur concentration diminue progressivement pendant 10 à 15 jours car le 2H est éliminé sous forme d'eau et ^{18}O sous forme d'eau et de CO_2 . Afin d'obtenir la courbe de détérioration des deux isotopes (i.e. courbe bleu et rouge de la Figure 9), leur concentration est déterminée à intervalle régulier en utilisant des échantillons d'urine (ou de sang et de salive) car les deux isotopes sont éliminés totalement ou en partie sous forme d'eau. Cette cinétique (i.e. la pente des deux courbes) est dépendante de l'AP du sujet au cours de la période de mesure. Ainsi, la différence de cinétique de disparition

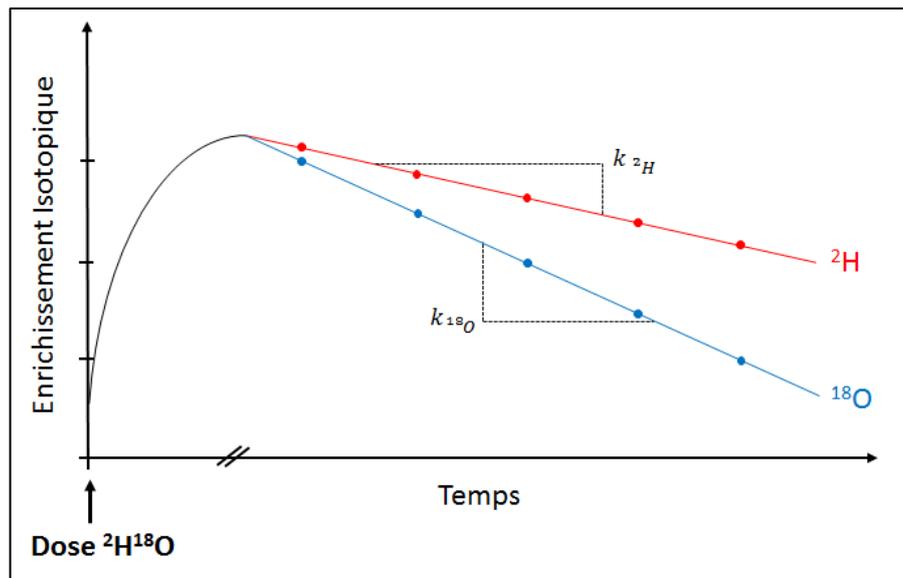


Figure 9 : Cinétique de disparition des isotopes ^2H et ^{18}O (d'après Park et al., 2014).

$$\dot{V}\text{CO}_2 = \frac{N}{2} (k_{^{18}\text{O}} - k_{^2\text{H}}) \quad [2]$$

Où $\dot{V}\text{CO}_2$ représente le débit de production de CO_2 ; N , l'eau corporelle totale ; 2, la correction molaire pour l' O_2 ; k , les pentes de décroissance des isotopes.

des deux isotopes va permettre d'estimer le $\dot{V}\text{CO}_2$ (Équation 2). Enfin, ce $\dot{V}\text{CO}_2$ estimé est combiné à l'équivalent énergétique d'une mole de CO_2 afin de déterminer une DE totale (Montoye et al., 1996). Comme pour l' O_2 , cet équivalent énergétique est dépendant des substrats utilisés pour fournir de l'énergie pendant la période de mesure (i.e. dépend du QR) et sera calculé à partir du quotient alimentaire (Black et al., 1996). Ce dernier représente le rapport entre la quantité de CO_2 produit et celle d' O_2 consommé par l'oxydation complète des nutriments contenus dans l'alimentation. Le quotient alimentaire est supposé être égal au QR en l'absence de variation de poids.

La méthode de l'eau doublement marquée repose sur plusieurs hypothèses : 1) l'eau marquée se distribue seulement dans le compartiment hydrique corporel ; 2) les isotopes marquent seulement l'eau et le gaz carbonique ; 3) le volume d'eau corporelle reste constant pendant la durée de la mesure ; 4) l'enrichissement naturel basal (avant ingestion de l'eau doublement marquée) reste constant tout au long de la période de mesure et 5) le taux de disparition des deux isotopes est constant. La précision et la nature non invasive de cette méthode en font un outil idéal pour mesurer la dépense énergétique au cours de la vie courante (Speakman, 1998). Néanmoins, la méthode de l'eau doublement marquée présente plusieurs inconvénients dont un

coût financier important des isotopes, de l'analyse par spectrométrie de masse des échantillons et des techniciens nécessaires. Ensuite, cette méthode requiert que le sujet collecte et apporte au laboratoire un échantillon d'urine quotidiennement pendant plusieurs jours, ce qui peut limiter son implication. Enfin, elle permet une mesure précise de la DE totale sur une longue période mais ne permet pas de connaître les variations de celle-ci sur des périodes plus courtes ou lors d'une activité particulière. Néanmoins, l'eau doublement marquée reste la méthode de référence dans la validation d'outil permettant d'estimer la dépense énergétique dans des conditions de vie quotidienne.

2. Les méthodes d'évaluation de la dépense énergétique basale

2.1. Les méthodes objectives

La mesure de la DE basale est généralement réalisée par calorimétrie directe ou indirecte. La mesure de la DE basale en chambre calorimétrique est réalisée entre 23h30 et 5h. En effet, la DE basale est alors définie comme la DE moyenne mesurée sur des périodes de 15 min lorsque l'AP spontanée de l'individu est nulle (Ravussin et al., 1986). Comme précisé précédemment (Section 1.1 ; p 30), bien que précise, l'utilisation de la calorimétrie directe pour mesurer la DE basale présente de nombreuses limites. Afin de pallier à certaines contraintes, la mesure de la dépense énergétique de repos par calorimétrie indirecte s'est développée. La DE de repos est mesurée lorsque la personne est éveillée dans des conditions standardisées (détaillées ci-dessous) et est supérieure d'environ 10 % en comparaison à la DE basale. L'avantage de cette méthode est qu'elle nécessite un appareillage moins important et moins de temps de mesure que la mesure de la DE basale par calorimétrie directe (Smyrnios et al., 1997). En effet, alors que la calorimétrie directe requiert de passer une nuit dans une chambre calorimétrique, la mesure de la DE de repos est réalisée sur une période de 30 à 60 min en suivant un protocole précis permettant de réduire le risque de biais émanant d'autres compartiments de la DE totale (Compher et al., 2006). Un autre avantage majeur est que la mesure peut être réalisée en laboratoire ou à domicile via un analyseur de gaz portable. Cette méthode nécessite que la mesure soit réalisée après une période de jeûne d'au moins 12h, suivant une nuit de sommeil de 6-8 heures minimums. De plus, le sujet ne doit pas faire d'AP et ne doit pas consommer de tabac, thé, café ou alcool durant les 24 h précédant la mesure. Si

toutes ces conditions sont respectées, le sujet est placé en position allongée, seul et au calme dans une pièce sombre à une température ambiante entre 22 et 24°C. Il est ensuite demandé au sujet de ne plus bouger ou parler sur toute la durée de la mesure et de ne pas dormir. La durée de la mesure est de 30 à 60 minutes, divisée en une phase d'acclimatation indispensable afin de que la DE redescende et se stabilise à une valeur proche de la DE de repos (Isbell et al., 1991) et en une période d'enregistrement. Toutefois, afin de rendre cette approche moins longue pour le sujet, une étude récente menée par Borges et al. (2016) a démontré qu'une période de 10 min (i.e. répartie en 5 min d'acclimatation et 5 min d'enregistrement) était suffisante pour estimer de manière précise la DE de repos.

Bien que ces méthodes soient très précises, elles requièrent d'importants moyens humains et financiers. Ainsi, des équations ont été proposées pour estimer de manière simple la DE basale à partir de variables telles que le poids, la taille ou encore l'âge et le sexe qui nous l'avons vu précédemment, explique en partie les variations de la DE basale (Section 1.1 et 1.2 ; p 15-19).

2.2. Les méthodes d'estimation par équation

Plusieurs équations ont été développées afin de permettre une estimation simplifiée de la DE basale ou de la DE de repos. Ces équations se basent principalement sur certaines données personnelles telles que le poids ou encore l'âge, pouvant expliquer une partie des variations inter-individuelles de la DE basale. La première équation date de 1919, avec les travaux de Harris et Benedict sur le métabolisme de 136 hommes et 103 femmes adultes (Harris & Benedict, 1918). L'équation de Harris et Benedict estime la DE de repos avec un biais moyen allant de -18 % à 42 % dans une population de sujets normo-pondérés et en surpoids (entre 20 et 82 ans) et allant de -35 à 43 % dans une population de sujets du même âge mais obèses (Frankenfield et al., 2003). Chez des personnes de + 60 ans, tout IMC confondu, l'erreur moyenne varie entre -19 et 9 % et -27 et 12 % respectivement chez les hommes et femmes (Frankenfield et al., 2005). Bien que cette équation ait été développée il y a presque un siècle, elle est encore largement utilisée de nos jours.

D'autres équations ont été développées ensuite afin de prendre en compte les nombreux changements dans le mode de vie qui auraient une influence sur le métabolisme basal. Le tableau 1 présente de manière non exhaustive les équations les plus utilisées parmi plus de 200

équations existantes (Frankenfield et al., 2009). Parmi ces équations, celles de Mifflin-St Jeor (Mifflin et al., 1990) et d'Owen (Owen, 1988) sont les plus utilisées, car elles ont été développées à partir d'une population ayant des caractéristiques larges. Les équations de Mifflin-St Jeor et d'Owen permettent d'estimer la DE de repos avec une erreur variant respectivement de -18 à 15 % et -24 à 28 % chez des sujets adultes non-obèses et allant de -20 à 15 % et -37 à 15 % chez des sujets obèses (Frankenfield et al., 2005). Chez des sujets âgés (+ 60 ans), l'erreur moyenne d'estimation de la DE de repos est comprise entre -31 et 7 % pour l'équation de Mifflin-St Jeor et entre -27 et 12 % pour l'équation d'Owen (Frankenfield et al., 2009).

Tableau 1 : Exemples d'équations d'estimation de la dépense énergétique de repos.

Référence	Unité	Équation	Population
Harris & Benedict, 1918	Kcal/jour	$\begin{aligned} \underline{E} &: 655,1 + 9,6 \times P + 1,86 \times t - 4,68 \times \hat{A} \\ \underline{H} &: 66,5 + 13,75 \times P + 5,9 \times t - 6,76 \times \hat{A} \end{aligned}$	n = 239 ; \hat{A} ge : 21-70 ans ; Poids : 35-94 kg
Roza & Shizgal, 1984	Kcal/jour	$\begin{aligned} \underline{E} &: 477,6 + 9,25 \times P + 3,1 \times t - 4,33 \times \hat{A} \\ \underline{H} &: 88,32 + 13,4 \times P + 4,8 \times t - 5,68 \times \hat{A} \end{aligned}$	n = 337 ; \hat{A} ge : 30 – 44 ans ; IMC : 18,5-25 kg/m ²
Bernstein et al., 1983	Kcal/jour	$\begin{aligned} \underline{E} &: 7,48 \times P - 0,42 \times t - 3 \times \hat{A} + 844 \\ \underline{H} &: 11,02 \times P + 10,23 \times t - 5,8 \times \hat{A} - 1032 \\ &19,02 \times \text{FFM} + 3,72 \times \text{FM} - 1,55 \times \hat{A} + 236,7 \end{aligned}$	n = 202 ; \hat{A} ge = 40 ans ; $\overline{\text{IMC}}$ = 37 kg/m ²
Black et al., 1996	MJ/jour	$\begin{aligned} \underline{E} &: 0,963 \times P^{0,48} \times t^{0,5} \times \hat{A}^{-0,13} \\ \underline{H} &: 1,083 \times P^{0,48} \times t^{0,5} \times \hat{A}^{-0,13} \end{aligned}$	n = 574 ; \hat{A} ge : 2-95 ans.
Ganpule et al., 2007	KJ/jour	$48,1 \times P + 23,4 \times t - 13,8 \times \hat{A} + 547,3 \times S - 423,5$	n = 137 ; \hat{A} ge : 36-37 ans ; $\overline{\text{IMC}}$: 21,4-23,4 kg/m ²
Mifflin et al., 1990	Kcal/jour	$\begin{aligned} \underline{E} &: 9,99 \times P + 6,25 \times t - 4,92 \times \hat{A} - 161 \\ \underline{H} &: 9,99 \times P + 6,25 \times t - 4,92 \times \hat{A} + 5 \\ &19,7 \times \text{FFM} + 413 \end{aligned}$	n = 498 ; \hat{A} ge : 19-78 ans ; IMC : 17-42 kg/m ²
WHO, 1985	Kcal/jour	$\begin{aligned} \underline{F}_{10-18 \text{ ans}} &: 7,4 \times P + 482 \times T + 217 \\ \underline{F}_{18-30 \text{ ans}} &: 13,3 \times P + 334 \times T + 35 \\ \underline{F}_{30-60 \text{ ans}} &: 8,7 \times P - 25 \times T + 865 \\ \underline{F}_{> 60 \text{ ans}} &: 9,2 \times P + 637 \times T - 302 \\ \underline{H}_{10-18 \text{ ans}} &: 16,6 \times P + 77 \times T + 572 \\ \underline{H}_{18-30 \text{ ans}} &: 15,4 \times P - 27 \times T + 717 \\ \underline{H}_{30-60 \text{ ans}} &: 11,3 \times P + 16 \times T + 901 \\ \underline{H}_{> 60 \text{ ans}} &: 8,8 \times P + 1128 \times T - 1071 \end{aligned}$	n = 11.000 ; \hat{A} ge : 0-82 ans.
Henry, 2005	MJ/jour	$\begin{aligned} \underline{F}_{18-30 \text{ ans}} &: 0,0546 \times P + 2,33 \\ \underline{F}_{30-60 \text{ ans}} &: 0,0407 \times P + 2,9 \\ \underline{F}_{> 60 \text{ ans}} &: 0,0424 \times P + 2,38 \\ \underline{H}_{18-30 \text{ ans}} &: 0,0669 \times P + 2,28 \end{aligned}$	n = 10.552 ; \hat{A} ge : 22-70 ans.

		$H_{30-60 \text{ ans}} : 0,0592 \times P + 2,48$	
		$H_{> 60 \text{ ans}} : 0,0563 \times P + 2,15$	
		$F_{18-30 \text{ ans}} : 0,0433 \times P + 2,57 \times t - 1,18$	
		$F_{30-60 \text{ ans}} : 0,0342 \times P + 2,1 \times t - 0,0486$	
		$F_{> 60 \text{ ans}} : 0,0356 \times P + 1,76 \times t + 0,0448$	
		$H_{18-30 \text{ ans}} : 0,06 \times P + 1,31 \times t + 0,473$	
		$H_{30-60 \text{ ans}} : 0,0476 \times P + 2,26 \times t - 0,574$	
		$H_{> 60 \text{ ans}} : 0,0478 \times P + 2,26 \times t - 1,07$	
Muller et al., 2004	MJ/jour	$0,047 \times P + 1,009 \times S + 0,01452 \times \hat{A} + 3,21$ $0,052 \times \text{FFM} + 0,04 \times \text{FM} + 0,869 \times S + 0,012 \times \hat{A} + 2,99$	$n = 2528$; $\hat{\text{Age}} : 5-80 \text{ ans}$; $\overline{\text{IMC}} = 27 \text{ kg/m}^2$
		$\text{IMC} < 18,5 : 0,07 \times P + 0,82 \times S + 0,021 \times \hat{A} + 0,731$	
		$\text{IMC } 18,5-25 : 0,02 \times P + 0,02 \times t + 0,88 \times S + 0,012 \times \hat{A} + 1,233$	
		$\text{IMC } 25-30 : 0,045 \times P + 1,01 \times S + 0,015 \times \hat{A} + 3,407$	
		$\text{IMC} > 30 : 0,05 \times P + 1,103 \times S + 0,016 \times \hat{A} + 2,924$	
		$\text{IMC} < 18,5 : 0,089 \times \text{FFM} + 0,057 \times \text{FM} + 0,667$	
		$\text{IMC } 18,5-25 : 0,045 \times \text{FFM} + 0,028 \times \text{FM} + 0,879 \times S + 0,013 \times \hat{A} + 3,634$	
		$\text{IMC } 25-30 : 0,038 \times \text{FFM} + 0,03 \times \text{FM} + 0,93 \times S + 0,012 \times \hat{A} + 3,928$	
		$\text{IMC} > 30 : 0,057 \times \text{FFM} + 0,04 \times \text{FM} + 0,808 \times S + 0,014 \times \hat{A} + 2,818$	
Korth et al., 2007	kJ/jour	$41,5 \times P + 35 \times t + 1107,4 \times S - 19,1 \times \hat{A} - 1731,2$ $108,1 \times \text{FFM} + 1231$	$n = 104$; $\hat{\text{Age}} : 21-68 \text{ ans}$; $\text{IMC} : 18-41 \text{ kg/m}^2$
De Lorenzo et al., 2001	kJ/jour	$\underline{E} : 46,322 \times P + 15,744 \times t - 16,66 \times A + 944$ $\underline{H} : 53,284 \times P + 20,957 \times t - 23,859 \times A + 487$	$n = 320$; $\hat{\text{Age}} : 18-59 \text{ ans}$; $\text{IMC} : 17-40 \text{ kg/m}^2$
Lazzer et al., 2007	MJ/jour	$\underline{E} : 0,042 \times P + 3,619 \times t - 2,978$ $\underline{H} : 0,048 \times P + 4,655 \times t - 0,02 \times \hat{A} - 3,605$ $\underline{E} : 0,067 \times \text{FFM} + 0,043 \times \text{FM} + 1,568$ $\underline{H} : 0,081 \times \text{FFM} + 0,049 \times \text{FM} - 0,019 - 2,194$	$n = 574$; $\hat{\text{Age}} : 14,5 \text{ ans}$; $\overline{\text{IMC}} = 35,3 \text{ kg/m}^2$
Liu et al., 1995		$13,88 \times P + 4,16 \times t - 3,43 \times \hat{A} + 112,40 \times S + 54,34$	$n = 223$; $\hat{\text{Age}} = 43,8 \text{ ans}$; $\overline{\text{IMC}} = 22 \text{ kg/m}^2$
Cunningham, 1991	Kcal/jour	$370 + 21,6 \times \text{FFM}$	$n = 1483$; Moyenne plusieurs études.
Ferraro & Ravussin, 1992	Kcal/jour	$671 + 14,6 \times \text{FFM} + 7,3 \times \text{FM} - 3,2 \times \hat{A} + 120 \times S$	$n = 342$.
Weigle et al., 1988	Kcal/jour	$245 + 20,4 \times \text{FFM}$	$n = 18$; $\hat{\text{Age}} = 44 \text{ ans}$; $\overline{\text{Poids}} = 104 \text{ kg}$.
Livingston & Kohlstadt, 2005	Kcal/jour	$\underline{E} : 248 \times P^{0,4356} - 5,09 \times \hat{A}$ $\underline{H} : 293 \times P^{0,433} - 5,92 \times \hat{A}$	$n = 655$; $\hat{\text{Age}} : 18-95 \text{ ans}$; $\overline{\text{Poids}} : 33-278 \text{ kg}$

Fredrix et al., 1990	Kcal/jour	$1641 + 10,7 \times P - 9 \times \hat{A} + 203 \times S$	$n = 40$; $\overline{\text{Age}} = 65,8$ ans ; $\overline{\text{IMC}} = 25,9$ kg/m ²
Luhrmann et al., 2010	Kcal/jour	$3169 + 50 \times P - 15,3 \times \hat{A} + 746 \times S$	$n = 286$; $\overline{\text{Age}} = 67$ ans ; $\overline{\text{IMC}} = 26$ kg/m ²
Robertson & Reid, 1952	Kcal/jour	$SC \times 24 \times \hat{A}$	$n = 2310$; $\hat{\text{Age}}$: 3-80 ans
Schofield, 1985	MJ/jour	\underline{F} 18-30 ans : $0,062 \times P + 2,896$ \underline{F} 30-60 ans : $0,034 \times P + 3,538$ $\underline{F} > 60$ ans : $0,038 \times P + 2,755$ \underline{H} 18-30 ans : $0,063 \times P + 2,896$ \underline{H} 30-60 ans : $0,048 \times P + 3,653$ $\underline{H} > 60$ ans : $0,049 \times P + 2,459$ \underline{F} 18-30 ans : $0,057 \times P + 1,184 \times T + 0,411$ \underline{F} 30-60 ans : $0,034 \times P + 0,006 \times T + 3,53$ $\underline{F} > 60$ ans : $0,033 \times P + 1,917 \times T + 0,074$ \underline{H} 18-30 ans : $0,063 \times P + 0,042 \times T + 2,953$ \underline{H} 30-60 ans : $0,048 \times P + 0,011 \times T + 3,67$ $\underline{H} > 60$ ans : $0,038 \times P + 4,068 \times T - 3,491$	$n = 7173$; $\overline{\text{Age}}$: 22-72 ans ; $\overline{\text{IMC}}$: 21-24 kg/m ²
Molnar et al., 1995	Kcal/jour	F : $51,2 \times P + 24,5 \times t - 207,5 \times \hat{A} + 1629,8$ H : $50,9 \times P + 25,3 \times t - 50,3 \times \hat{A} + 26,9$	$n = 371$; $\hat{\text{Age}}$: 10-16 ans ; $\overline{\text{Poids}}$: 44,5-75,8 kg.
Luke & Schoeller, 1992	Kcal/jour	$20 \times \text{FFM} + 585$	Données issues de plusieurs études.
Jensen et al., 1988	Kcal/jour	$20 \times \text{FFM} + 662$	$n = 42$; IMC : 18,5-35 kg/m ²
Ravussin & Bogardus, 1989	Kcal/jour	$21,8 \times \text{FFM} + 392$	$n = 249$; $\hat{\text{Age}}$: 18-41 ans ; Poids : 50-188 kg
Heshka et al., 1990	Kcal/jour	$22,94 \times \text{FFM} + 356,7$	$n = 35$; $\overline{\text{Age}} = 40$ ans ; $\overline{\text{IMC}} = 36,3$ kg/m ²
Kashiwazaki et al., 1988	Kcal/jour	$24,5 \times \text{FFM} + 304$	$n = 134$; $\hat{\text{Age}}$: 20-71 ans ; IMC : 16,3-34,8 kg/m ²
McNeill et al., 1987	Kcal/jour	$21,5 \times \text{FFM} + 329$	$n = 58$; $\hat{\text{Age}} > 18$ ans ; $\text{IMC} < 25$ kg/m ²
Owen, 1988	Kcal/jour	\underline{E} : $795 + 7,18 \times P$	$n = 104$; $\hat{\text{Age}}$: 18-82 ans ;
Owen et al., 1987		\underline{H} : $879 + 10,2 \times P$	Poids : 43-143 kg
Owen et al., 1986		\underline{E} : $334 + 19,7 \times \text{FFM}$ \underline{H} : $290 + 22,3 \times \text{FFM}$ Sédentaire : $795 + 7,18 \times P$ Sportif : $50 + 21,1 \times P$ $334 + 19,7 \times \text{FFM}$	

H : Homme ; F : Femme ; P : poids (kg) ; t : taille (cm) ; T : taille (m) ; Â : âge (année) ; S : sexe (1 pour homme et 0 pour femme) ; IMC : indice de masse corporelle (kg/m²) ; FFM : masse de tissus non lipidiques (kg) ; FM : masse de tissus adipeux (kg) ; SC : surface corporelle (m²) calculée à partir de l'équation de Dubois & Dubois, 1916 : $SC (cm^2) = p^{0,425} \times t^{0,425} \times 71,84$; \bar{X} : moyenne ; n : nombre de sujets.

Conversion : kcal = (MJ / 4,184) × 1000 ; kcal = kJ / 4,184

Le choix final de l'équation à utiliser dépendra principalement des caractéristiques de la population étudiée. En effet, certaines équations ont été développées à partir d'une population très spécifique pour estimer la DE de repos de manière plus précise que les équations basées sur des populations hétérogènes. Par exemple, l'équation de Lazzer (Lazzer et al., 2007) a été développée pour estimer la DE de repos d'une population d'adolescents obèses. Autres exemples, les équations de Fredrix (Fredrix et al., 1990) et Luhrman (Luhmann et al., 2010) sont basées sur des données issues d'une population de sujets âgés. Par contre, l'équation développée par De Lorenzo et al. (De Lorenzo et al., 2001) est destinée à être utilisée pour des adultes en général (âge entre 18 et 59 ans, IMC entre 17 et 40). Enfin, le choix dépendra également des données mesurées. En effet, certaines équations nécessitent de connaître la quantité de masse grasse ou de masse musculaire alors que d'autres se basent seulement sur le poids ou l'âge.

3. Les méthodes d'estimation de la dépense énergétique liée à l'activité physique

3.1. Les méthodes subjectives

Les méthodes dites subjectives représentent des approches d'estimation indirectes de la DEAP, généralement prédite à partir de la méthode factorielle (Hills et al., 2014; Levine, 2005; Warwick et al., 1988). La méthode factorielle nécessite que le sujet répertorie toutes les activités qu'il réalise au cours d'une période donnée en utilisant différents outils incluant l'observation directe, les journaux ou les questionnaires d'AP. Chaque approche évalue des dimensions différentes de l'AP et présente des avantages et des limites.

L'observation directe du comportement par un tiers est l'une des premières méthodes de qualification de l'AP. Cette méthode nécessite la présence d'un observateur sur le terrain, mais elle peut se faire également de manière différée, par l'utilisation d'enregistrements vidéo. Dans

les deux cas, l'observation est réalisée par un tiers entraîné qui utilise des grilles pour relever les activités spécifiques du sujet ou le niveau d'AP. Cette première méthode permet de caractériser l'AP et de quantifier les différents paramètres qui s'y rapportent (i.e. durée, intensité et fréquence). L'observation peut porter sur l'AP dans son ensemble ou sur un aspect spécifique du mouvement tel que le nombre de mouvements par unité de temps, la distance ou la durée (Mckenzie, 2002). Cette technique est plus particulièrement utilisée dans des populations d'enfants chez qui l'utilisation d'une autre méthode peut s'avérer plus difficile.

Le journal (i.e. de l'anglais « log ») est une méthode déclarative qui consiste en un relevé de façon régulière de l'AP par le sujet lui-même. Il reporte un compte-rendu détaillé de toutes les AP réalisées au cours de la période de mesure. Une fois l'identification des activités réalisée, la DE liée à chacune d'elles est alors déterminée à partir des données du Compendium des activités (Ainsworth et al., 2000) en utilisant la méthode factorielle. En termes de période de mesure, la littérature préconise une durée de recueil minimale de quatre à sept jours consécutifs, avec au moins une journée du weekend, afin de permettre une meilleure estimation des AP hebdomadaires (Hart et al., 2011; Vanhelst et al., 2014). Bien que simple à mettre en place, cette méthode nécessite de la part du sujet une grande rigueur dans l'enregistrement de chaque activité (type, intensité, durée). En effet, à l'inverse des AP programmées qui sont souvent régulières, les AP spontanées sont plus variables en termes de fréquence, d'intensité et durée et demandent donc un relevé constant afin d'avoir un rendu détaillé. Pour pallier à cela, une nouvelle méthode a été testée afin de rendre cette approche plus attractive pour les volontaires et ainsi éviter les pertes de données du fait de recueil incomplet et donc les imprécisions de la DEAP. L'« Ecologic Momentary Assessment[®] » se présente sous la forme d'un bracelet comportant un écran tactile qui sonne toutes les 30 min. Le sujet choisit alors l'activité qu'il est en train de faire à ce moment précis parmi 16 activités comprenant la marche, regarder la télévision, faire de l'exercice physique ou encore réaliser une tâche ménagère (Dunton et al., 2005).

Enfin, les questionnaires sont des méthodes déclaratives consistant en un relevé des AP réalisées sur une journée, une semaine ou encore une année. Cette approche se présente sous la forme d'un questionnaire rempli par le sujet lui-même ou par un enquêteur. En fonction des questionnaires, les items portent sur les différents types d'activités (professionnelles, ménagères, de loisirs, sportives ou encore sédentaires). Les résultats peuvent être exprimés sous forme d'un score d'AP, d'un niveau moyen d'AP quotidien (exprimé en Met, i.e. < 1,5 Met (sédentaire), entre 1,5 et 3 Met (faible), entre 3 et 6 Met (moyen) et > 6 Met (élevé)), d'une

durée (en h/semaine ou min/jour d'AP) ou d'une DEAP. Le choix du questionnaire dépend principalement de la population étudiée et de la variable utilisée (i.e. niveau d'AP, score d'activité ou encore une DEAP) et. En effet, les activités peuvent être variables d'un pays à l'autre et certains items sont plus adaptés à une tranche d'âge spécifique (e.g. les activités professionnelles chez les adultes ou les AP récréatives chez les enfants). La simplicité des questionnaires ainsi que leur faible coût de passation en font une méthode largement utilisée dans les études épidémiologiques (Oppert, 2004). Il existe de nombreux questionnaires d'AP, néanmoins, peu ont été traduits et adaptés à la population française. Ci-dessous, le tableau 2 présente les spécificités des principaux questionnaires francophones les plus souvent cités dans les études.

Tableau 2 : Principaux questionnaires francophones validés dans la littérature.

Questionnaire	Référence	Population	Temps passation	Période évaluée	Activité évaluée	Expression des résultats
IPAQ	Craig et al., 2003 Criniere et al., 2011 Mynarski et al., 2012 Rutten et al., 2003	Adulte	20-25 min	7 jours précédents	Loisirs Transport Domestique Travail	Heure/jour Met.min/semaine Kcal/semaine
MAQ	Kriska et al., 2001 Kriska et al., 1990 Vuillemin, Oppert, et al., 2000	Adulte	5-10 min	12 mois	Loisirs Transport Domestique Travail	Heure/semaine Met/h/semaine Kcal/semaine
QAPPA	de Souto Barreto, 2013	Personne âgée	5 min	7 jours précédents	Loisirs Transport Domestique Travail	Met.min/semaine Kcal/semaine
Q. Baecke	Baecke et al., 1982 Bigard et al., 1992	Adulte	5-10min	Habituelle	Travail Loisir Sport	Score (Met)
QENAP	Ricci & Gagnon, 2011	Adulte	5 min	Habituelle	Loisirs Sport Travail Sédentaire	Score d'AP
Q. de GUTZWILLER	Gutzwiller et al., 1985	Adulte	10 min	Habituelle	Loisirs Transport Domestique Travail Sport	Score d'AP VO ₂ max

SAPD	Guiraud et al., 2012 Robert et al., 2004	Personnes âgée	5-10 min	Habituelle	Travail Loisir Sport Sédentaire	Score d'AP
Q. de Huet	Trivel et al., 2004	Adulte	5-10 min	Habituelle	Loisir Travail Sport	VO ₂ max
QAPSE	Berthouze et al., 1995 Berthouze et al., 1993 Bonnefoy et al., 2001	Adulte Personne âgée	20 min	Habituelle	Travail Loisir Domestique Transports	kJ/jour VO ₂ max
QUANTAP	Vuillemin et al., 2000	Universelle	20-30 min	Vie entière	Loisir Travail/école Domestique	Heure/an Met.min/mois
DAQIHF	Garet et al., 2004	Adulte Personne âgée	30-40 min	Habituelle	Sédentaire Domestique Loisir Transport Travail	Met.min/jour
QAPE	Tessier et al., 2007	Enfant	5 min	7 jours précédents	AP école Loisir Transport Sport	Score
GPAQ	Bull et al., 2009	Adulte Personne âgée	10-15 min	Habituelle	Travail Transport Loisir	NAP Met.min/semaine

IPAQ : « International physical activity questionnaire » ; **MAQ** : « Modifiable activity questionnaire » ; **QAPPA** : Questionnaire d'activité physique chez les personnes âgées ; **QENAP** : Questionnaire d'évaluation du niveau d'activité physique ; **SAPD** : Score d'activité physique de Dijon ; **QAPSE** : Questionnaire d'activité physique de St Étienne ; **DAQIHF** : « Daily activity questionnaire in Heart failure » ; **QAPE** : Questionnaire de mesure de l'activité physique chez les enfants ; **GPAQ** : « Global activity questionnaire » ; **QUANTAP** : Quantification de l'activité physique.

IDE : Index de dépense énergétique (kcal/kg/jour) ; **NAP** : Niveau d'activité physique.

À partir des données recueillies par le sujet, les activités peuvent ensuite être traduites en termes de coût énergétique totale (i.e. DE totale) standardisé à l'aide d'une table énergétique (i.e. Compendium des AP ; (Ainsworth et al., 2000)). Le compendium des AP renseigne le coût énergétique relatif pour une grande diversité d'AP, qu'elles soient professionnelles, domestiques, de loisirs ou sportives. Le coût énergétique est alors exprimé en Met, qui

représente un multiple de la DE de repos. Pour rappel, un Met correspond donc à l'énergie consommée par une personne au repos, assise sans bouger (i.e. 3.5 ml d'O₂/kg/min soit environ 1 kcal/kg/h). Ainsi, pour une personne pesant 80 kg, qui passe le balai (coût énergétique de 3,5 Met) pendant 30 minutes, la dépense énergétique associée serait de 100 kcal (i.e. DEAP = 2,5 kcal/kg/h). Ici, on retire 1 Met correspondant à la DE de repos du coût énergétique donnée par le compendium pour obtenir seulement la DEAP. Enfin, la DEAP quotidienne est déduite en sommant les estimations pour toutes les activités réalisées au court de la journée.

Bien que les méthodes subjectives soient avantageuses, car peu coûteuse et facile à administrer dans différentes populations, les études démontrent un manque de précision de l'estimation de la DEAP avec un biais allant de 8 à 62 % par rapport à la valeur mesurée avec la méthode de l'eau doublement marquée (Conway et al., 2002; Leenders et al., 2001; Starling et al., 1999). Deux principaux facteurs permettent d'expliquer ces imprécisions de l'estimation de la DEAP. La DEAP estimée est influencée, premièrement, par la précision des informations relevées sur l'AP (Blair et al., 1985; Bouchard et al., 1983; Sallis et al., 1993). En effet, sauf pour la méthode de l'observation directe, une imprécision peut être liée à une mauvaise évaluation des AP réalisées quant à leur durée ou intensité (Shephard, 2003). Enfin, la précision de la méthode factorielle repose sur l'exactitude du coût énergétique (Met) qui est assigné à l'activité et sur l'hypothèse que la DE de repos est égale chez des sujets aux caractéristiques différentes si la valeur de 1 kcal/kg/h est utilisée. En effet, il est important de noter que le compendium des AP est principalement basé sur des données issues de populations de jeunes adultes en bonne santé (Starling et al., 1999), ce qui peut rendre l'estimation de la DEAP imprécise pour des sujets aux caractéristiques différentes. Ainsi, l'étude de Byrne et al. (2005) a comparé le $\dot{V}O_2$ de repos mesuré dans une population hétérogène de 769 sujets (18-74 ans, 35-186 kg) à la valeur de 1 Met couramment utilisée. Il en ressort une surestimation du $\dot{V}O_2$ de 20 à 35 % avec l'utilisation d'un Met correspondant à 3,5 ml d'O₂/kg/min ou à 1 kcal/kg/h. Des résultats similaires ont également été observés dans une population de sujets présentant une obésité faible à sévère (Wilms et al., 2014). Afin pallier à cette dernière limite, il est possible d'utiliser une valeur mesurée ou estimée par équation de la DE de repos pour ensuite la multiplier par le nombre de Met correspondant à l'activité ou encore d'utiliser des coefficients de corrections proposés pour certaines populations (Wilms et al., 2014).

En conclusion, les méthodes subjectives sont avantageuses en termes de coût et de facilité d'utilisation et permettent une qualification exhaustive de l'AP. Toutefois, leur utilisation dans

un but de quantification de l'AP (i.e. estimation d'une DE) semble moins pertinente. Ainsi, de nombreux outils et méthodes se basant sur des paramètres physiologiques ou mécaniques ont été développés dans le but d'obtenir une estimation de la DE plus précise.

3.2. Les méthodes objectives

Les méthodes objectives se différencient par les paramètres qu'elles utilisent pour prédire la dépense énergétique. En effet, certaines méthodes se basent sur des données physiologiques alors que d'autres traduisent les mouvements du corps en général en une énergie dépensée.

3.2.1. Les méthodes basées sur la fréquence cardiaque

Parmi les témoins physiologiques d'une variation de dépense énergétique, la fréquence cardiaque (FC) est le paramètre le plus souvent utilisé dans la littérature du fait de la nature non invasive de sa mesure dans des conditions de vie quotidienne. Cette méthode s'est démocratisée avec la commercialisation des premiers cardiofréquencemètres sans fil dans les années 80. Ces cardiofréquencemètres sont constitués d'un transmetteur et d'un récepteur (Figure 10a). Le transmetteur permet de mesurer les battements par minute (bpm) à partir du temps entre deux



Figure 10 : Exemple de deux modèles de cardiofréquencemètre utilisant une technologie différente. En A la RUNGPS1 (Runtastic), mesure la FC à partir d'électrodes situées sur une ceinture thoracique et en B, la Fenix 3 HR (Garmin), mesure la FC au niveau du poignet via un capteur optique (LED verte).

ondes QRS, mesurées avec des sondes précordiales intégrées à une ceinture thoracique. Le récepteur est généralement sous forme d'une montre qui permet de recevoir et d'enregistrer les données transmises par le transmetteur. Depuis quelques années, les électrodes placées sur la

ceinture thoracique sont remplacées par un capteur optique directement installé au niveau du récepteur (Figure 10b). Les cardio-fréquencemètres permettent de déterminer les variations de la FC, la FC moyenne ainsi que le temps passé au-dessus d'une valeur seuil, le tout sur une période pouvant aller de quelques minutes à plusieurs jours. Afin d'estimer la consommation d'O₂ ou la DEAP à partir de la FC, différentes méthodes ont été présentées dans la littérature. Ces méthodes estiment directement une DE en kcal/min ou estime le $\dot{V}O_2$ pour ensuite calculer la DE à partir de l'équivalent énergétique d'un litre d'O₂ (i.e. 4,825 kcal/l d'O₂). Selon la méthode utilisée, l'estimation de la DE nécessite parfois la FC de repos (FC_{repos}) ou la FC maximale (FC_{max}). En ce qui concerne la FC_{repos}, il n'existe pas de consensus sur la valeur à utiliser. Comme pour la DE basale, la valeur de FC mesurée lors du sommeil est légèrement plus basse que la FC en état d'éveil. De plus, elle varie en fonction de l'horaire de mesure et de la position de l'individu (i.e. immobile en supination, assis ou debout). Afin d'harmoniser les données obtenues, la FC_{repos} est généralement mesurée le matin à jeun, juste après le réveil avec le sujet en position allongée. Enfin, la FC_{max} est généralement mesurée lors d'une épreuve d'effort maximal. Cependant, afin de faciliter l'utilisation de la FC chez des publics pathologiques, il est également possible d'estimer la FC_{max} à partir d'une équation basée sur l'âge. Les trois principales formules utilisées dans la littérature sont celles de Cooper et al. (1977) [3], Spiro (1977) [4] et Fox et al. (1971) [5] :

$$FC_{\max} = 215 - 0,70 \times \text{l'âge} \quad [3]$$

$$FC_{\max} = 210 - 0,65 \times \text{l'âge} \quad [4]$$

$$FC_{\max} = 220 - \text{l'âge} \quad [5]$$

Les méthodes d'estimation de la DEAP les plus simples se basent sur la relation linéaire qui existe entre la FC et le $\dot{V}O_2$ lors d'exercices d'intensité modérée. Toutefois, cette approche ne nécessite pas de mesure directe de la consommation d'O₂. La méthodologie générale consiste à utiliser la relation entre le pourcentage de FC_{max} et le pourcentage de $\dot{V}O_{2\max}$ qui est linéaire à partir de 50 % du $\dot{V}O_{2\max}$. La simplicité de cette approche est dans le fait que ces deux paramètres peuvent être eux-mêmes estimés à partir d'une équation (e.g. les équations [3], [4] et [5]) et d'une mesure de la FC réalisée lors d'un test d'Astrand & Ryhming (1954). Ce test sous-maximal consiste en un exercice de 6 minutes sur cycloergomètre contre une charge de

travail constante (exprimée en watts). Cette charge est déterminée individuellement afin de que le sujet reste dans un intervalle de FC compris entre 140 et 160 bpm sur les deux dernières minutes du test. Ensuite, le $\dot{V}O_{2\max}$ est estimée à partir de la FC moyenne sur la dernière minute et de la charge en utilisant le nomogramme d'Astrand & Ryhming (1954) (Figure 11). Bien que cette méthode ait l'avantage d'être simple et utilisable dans différentes populations, cette

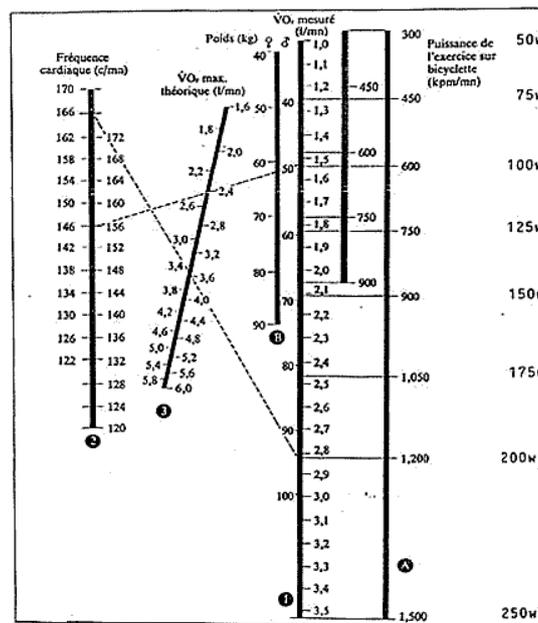


Figure 11 : Nomogramme d'Astrand et Ryhming (1954)

relation entre FC_{\max} et $\dot{V}O_{2\max}$ n'est fiable qu'uniquement pour des AP_{mod} et devient imprécise pour des intensités d'activité faibles ou élevées. Afin de réduire les imprécisions dans l'estimation du $\dot{V}O_2$ et donc de la DE (notamment pour des AP d'intensité légère ($AP_{\text{lég}}$)), une autre approche consiste à établir une courbe individuelle de la relation $FC/\dot{V}O_2$ à partir de données enregistrées simultanément lors d'activités de différentes intensités (i.e. repos, activités sédentaires et physiques d'intensité faible à élevée) (Figure 12). Cette approche d'estimation de la DE est appelée « méthode FLEX-FC » ; de l'anglais « FLEX-HR method », initialement proposée par Spurr et al. (1988). Cette méthode repose sur la détermination d'un point d'inflexion (Figure 12) qui délimitera si la DE est estimée à partir du métabolisme de base (i.e. pour des FC avant ce point, lors des activités sédentaires par exemple) ou à partir de la relation linéaire $FC/\dot{V}O_2$ (i.e. pour des FC au-dessus de ce point). Le point d'inflexion est déterminé comme la moyenne entre la valeur maximale de FC mesurée au cours d'activités de repos ou

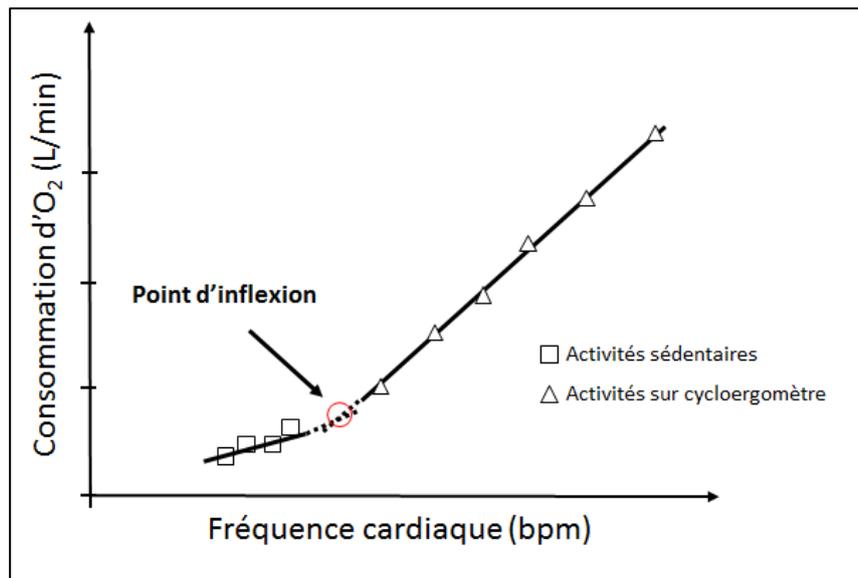


Figure 12 : Relation entre la fréquence cardiaque et la consommation d'O₂ pour des activités sédentaires et des activités d'intensité faible à modérée (d'après Spurr et al., 1988).

sédentaires et la valeur minimale de FC mesurée au cours d'une AP_{lég.} D'autres auteurs ont également proposé de définir le point d'inflexion à partir de la moyenne entre la valeur maximale de FC lorsque le sujet est debout immobile et la valeur de FC minimale enregistrée lors d'un test de montée de marches (Ceesay et al., 1989) ou comme la moyenne entre la FC_{repos} et la FC lors d'une marche lente (Brage et al., 2015). De nombreuses études se sont intéressées à la validation de la méthode FLEX-FC en comparaison à la méthode de l'eau doublement marquée dans l'estimation de la DE totale en condition de vie quotidienne. Les résultats de ces études présentent des coefficients de corrélation compris entre 0,64 et 0,83 et un biais compris entre -7,6 et 17,2 % (Davidson et al., 1997; Fuller et al., 2008; Livingstone et al., 1990; Racette et al., 1995; Rafamantanantsoa et al., 2002; Schulz et al., 1989).

D'autres méthodes ont été développées afin d'améliorer la précision des méthodes citées précédemment ou de rendre les protocoles moins contraignants pour les individus et ainsi optimiser leurs utilisations dans diverses populations.

Certains auteurs ont ainsi exploré d'autres types de relation afin d'estimer la DE. La relation entre la FC et le $\dot{V}O_2$ ou la DE a été décrite par une relation exponentielle (Bitar et al., 1996), logarithmique (Schulz et al., 1989) ou polynomiale du second ou troisième degré (Bitar et al., 1996; Davidson et al., 1997; Schulz et al., 1989). Ainsi, leurs résultats démontrent que l'estimation de la DE est plus précise lorsque la relation individuelle FC/DE est obtenue à partir

d'une relation polynomiale du troisième degré (différence moyenne = 7,6 % vs. entre -12,2 et 20 % pour les méthodes basées sur une relation exponentielle, logarithmique ou polynomiale du second degré) (Bitar et al., 1996; Davidson et al., 1997; Schulz et al., 1989).

Enfin, d'autres auteurs ont développé des relations $FC/\dot{V}O_2$ avec des protocoles différents. À partir d'activités de repos, de marche et de course, Kurpad et al. (2006) ont proposé une méthode permettant d'estimer la DE totale à partir du niveau d'AP (exprimé en Met). Le principe étant de faire correspondre la FC de l'individu à un niveau d'AP moyen et d'estimer la DE totale à partir de la méthode factorielle décrite précédemment. D'autres études se sont intéressées à la relation entre la FC nette (i.e. $FC - FC_{\text{repos}}$) ou la FC de réserve (i.e. $[FC - FC_{\text{repos}}] / [FC_{\text{max}} - FC_{\text{repos}}] / 100$) et la DE obtenues lors d'AP_{lég} et d'un test maximal (Garet et al., 2005; Hiilloskorpi et al., 2003). L'utilisation de ces deux relations individuelles permet d'estimer la DE de manière plus précise qu'avec une relation basée sur la FC brute (Hiilloskorpi et al., 2003). Enfin, Wicks et al. (2011) ont récemment développé une nouvelle approche en se basant sur les données de FC et de $\dot{V}O_2$ de 11257 sujets de différents âges, IMC et pathologies. Cette méthode permet de déterminer une DE exprimée en Met à partir d'un index de FC (i.e. FC / FC_{repos}) et de l'équation suivante : $DE (\text{Met}) = 6 \times \text{index de FC} - 5$.

Les différentes méthodes basées sur la fréquence cardiaque comportent néanmoins plusieurs limites quant à leur utilisation dans la vie quotidienne et/ou pour de grandes cohortes de sujets. La première limite vient du fait que la FC peut varier dans certaines conditions (e.g. stress thermique ou émotionnel, déshydratation) et différemment selon les muscles impliqués, et cela sans que l'énergie dépensée ne varie simultanément (Christensen et al., 1983; Davidson et al., 1997; Melanson & Freedson, 1996; Montoye et al., 1996; Spurr et al., 1988). Ensuite, la majorité des méthodes requiert la construction d'une relation individuelle $FC/\dot{V}O_2$ nécessitant l'enregistrement de ces deux paramètres lors de différentes activités. De plus, il semble que cette relation, même si individualisée, soit peu reproductible et donc inadaptée pour une utilisation dans la vie courante (Christensen et al., 1983). Enfin, il semble que les différentes méthodes étudiées précédemment ne permettent d'estimer précisément la DE que lors d'AP_{mod} et seraient moins précises pour des intensités d'exercice faibles ou élevées.

3.2.2. Les transducteurs de chaleur

L'Homme est homéotherme, i.e. il y a un équilibre entre les gains et les pertes de chaleur permettant à notre organisme de garder une température interne stable à une valeur proche de

37,5 °C. La production de chaleur présente une grande variabilité inter-individuelle et dépend principalement du métabolisme basal et de la thermogénèse postprandiale, mais peut être également influencée par des facteurs environnementaux (e.g. la température extérieure ou un état pathologique) et par l'AP. La perte de chaleur quant à elle résulte d'un transfert d'énergie de l'organisme vers l'extérieur. Ces échanges de chaleur sont réalisés via la radiation, la conduction, la convection et l'évaporation. Le premier moyen utilisé par notre corps est la radiation qui se caractérise par un transfert d'énergie par rayonnement électromagnétique. La perte de chaleur par conduction représente un échange d'énergie entre deux corps en contact et est directement liée au gradient de température entre les deux corps. Ensuite, les transferts de chaleur par convection sont liés aux mouvements des molécules au contact de la peau que ce soit l'air ou un fluide. Plus la vitesse des molécules en contact avec la peau est grande et plus le transfert de chaleur sera important. Le transfert d'énergie par convection est à l'origine des indices de refroidissement éolien qui représentent la différence entre la température réelle et température ressentie due au mouvement de l'air. Enfin, l'évaporation représente le dernier moyen de dissipation de chaleur par transformation physique de l'état liquide à gazeux (i.e. c'est un principe physique coûteux en énergie). L'évaporation permet de maintenir une température interne stable en dissipant le surplus de chaleur, e.g. lors d'un exercice physique. Ces quatre voies de thermolyse (i.e. de perte de chaleur) peuvent être enregistrées à partir d'un transducteur de chaleur.

La validité des transducteurs de chaleur à pouvoir mesurer les échanges thermiques a permis d'améliorer la compréhension de la balance énergétique du corps humain. Par la suite, plusieurs auteurs ont développé des méthodes d'estimation de la DE basées sur les données de plusieurs transducteurs, mais elles présentent des résultats contradictoires (Jakicic et al., 1993; Winters et al., 1998). La première étude teste la précision du LifeCheck KAL-X Sensor® (KAL-X) dans l'estimation de la DE pour des activités de marche sur tapis, de pédalage sur cycloergomètre et de montées de marche (Jakicic et al., 1993). Le KAL-X est un appareil portable qui utilise les flux de chaleur (radiation, conduction, convection et évaporation) et l'estimation de la surface corporelle pour estimer la DE. Dans cette étude, quatre KAL-X étaient portés par le sujet (humérus, torse, dos et cuisse) sur toute la durée de l'exercice et ont permis d'estimer une DE qui comparable à celle mesurée par calorimétrie directe. Une seconde étude de validation de la DE issue du KAL-X a porté sur une gamme plus large d'activités comprenant des marches sur le plat et en pente, une activité de pédalage sur cycloergomètre, des montées de marche et une activité de glisse sur une planche (Winters et al., 1998). Comme pour l'étude précédente, la DE

était estimée à partir de quatre KAL-X placés au niveau de l'humérus, du dos, du mollet et du torse. Les différences moyennes entre les DE estimées par le KAL-X et celles mesurées étaient de 0,64, 0,45, 0,29 et 0,39 kcal/min (non significatifs) respectivement pour la marche, le pédalage, les montées d'escaliers et l'activité de glisse. Une dernière étude de Thomas et al. (2006) a comparé la DE estimée à partir de deux KAL-X (bras et sternum) à celle mesurée par calorimétrie indirecte lors de marche et pédalage à différentes intensités. Les résultats de cette étude montrent que le KAL-X sous-estimait de façon significative la DE en comparaison à la mesure de référence que ce soit pour la marche ou le pédalage. Toutefois, ces différences disparaissaient après utilisation d'un facteur de correction de 1,5 sur la DE estimée par le KAL-X. Une étude conduite par Lyden et al. (2014) a testé la validité d'un autre transducteur de chaleur, le « Personal Calorie Monitor » (MetaLogics Corp., MN, USA) en condition de vie semi-libre. Ce nouveau prototype de transducteur de chaleur, plus petit, permet une meilleure prise en compte des pertes par évaporation. La DE est estimée à partir d'un seul dispositif placé au niveau du bras et comparée à la valeur mesurée en chambre calorimétrique dans des conditions de température extérieure neutre (26°C) et froide (19°C). La durée du protocole était de 5 h et comprenait des activités sédentaires ainsi que 40 min de marche sur tapis roulant. Les résultats de cette étude présentent des biais de 0,21 kcal/min en condition neutre (non significatif) et 0,58 kcal/min en condition de température froide (significatif).

Ainsi, au travers des résultats des différentes études présentées, il apparaît que l'estimation de la DE à partir des flux de chaleur durant une AP montre des résultats variables. En effet, la précision semble être influencée par le type et l'intensité de l'AP avec de meilleurs résultats pour des activités d'intensité modérée. De plus, la précision diffère également selon la marque du capteur et le nombre de dispositifs utilisés. Enfin, cette méthode semble être limitée en condition de température extérieure froide et n'a jamais été testée dans un environnement chaud.

3.2.3. Le Géo-Positionnement Satellitaire

Le Géo-Positionnement Satellitaire (de l'anglais « Global Positioning System » (GPS)) est une technique relativement récente dans le domaine de l'observation de l'AP (Maddison & Ni Mhurchu, 2009; Schutz & Chambaz, 1997). Le GPS permet à un expérimentateur de connaître la position du porteur à un instant t pour, a posteriori, déterminer la vitesse et l'accélération moyenne sur une période donnée. La technologie GPS fonctionne grâce au calcul de la distance

entre un récepteur GPS (e.g. balise ou smartphone) et plusieurs satellites. Brièvement, le récepteur GPS doit pour cela capter les signaux d'au moins quatre satellites pour calculer les temps de propagation de ces signaux entre les satellites et lui. Ensuite, ces temps de propagation permettent de déterminer la distance entre chaque satellite et le récepteur GPS pour enfin calculer la position du porteur par triangulation (Figure 13).

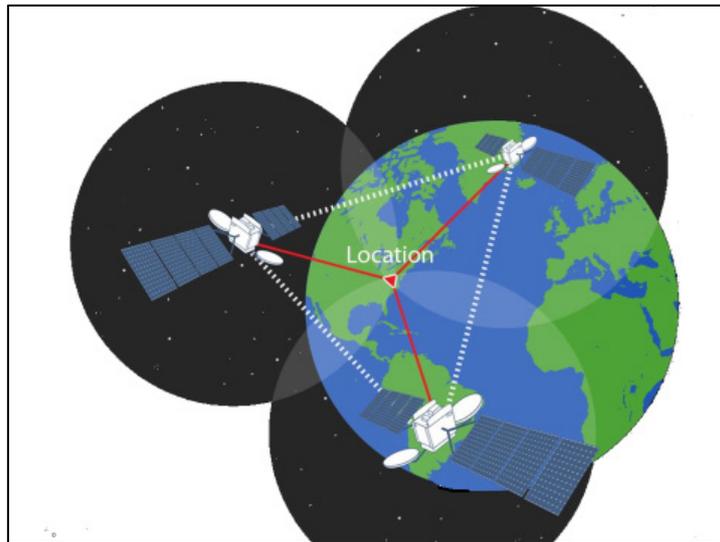


Figure 13 : Principe en 2D de détection de la position du récepteur GPS par triangulation à partir de trois satellites. Pour un positionnement en 3D, il est nécessaire de disposer de quatre satellites.

Dans un contexte clinique, l'utilisation du GPS reste limitée même si de récentes études de validation ou d'application médicale fournissent des premières données intéressantes (Le Faucheur et al., 2007, 2008; Noury-Desvaux et al., 2011), notamment dans la détection de période de marche chez des sujets pathologiques (de Mullenheim et al., 2016; Gernigon et al., 2014). L'outil GPS seul permet d'identifier une activité de locomotion et d'obtenir des données sur le contexte telles que la distance parcourue, la vitesse moyenne ou encore le nombre d'arrêts spontanément effectués par un sujet. À partir de ces données, deux méthodes peuvent être utilisées pour estimer la DEAP. Premièrement, à partir de la vitesse moyenne de marche, il est possible d'utiliser le même procédé qu'avec la méthode factorielle, i.e. en prenant l'équivalent métabolique en Met correspondant à la vitesse de marche dans le compendium des AP (Ainsworth et al., 2000) pour ensuite estimer la DEAP. Ainsi, pour une personne pesant 80 kg, qui marche une heure à 4 km/h sur un sol plat (coût énergétique de 3 Met), la dépense énergétique associée serait de 160 kcal (i.e. DEAP = 2 kcal/kg/h). Enfin, plusieurs équations

ont été développées afin de prédire la DE liée à la marche ou à la course à partir de la vitesse et de la pente (Tableau 3).

Tableau 3 : Exemple d'équations d'estimation de la dépense énergétique lors de la marche et de la course à partir de la vitesse et de la pente.

Référence	Activité	Unité	Équation
Pandolf et al., 1977	Marche	DE (Watts)	$1,5 \times P + 2 (P + C) (C / P)^2 + \eta (P \times C) (1,5 \times V^2 + 0,35 \times V \times \text{Pente})$
ACSM, 2010	Marche	$\dot{V}O_2$ (ml/kg/min)	$0,1 \times (V \times 60) + 1,8 \times (V \times 60) \times P + 3,5$
	Course	$\dot{V}O_2$ (ml/kg/min)	$0,2 \times (V \times 60) + 0,9 \times (V \times 60) \times P + 3,5$
Pearce et al., 1983	Marche	$\dot{V}O_2$ (ml/kg/min)	$6,28 - 1,81 \times V + 4,38 \times V^2$
van der Walt & Wyndham, 1973	Marche	$\dot{V}O_2$ (L/min)	$0,00599 \times P + 0,000366 \times P \times V^2$
	Course	$\dot{V}O_2$ (L/min)	$-0,419 + 0,03257 \times P + 0,000117 \times P \times V^2$
Leger & Mercier, 1984	Course	$\dot{V}O_2$ (ml/kg/min)	$2,209 + 3,1633 \times (V / 3,6)$
Kramer, 2010	Marche	$\dot{V}O_2$ (ml/s)	$5,4 \times V^2 + 0,37 \times P + 0,0054 \times P \times \text{Pente} \times V + 0,011 \times \text{Pente}^2 \times V - 3,8 \times \text{Sexe} - 17$
Ardigo et al., 2003	Marche	$\dot{V}O_2$ (ml/s)	$1,866 e^{4,911 \times \text{Pente}} \times V^3 \times P - 3,773 e^{3,416 \times \text{Pente}} \times V^2 + (45,71 \times \text{Pente} + 18,90 \times \text{Pente}) \times V \times P + 4,456 \times P$
Brooks et al., 2005	Marche	DE (Met)	$1,034 - 0,016 \times P - 0,196 \times \text{Sexe} + 0,832 \times (V / 3,6)$

P : Poids (kg) ; V : vitesse (m/s) ; Pente (%) ; C : Charge additionnelle (kg) ; Sexe : 1 pour homme et 0 pour femme ; η : Facteur surface au sol (1 pour tapis de marche et 0 pour le bitume).

Bien que prometteuse, la technologie GPS présente le principal désavantage d'être utilisable essentiellement pour des activités de locomotion en milieu extérieur. En effet, le GPS ne permet pas de quantifier une activité statique ou avec peu de déplacement (e.g. bricolage ou jardinage)

ou une activité en intérieur. De plus, même en milieu extérieur, différents facteurs peuvent influencer la réception du signal par le récepteur GPS et donc sa précision. Principale cause de perturbation du signal, l'environnement en lui-même constitue un facteur couramment décrit dans les études (Rodriguez et al., 2005). En effet, un bâtiment ou les simples feuilles d'un arbre peuvent absorber ou occulter tout ou une partie du signal. On parle alors de canyon urbain. Ensuite une surface peut parfois provoquer un écho dans le signal et donc engendrer une erreur dans la localisation du récepteur. Ce phénomène représente le multi-trajet des signaux GPS. De plus, même dans un environnement favorable, il semble que la précision du GPS varie en fonction du pattern de marche. En effet, des erreurs de détection apparaissent pour des périodes de marche ou d'arrêt inférieurs à 30 secondes (Noury-Desvaux et al., 2011). Enfin, dans un contexte sportif, il semble que les estimations de la distance et de la vitesse soient sous-estimées dans la majorité des sports étudiés (i.e. cricket, tennis et football) quelle que soit la fréquence d'échantillonnage utilisée (Vickery et al., 2014).

3.2.4. L'actimétrie

Par définition, l'actimétrie représente l'enregistrement et la quantification objective d'un mouvement à l'aide d'un actimètre. Cette nouvelle approche s'intéresse autant que possible aux mouvements du corps humain de manière globale ou à ceux d'un ou plusieurs segments en particulier. En effet, lors d'un mouvement, notre corps est soumis à une accélération qui reflète les efforts musculaires développés pour le mettre en mouvement (Westerterp, 1999). L'actimétrie consiste à mesurer ces accélérations pour ensuite quantifier l'AP ou les convertir en une DE. La majorité des actimètres sont composés d'un élément piézoélectrique et d'une

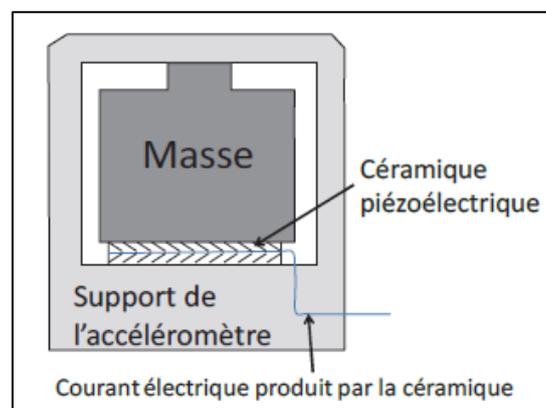


Figure 14 : Schéma d'un accéléromètre piézoélectrique (Gautschi, 2002)

masse sismique (Figure 14). On parle alors d'accéléromètres piézoélectriques. Lors d'une accélération, la masse sismique, sous l'effet d'une accélération dans une direction donnée, induit une contrainte mécanique sur l'élément piézoélectrique. Cet élément piézoélectrique va alors traduire cette pression en un courant électrique, proportionnel à l'intensité de la déformation (Chen & Bassett, 2005). Il existe des actimètres uniaxiaux, qui mesurent l'accélération selon un seul axe et des actimètres triaxiaux qui permettent une mesure selon les trois axes de l'espace. Nous distinguerons par la suite, les podomètres, qui renseignent un nombre de pas à partir de l'accélération, des accéléromètres qui enregistrent directement l'accélération brute selon un ou plusieurs axes.

3.2.4a. Les podomètres

Le principe du podomètre est simple, il mesure l'accélération verticale produite par le choc de notre talon avec le sol quand nous marchons. Ainsi, il permet d'obtenir le nombre d'événements, i.e. le nombre de pas effectués par un individu (Figure 15). Pour cela, les premiers podomètres utilisaient le principe du pendule à ressort vertical. Lors du contact du



Figure 15 : Exemple de plusieurs podomètres disponibles sur le marché. A) le Jowbone up [Jowbone, CA, USA], B) le Fitbit zip [Fitbit, CA, USA], C) Yamax Digiwalker [Yamasa Tokeiki Co, Tokyo, Japon], D) 3D Slimfit [Oregon Scientific, OR, USA].

pied avec le sol, l'accélération verticale induite provoque une force au niveau du pendule qui vient alors frapper un composant électronique qui va enregistrer un événement. Avec les avancées en matière de technologie, le système du pendule vertical à ressort a été remplacé par un accéléromètre uniaxial.

Le podomètre présente de nombreux avantages, car c'est un dispositif peu coûteux, facile à mettre en place et fonctionnant avec une batterie rechargeable. De ce fait, les podomètres sont devenus les principaux appareils portables utilisés pour qualifier le niveau d'AP dans de grandes cohortes en permettant une quantification de la marche plus précise qu'un questionnaire (Bassett et al., 2000; Cleland et al., 2013). En effet, les podomètres ont acquis une grande popularité dans les études portant sur l'AP dans le domaine de santé (Stovitz et al., 2005; Tudor-Locke, Bassett, et al., 2011; Tudor-Locke, Camhi, et al., 2011). La précision des podomètres dans l'estimation du nombre de pas a été testée en laboratoire lors de marche à différentes vitesses. Ils permettent une estimation précise du nombre de pas (Takacs et al., 2014), néanmoins, celle-ci varie en fonction du modèle utilisé, de la vitesse de marche et des caractéristiques du sujet (Bassett et al., 2000; Crouter et al., 2003; Le Masurier et al., 2004; Le Masurier & Tudor-Locke, 2003; Schneider et al., 2003). En effet, les résultats de plusieurs études montrent une sous-estimation du nombre de pas pour des vitesses de marche lentes inférieures à 3 km/h (différence comprise entre 50 et 90 %) (Bonomi & Westerterp, 2012) ou indépendamment de la vitesse de marche chez des sujets obèses (Swartz et al., 2003).

Le nombre de pas peut également être converti en une dépense énergétique à partir de paramètres personnels tels que la longueur moyenne d'un pas, le sexe, l'âge ou encore le poids. Tudor-Locke et al. (2005) ont utilisé des podomètres pour étudier la relation entre le nombre de pas par minutes et le $\dot{V}O_2$ mesurée par calorimétrie indirecte. À partir de leur donnée et d'une régression linéaire, ils ont développé deux équations (Équation 6 et 7) permettant d'estimer une DE en Met.

$$\text{Homme : DE (MET)} = -7,065 + (0,105 \times \text{pas/min}) \quad [6]$$

$$\text{Femme : DE (MET)} = -8,805 + (0,110 \times \text{pas/min}) \quad [7]$$

De manière générale, les résultats des études démontrent des coefficients de corrélation entre la DE estimée par un podomètre et celle mesurée avec la méthode de l'eau doublement marquée variables (i.e. allant de 0,17 à 0,89) (Colbert et al., 2011; Gardner & Poehlman, 1998; Hoyt et al., 2004; Leenders et al., 2001; Pomeroy et al., 2011; Tharion et al., 2004). Plusieurs études présentent une sous-estimation de $\pm 30\%$ la DE estimée avec un podomètre en comparaison à la calorimétrie indirecte, indépendamment de la vitesse de marche (Crouter et al., 2003; Schneider et al., 2003). Enfin, plusieurs auteurs observent une baisse de la précision de

l'estimation de la DE pour des marches lentes, en présence d'une pente ainsi que pour des courses (Le Masurier & Tudor-Locke, 2003; Leenders et al., 2001; Tharion et al., 2004).

Ainsi, bien que le nombre de pas donné par le podomètre représente un indice permettant de quantifier l'AP sur la base de recommandation (Tudor-Locke et al., 2005), son utilisation dans l'estimation de la distance ou de la DE reste limitée du fait d'erreurs de mesure du nombre de pas (Visovsky et al., 2013). En effet, de telles erreurs impactent l'estimation de la distance et encore plus la DE. Ces erreurs viennent du principe même du podomètre qui n'a pas été développé dans le but d'estimer une DE (Kumahara et al., 2009). En effet, afin d'estimer une DE, le podomètre va traduire chaque pas en une même valeur de dépense d'énergie indépendamment du contexte. Si cette démarche peut être valable sur terrain plat, la DE va être supérieure en présence d'une pente, d'une charge ou d'une activité des membres supérieurs qui ne vont pas être pris en compte par le podomètre, conduisant à une sous-estimation de la DE. Ainsi, afin de pallier aux limites des podomètres, de nombreux auteurs se sont intéressés à l'utilisation de l'accélération brute comme critère d'évaluation de l'AP.

3.2.4b. L'accélérométrie

Les accéléromètres ont été grandement développés ces deux dernières décennies quant à leur précision, à leur capacité d'enregistrer une grande quantité de données et à leur simplicité d'utilisation (Westerterp, 2009). Ainsi, leur utilisation s'est largement diffusée dans le domaine des études cliniques. L'accélérométrie permet de mesurer l'accélération en temps réel, dans un ou trois axes d'un segment ou d'un individu. La majorité des accéléromètres commercialisés fournissent des données d'accélération en « count » et plus rarement en m/s^2 ou en « g » (i.e. en multiple de la gravité ; $1 g = 9,81 m/s^2$). Le count est une unité arbitraire dépendante des caractéristiques propres à chaque accéléromètre. Lors d'une accélération, le voltage généré par l'élément piézoélectrique va dépasser un seuil (établi par le constructeur) et le nombre de counts correspond au seuil dépassé. Ainsi, le count utilise une mesure d'accélération mais n'indique pas l'accélération elle-même. De ce fait, les counts mesurés lors d'une même activité ne sont pas les mêmes pour deux accéléromètres de marques différentes (Spierer et al., 2011).

En partant du principe que l'accélération du corps est reliée à la force musculaire à l'origine du mouvement et à la masse, des études ont alors tenté d'estimer une DE sur la base des counts enregistrés par l'accéléromètre (Freedson et al., 1998 ; Crouter et al., 2006 ; Bonomi et al.,

2010). La DE est généralement estimée à partir d'une régression linéaire entre le count et la DE totale ou la DEAP mesurée par calorimétrie indirecte ou par la méthode de l'eau doublement marquée. La DE peut également être estimée sur la base d'équations obtenues à partir d'une régression multiple faisant intervenir d'autres indices tels que le poids, la taille ou encore l'âge. Le tableau 4 présente plusieurs exemples d'équations linéaires et multiples développées dans diverses populations afin d'estimer une DE totale ou une DEAP à partir des counts enregistrés par un accéléromètre. De nombreuses études ont porté sur la validation ces équations, aussi bien en laboratoire qu'en condition de vie quotidienne. Toutefois, ces études présentent des résultats disparates. La précision de l'estimation de la DE semble dépendre premièrement du type d'accéléromètre utilisé (i.e. uniaxial ou triaxial), et de l'activité étudiée. En effet, les résultats de plusieurs études démontrent une précision moindre de la DE prédite à partir d'un accéléromètre uniaxial. De manière générale, ces capteurs surestiment la DE de 16 à 48 % lors de la marche et de la course (Campbell et al., 2002; Welk et al., 2000) et la sous-estiment lors de la marche en pente (-21 à -8 %), d'une activité sur vélo (-68 à -53 %) et d'activités de la vie quotidienne (-45 à -35 %) (Jakicic et al., 1999; Leenders et al., 2001).

Tableau 4 : Exemple d'équations d'estimation de la DE totale ou DEAP, basées sur des données d'accélération en count.

Référence	Accéléromètre	Équation
<i>Enfant</i>		
Zhu et al., 2013	Actigraph	DET (kcal/min) = 0,00083 × Cpm + 0,073 × P - 2,01
Puyau et al., 2002	Actigraph	DEAP (kcal/kg/min) = 0,0183 + 0,00001 × Cpm
Mattocks et al., 2007	Actigraph	DET (kJ/kg/min) = - 0,933 + 0,00098 × Cpm + 0,091 × Age - 0,04 × S
<i>Adulte</i>		
Bonomi et al., 2010	Tracmor	DEAP (MJ/jour) = -1,89 + 0,004 × P + 1,8 × 10 ⁻⁶ × Cpd
Brooks et al., 2005	Actigraph	DET (Met) = 3,33 + 0,00037 × Cpm - 0,012 × IMC DET (kcal/min) = 0,000452 × Cpm + 0,051 × P - 0,774
Freedson et al., 1998	Actigraph	DET (Met) = 1,439 + 0,000795 × Cpm

$$DET \text{ (kcal/min)} = 0,00094 \times Cpm + 0,1346 \times P - 7,374$$

Yngve et al., 2003	Actigraph	DET (Met) = $0,751 + 0,0008198 \times Cpm$
Nichols et al., 2000	Actigraph	DET (ml O ₂ /kg/min) = $6,057359 + 0,002545 \times Cpm$
Hendelman et al., 2000	Actigraph	DET (Met) = $2,922 + 0,000409 \times Cpm$
Swartz et al., 2000	Actigraph	DET (Met) = $2,606 + 0,000684 \times Cpm$
Crouter & Bassett, 2008	Actical	Cpm < 50 DET (Met) = 1 Cpm > 50 et CV < 10
Crouter et al., 2006		DET (Met) = $2,3505 \times e^{0,0001353 \times Cpm}$ Cpm > 50 et CV = 0 ou > 10 DET (Met) = $2,3305 + 0,000135 \times Cpm - 1,20 \times 10^{-7} \times Cpm^2 + 3,38 \times 10^{-12} \times Cpm^3$
Crouter et al., 2006	Actigraph	Cpm < 10 DET (Met) = 1 Cpm > 10 et CV < 13 DET (Met) = $2,511 \times e^{0,000138 \times Cpm}$ Cpm > 10 et CV > 13 DET (Met) = $1,466 + 0,211 \times Cpm - 0,0595 \times Cpm^2 + 0,0157 \times Cpm^3$
Klippel & Heil, 2003	Actical	Cpm < 50 DET (Met) = 1 50 < Cpm < 350 DET (Met) = 1,83 350 < Cpm < 1200 DET (Met) = $1,935 + 0,003002 \times Cpm$ Cpm > 1200 DET (Met) = $2,768 + 0,0006397 \times Cpm$
Heil, 2006	Actical	50 < Cpm < 350 DET (kcal/min) = 0,0076 350 < Cpm < 1200 DET (kcal/min) = $0,0122 + 5,268 \times 10^{-5} \times Cpm$ Cpm > 1200 DET (kcal/min) = $0,0266 + 1,107 \times 10^{-3} \times Cpm$

Cpm, count par minute (count/min) ; Cpm, moyenne des counts par jour (Count/jour) ; P, Poids (kg) ; Âge (année) ; IMC, indice de masse corporelle (kg/m²) ; Sexe, 0 pour les hommes et 1 pour les femmes ; CV, coefficient de variation de l'accélération ; DET, dépense énergétique totale

En condition de vie quotidienne, les accéléromètres uniaxiaux estiment la DEAP avec une différence moyenne allant de -396,5 à -12 kcal/jour (Assah et al., 2009; Colbert et al., 2011) et entre -566 et 6 kcal/jour pour l'estimation de la DE totale en comparaison à la méthode de l'eau doublement marquée (Lof et al., 2002, 2003; Rafamantanantsoa et al., 2002; Rothney et al., 2010).

L'utilisation d'accéléromètre triaxial permet d'améliorer la précision de l'estimation de la DE en comparaison à un accéléromètre uniaxial (Plasqui et al., 2005; Plasqui & Westerterp, 2007). De manière générale, les études présentent des coefficients de corrélation élevés, que ce soit pour l'estimation de la DEAP (r moyen $\approx 0,55$) ou de la DE totale (r moyen $\approx 0,62$) (Villars, 2011). Les équations issues de régressions linéaires ou multiples sont couramment développées *post* manipulation, soit sur l'ensemble des données afin de chercher le modèle le plus adéquat, soit à partir d'une méthode de validation croisée (i.e. de l'anglais « Cross-validation »). La validation croisée consiste à utiliser une partie des données pour développer l'équation et l'autre partie pour la valider. Ainsi, lorsque l'équation est développée sur l'ensemble des données, les coefficients de corrélation sont plus élevés que ceux observés dans les études utilisant une méthode de validation croisée (Villars, 2011).

Bien que l'accélérométrie présente de nombreux avantages, les accéléromètres présentent tout de même des limites. À l'heure actuelle, seuls les accéléromètres de type résistifs et capacitifs (i.e., plus complexe) permettent d'informer de manière précise la position du sujet (i.e. allongée, assise ou debout). En ce qui concerne l'estimation de la DE, la relation entre les données de l'accéléromètre (i.e. le count) et la DE dépend principalement du type de capteur utilisé, rendant ainsi une équation exploitable seulement à partir du capteur utilisé pour la développer. De plus, de nombreux capteurs utilisent des équations qui sont la propriété d'un constructeur et qui ne sont donc pas décrites. Ensuite, l'utilisation de l'accélération brute requiert des compétences techniques particulières en matière de programmation et d'analyse du signal, car il n'existe pas toujours de protocole standard pour l'utilisation et la réduction du signal (e.g. pour la réduction du bruit dans le signal). Ainsi, seulement trois équations ont été développées à partir de données d'accélération en m/s^2 et publiées pour être utilisées librement (Tableau 5). Lorsqu'un seul capteur est utilisé (généralement placé au niveau de la hanche ou du bas du dos), l'estimation de la DE présente une imprécision lors d'activités impliquant des mouvements des membres supérieurs ou lors d'activité sur vélo. De plus, l'utilisation d'un

accéléromètre reste limitée dans l'évaluation de la DE lors de mouvements lents et de faibles amplitudes (Crouter et al., 2006; Lyden et al., 2011).

Tableau 5 : Équations publiées et libres d'estimation de la dépense énergétique liée à l'activité physique à partir de donnée d'accélération.

Référence	Activité	Équation	Population
Chen & Ming, 1997	48h - Condition de vie quotidienne en CC	AEE (kJ/min) = [(5,78 × P + 11,95 × t + 6,89 × Âge - 2.001) / 1.000] × H + [(5,96 × P + 349,5)/1.000] × V	n = 125 (53H-72F) Âge (19 - 62 ans) IMC (17 - 53 kg/m ²)
	Marche, montée/descente de marches	AEE (kJ/min) = [(12,81 × P + 843,22)/1000] × H ^{P1} + [(38,9 × P - 682,44 × Sexe + 692,5)/1000] × V ^{P2}	
Bouten et al., 1994	Sédentaire, Assis ave port de charge Assis/Debout sur 10s, Marche	AEE (W/kg) = 0.104 + 0.023 x IAA _{TOT}	n = 11 (H) Âge (21 - 27 ans) \overline{IMC} = 20,5 kg/m ²

$$H = \sqrt{ax^2 + ay^2}; V = az$$

$$P1 = (2,66 \times P + 146,72)/1.000; P2 = (-3.85 \times P + 968,28)/1.000$$

CC, chambre calorimétrique ; P, Poids (kg) ; t, Taille (cm) ; Âge (année) ; IMC, indice de masse corporelle (kg/m²) ; Sexe, 1 pour les hommes et 2 pour les femmes ; IAA_{TOT}, Somme des intégrales des valeurs absolues d'accélération.

Comme décrit précédemment, plusieurs études présentent des biais importants dans l'estimation de la DE totale ou de la DEAP dans des conditions de vie quotidienne. Cette variation importante de la précision de la DE estimée semble être liée à la méthodologie utilisée pour développer les équations. En effet, nous pouvons constater que de nombreuses équations ont été développées à partir de données d'accélération issues seulement d'activités de marche, de course et de quelques activités sédentaires (Bouten et al., 1994; Hendelman et al., 2000; Welk et al., 2000), ce qui ne permet pas d'estimer une DE pour l'ensemble des activités de la vie courante.

Bonomi et al. (2009) ont proposé une nouvelle approche qui consiste à détecter le type, la durée et l'intensité de l'activité avant d'estimer une DE. Pour commencer, le type d'AP est identifié à partir du signal d'accélération en utilisant un algorithme de classification. Pour cela, le signal est découpé en fenêtres (de 1 à quelques secondes) pour en extraire différentes variables qui seront utilisées par l'algorithme de classification pour identifier l'activité réalisée. Différentes caractéristiques du signal d'accélération (e.g. la variance, la moyenne, la fréquence

dominante ou encore l'intégrale) peuvent être utilisées en fonction du nombre d'accéléromètres placés sur le sujet et des activités à identifier. Il existe de nombreux types d'algorithmes utilisés pour l'identification des AP qui se différencient par leur difficulté d'utilisation. Cette dernière varie suivant que ce soit un algorithme simple basé sur des seuils (e.g. méthode des seuils ou arbre de décision) ou un algorithme plus complexe qui demande un apprentissage préalable de celui-ci (e.g. réseau de neurones artificiels). Cet apprentissage a pour but d'associer plusieurs caractéristiques du signal à une activité spécifique pour qu'il puisse ensuite la distinguer (Longstaff et al., 2010; Preece et al., 2009). Enfin, une fois le type d'AP identifié, la DE totale pourra être estimée à partir d'une équation adaptée (i.e. propre à l'activité) ou en utilisant la méthode factorielle décrite dans la section 3.1 ; p 41.

Malgré que peu d'études aient utilisé l'identification préalable des AP pour estimer une DE, cette nouvelle approche semble prometteuse. En effet, pour ce qui est de l'étape d'identification de l'activité, les résultats montrent que l'exploitation des données fournies par un ou plusieurs accéléromètres, au travers d'un algorithme de classification, permet de détecter précisément l'activité réalisée dans plus de 90 % des cas parmi un panel de plusieurs activités (i.e. principalement des activités de locomotion, des activités sédentaires ou de la vie quotidienne (Bao & Intille, 2004; Bonomi et al., 2009; Casale et al., 2011; Ermes et al., 2008; Zhang & Sawchuk, 2013). Ainsi, l'utilisation combinée de l'identification de l'activité et d'équations adaptées permet de réduire les imprécisions dans l'estimation de la DEAP qui sont dues à l'utilisation d'une seule équation (Albinali et al., 2010; Anastasopoulou et al., 2014; Staudenmayer et al., 2009). Actuellement, le Move2 (Movisens GmbH, Karlsruhe, Allemagne) est le seul capteur commercialisé couplant les données d'un accéléromètre et d'un baromètre avec un algorithme de classification pour estimer une DE totale ou une DEAP. Le Move2 permet de distinguer cinq classes d'activités : repos, vélo, montée d'escaliers, marche/course et autres. Ensuite, la DE est estimée à partir de l'accélération, de paramètres personnels et de plusieurs coefficients déterminés en fonction de la classe d'AP identifiée. Dans l'étude d'Anastasopoulou et al. (2014), le Move2 est comparé au GT3-x dans l'estimation de la DEAP lors d'activités sédentaires et de locomotion (i.e. assis, debout, marche, course, marche avec obstacles, montée et descente escaliers). Le GT3-x est également un accéléromètre triaxial mais il utilise une équation linéaire pour estimer la DEAP à partir de donnée d'accélération en count (Tableau 4 ; p 55). Les résultats montrent que le Move2 estime la DEAP avec une plus grande précision en comparaison au GT3-x, notamment lors des activités de montée/descente d'escaliers.

3.2.5. L'Actiheart

L'Actiheart® (AH ; Cambridge Neurotechnology Ltd, Cambridge, Royaume-Uni) combine un cardiofréquencemètre et un accéléromètre uniaxial dans un dispositif placé au niveau du torse grâce à deux électrodes ECG standards ou à l'aide d'une ceinture élastique (Figure 16).

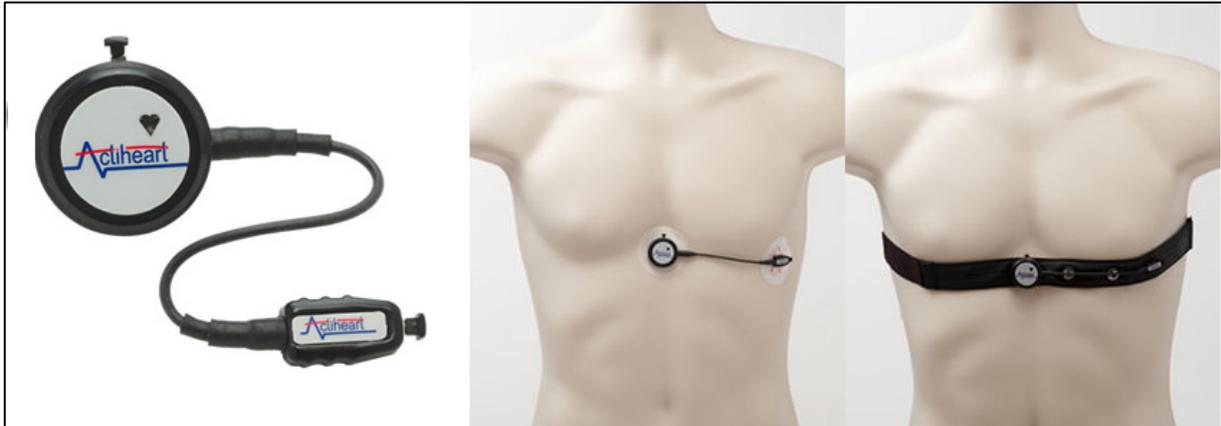


Figure 16 : Dispositif Actiheart, et son emplacement avec deux électrodes ECG ou intégré à une ceinture.

Plus précisément, l'AH peut être placé au niveau de la xiphoïde (sous le *pectoralis major*) ou au milieu du sternum sans perte de précision (Brage et al., 2006). En effet, les résultats de cette étude démontrent qu'il n'y a pas de différence de valeur de FC et d'accélération enregistrés en fonction des deux emplacements. C'est un appareil léger (<10 grammes) et portable, ce qui lui permet d'être utilisé en laboratoire lors de nombreuses activités ou en condition de vie quotidienne. Sa mémoire interne lui permet d'enregistrer des données sur une période de 11 à 21 jours en fonction du paramétrage choisi. Ensuite, les données peuvent être transférées à un PC, via un câble USB, pour être analysées avec un logiciel développé par le constructeur. Le logiciel indique les variations de la FC, de l'intensité d'exercice (Met) et de la DE (kcal) en fonction du temps.

Les premiers travaux sur le couplage d'un cardiofréquencemètre et d'un accéléromètre sont ceux de Haskell et al. (1993). Les résultats de cette étude ont permis de démontrer l'amélioration de la précision de l'estimation de la DE lorsque les données d'accélération étaient couplées aux données de FC afin de pallier leurs lacunes respectives sur certaines plages d'intensité d'exercice. Brièvement, la FC et les données issues de l'accéléromètre sont utilisées de manière indépendante pour calculer la DEAP puis l'une ou l'autre des deux méthodes est favorisée en fonction de l'intensité du mouvement. La FC utilise la méthode du FLEX-FC (i.e. point

d'inflexion, Section 3.2.1 ; p 46) pour estimer la DEAP. Cette approche est favorisée pour des activités d'intensités élevées et pour les activités impliquant les membres supérieurs. En revanche, l'actimétrie est plus fiable que la FC lors des AP_{lég.} Pour permettre cette discrimination, Brage et al. (2005) ont développé un arbre de décision pouvant induire trois cas de figure possibles différents. Soit la FC est favorisée (lors d'une activité intense), soit l'actimétrie est favorisée (lors d'activité sédentaire ou d'intensité légère), soit les deux valeurs sont utilisées à parts égales. L'approche utilisée est choisie en fonction d'un modèle intégrant les valeurs des deux méthodes (Brage et al., 2005).

L'estimation de la DEAP à partir de l'AH a fait l'objet de nombreuses études de validation en laboratoire chez l'adulte (Bareira et al., 2009; Brage et al., 2005; Crouter et al., 2008; Spierer et al., 2011; Thompson et al., 2006) et chez l'enfant et l'adolescent (Corder et al., 2005; Zakeri et al., 2008). L'estimation de la DEAP issue de l'AH a été comparée à une valeur mesurée par calorimétrie indirecte lors de diverses activités (e.g. la marche, la course, différentes activités sédentaires, ménagères et sportives). Les résultats des études conduites chez l'adulte démontrent une estimation précise de la DEAP avec des coefficients de corrélation supérieurs à 0,72 et une différence moyenne comprise entre -0,01 à 3,73 kcal/kg/h en comparaison à la valeur de référence. Toutefois, l'AH semble limité dans l'estimation de la DE totale lors d'AP_{lég} avec une sous-estimation de -25 % (Calabro et al., 2014). Chez l'adolescent, l'étude de Corder et al. (2005) présente une bonne corrélation ($r^2 = 0,86$) entre la valeur de DEAP estimée et celle de référence. De plus, l'AH présentait de meilleurs résultats que d'autres actimètres testés (i.e. le MTI (Actigraph, FL, USA) et l'Actical (Phillips Respironics, OR, USA)).

Néanmoins, malgré la bonne précision de l'AH pour estimer une DEAP lors d'activités standardisées, peu d'études ont validé son utilisation dans des conditions de vie quotidienne. Une première étude menée par Assah et al. (2011) s'est intéressée à valider son utilisation dans une population d'adultes, en condition de vie quotidienne, en comparaison à la méthode de l'eau doublement marquée. Les résultats montrent une corrélation de 0,40 ($p = 0,02$) entre la DEAP estimée par l'AH et celle de référence. D'autres études ont été conduites pour valider l'utilisation de l'AH en condition de vie quotidienne et la majorité présent une bonne validité de l'estimation de la DE totale ou de la DEAP en comparaison à l'eau doublement marquée (Lof et al., 2013; Rousset et al., 2015; Silva et al., 2015; Villars et al., 2012). En revanche, l'étude menée par Farooqi et al. (2013) présente une sous-estimation significative de la DE totale et de la DEAP chez des femmes atteintes de broncho-pneumopathie chronique obstructive. Enfin, d'autres études ont validé son utilisation dans une population d'enfants lors

de la vie quotidienne (Hnatiuk et al., 2014) ainsi que dans diverses populations pathologiques (Ahmed et al., 2017; Nightingale et al., 2015).

3.2.6. Le SenseWear Armband

Le SenseWear Armband® (SWA ; BodyMedia, PN, USA) combine plusieurs capteurs permettant de mesurer la température corporelle, les flux de chaleur, la réponse galvanique de la peau et l'accélération (accéléromètre bi-axial piézo-résistif), le tout inclus dans un dispositif porté au niveau du bras (à mi-distance entre l'olécrane et l'acromion) (Figure 17).



Figure 17 : *Le SenseWear Armband® et son placement au niveau du bras du sujet*

Le SWA est un outil facile d'utilisation et compatible avec tout type d'activité qu'elles soient sédentaires, ponctuelles (tâches ménagères, professionnelles, exercices physiques) ou sur des périodes de vie quotidienne. À partir des capteurs qui le composent, individuellement ou couplés, le SWA permet de mesurer ou d'estimer une vingtaine de paramètres différents (Fruin & Rankin, 2004). Puis à partir d'algorithmes développés par le fabricant et basés sur différentes caractéristiques du sujet, le SWA estime la DE totale (exprimée en kcal/min), le temps passé à chaque niveau d'intensité d'activité et le nombre de pas.

En ce qui concerne la DE, le SWA a une capacité de mémoire allant de quelques heures à plusieurs jours selon la fréquence d'échantillonnage utilisée. Toutefois, les résultats issus de la littérature préconisent une utilisation sur des périodes relativement longues pour une estimation précise de la DE totale. En effet, les études estimant la DE totale sur des périodes inférieures à 30 min présentent une précision moyenne voir faible pour certaines activités (Bertoli et al., 2008; Jakicic et al., 2004; King et al., 2004; Papazoglou et al., 2006). À l'inverse, plus la période de mesure est importante et meilleure est l'estimation de la DE totale (Cereda et al., 2007; King et al., 2004; St-Onge et al., 2007).

De nombreuses études ont étudié la validité du SWA (toute version confondue) dans l'estimation de la DE totale ou DEAP dans des populations variées, que ce soit lors d'activités standardisées en laboratoire ou en condition de vie quotidienne. Néanmoins, malgré quelques similitudes dans les résultats, les conclusions sont divergentes.

Chez l'enfant et l'adolescent, le SWA semble être valide pour estimer une DE totale lors d'activités sédentaires ou de loisir et de marche, effectuées en laboratoire en comparaison à la calorimétrie indirecte (Calabro et al., 2009; Lee et al., 2016) ou en condition de vie quotidienne en comparaison à l'eau doublement marquée (Catharina et al., 2010). Toutefois, plusieurs études reportent des biais relativement importants, allant de 7 à 21 % (Arvidsson et al., 2007; Dorminy et al., 2008; Lee et al., 2016; Lopez et al., 2017).

Chez l'adulte, le SWA a été testé lors d'une multitude d'activités reproduisant des conditions de vie quotidienne (i.e. activité sédentaire, ménagère, de loisirs, sportive...), à plusieurs intensités d'exercice et dans plusieurs conditions de température extérieure. Une majorité d'études montre des différences significatives entre les valeurs de DE totale ou de DEAP estimées par le SWA et celle mesurées par calorimétrie indirecte, avec une sous-estimation ou une surestimation dépendant du type d'activité et de l'intensité (Benito et al., 2012; Bhammar et al., 2016; Brazeau et al., 2016; Lopez et al., 2017; Reece et al., 2015; Santos-Lozano et al., 2017). En effet, le SWA ne semble pas présenter une précision comparable pour toutes les activités. Alors que la DE lors de la marche semble être précisément estimée, la précision de l'estimation reste faible pour des activités sur vélo, de montée/descente d'escaliers, de marche en pente et pour des exercices impliquant des mouvements des membres supérieurs (Jakicic et al., 2004). L'intensité de l'exercice semble être un autre facteur impactant la précision de l'estimation de la DE. En effet, le SWA semble être valide pour des AP_{lég} (Calabro et al., 2014; van Hoye et al., 2014), mais limité pour estimer la DE lors d'activités intenses (Drenowatz & Eisenmann, 2011). En effet, plusieurs études ont observé une baisse de la précision de l'estimation de la DE issue SWA avec l'augmentation de l'intensité d'exercice (Lopez et al., 2017; Santos-Lozano et al., 2017; van Hoye et al., 2014). Enfin, la précision du SWA semble être altérée dans des conditions de température ambiante chaude (i.e. au-dessus de 30 °C) (Van Hoye et al., 2015). Toutefois, d'autres études démontrent une bonne validité de l'estimation de la DE totale ou de la DEAP dans des populations d'adultes, que ce soit en laboratoire (Reece et al., 2015; Vernillo et al., 2015) ou en condition de vie quotidienne (Brazeau et al., 2016; Johannsen et al., 2010).

Chez la personne âgée (en bonne santé), trois études, réalisées dans des conditions de vie

quotidienne, aboutissent à des résultats similaires. L'estimation de la DE totale issue du SWA n'est pas significativement différente de celle mesurée avec la méthode de l'eau doublement marquée alors que la DEAP est sous-estimée avec des biais compris entre 18 et 27 % en fonction du modèle (SWA Pro3 ou SWA Mini) et de la version utilisée (SWA Pro3 v.5.1 ou v.6.1) (Calabro et al., 2015; Colbert et al., 2011; Mackey et al., 2011).

Enfin, plusieurs études ont porté sur la validation du SWA pour estimer une DE dans des populations présentant une pathologie, avec des résultats variables en fonction de la population étudiée. L'estimation de la DE par le SWA a été validée pour des activités standardisées ou en condition de vie quotidienne chez des sujets présentant une mucoviscidose (Cox et al., 2014), une broncho-pneumopathie chronique obstructive (Farooqi et al., 2013), un cancer (Cereda et al., 2007) ou de l'arthrite rhumatoïde (Tierney et al., 2013). En revanche, l'estimation de la DE semble imprécise chez des patients présentant de l'arthrose de hanche (Hermann et al., 2014) ainsi que chez des femmes enceintes ou allaitantes (Slinde et al., 2013; Smith et al., 2012). Ces variations peuvent être le résultat de protocoles différents pour les études standardisées ou d'un pattern d'AP différent en fonction de la population pour les études réalisées lors de journées quotidiennes. De plus, comme nous avons pu le voir précédemment (Partie 1 ; p 8-23), certaines conditions pathologiques (aigues ou chroniques) ou non (i.e. femme enceinte) peuvent altérer la DE et ainsi influencer la précision de l'estimation.

Plusieurs études ont également comparé le SWA à d'autres capteurs utilisant une technologie différente (i.e. podomètre, actimètre et l'Actiheart). Dans des conditions standardisées (activités de locomotion, sédentaires, ménagères et de loisir), plusieurs études montrent que le SWA estime plus précisément la DE en comparaison aux accéléromètres uni-axiaux (Actical, CSA et ActiPal) ou triaxiaux (GT3-x, TricTrac R3D, RT3) (Brazeau et al., 2016; Calabro et al., 2014; King et al., 2004; Santos-Lozano et al., 2017). Néanmoins, comme énoncé précédemment, le SWA semble moins précis lors d'activité intense. En effet, dans le cas de marche rapide (au-dessus de 6,4 km/h), le Trictrac R3D utilisé dans l'étude de King et al. (2004) semble plus performant dans l'estimation de la DE totale que le SWA. En comparaison à l'Actiheart, le SWA estime la DE totale et la DEAP plus précisément, que ce soit en laboratoire ou en condition de vie quotidienne (Calabro et al., 2014; Farooqi et al., 2013). Enfin, dans une population de sujets âgés, les résultats de l'étude de Colbert et al., (2011) démontrent que, malgré une technologie plus aboutie le SWA n'est que légèrement plus précis pour estimer une DE qu'un podomètre (NL-2000; New-Lifestyles Inc., MO, USA) et moins qu'un accéléromètre uniaxial (GT1M, Actigraph, FL, USA). Les auteurs concluent alors que le podomètre, moins coûteux et plus

facile d'utilisation, semble être un meilleur choix dans cette tranche de la population si l'objectif est de quantifier le pattern d'AP.

3.2.7. La centrale inertielle

Une centrale inertielle est un capteur regroupant un accéléromètre et un gyroscope, tous deux intégrant trois axes de mesure. Comme vu précédemment, l'accéléromètre permet d'enregistrer les accélérations selon un ou plusieurs axes. Le gyroscope est un capteur fournissant des informations sur la position angulaire. Cependant, le gyroscope souffre d'une dérive de ses signaux dans le temps. Afin de corriger cette dérive gyroscopique, le gyroscope a été remplacé par un gyromètre triaxial (mesure la vitesse angulaire) et un magnétomètre triaxial a été ajouté à la centrale inertielle, car les données de champ magnétique ne dérivent pas avec le temps (Luinge & Veltink, 2005). Sur la base de ces trois capteurs, la centrale inertielle permet de connaître la position exacte en trois dimensions du système auquel elle est intégrée. À l'origine, cette technologie était utilisée dans le domaine maritime, aérien et spatial. Aujourd'hui, on retrouve une centrale inertielle dans la majorité des smartphones, car ses données sont utilisées dans de nombreuses applications (basculement de l'affiche automatique, boussole, niveau...).

La première étude à avoir utilisé une centrale inertielle pour caractériser le mouvement humain date des années 50 avec les travaux de Sounders et al. (1953). Les recherches se sont considérablement développées depuis les années 2000 avec l'émergence des nouvelles technologies. En effet, de plus en plus de centrales inertielles sont disponibles, soit dans les smartphones, soit sous forme de boîtiers, petits et légers et certains avec un firmware libre permettant de le programmer pour différentes applications telles que l'étude ou le suivi de mouvement ainsi que l'identification des activités réalisées par le sujet (Boonstra et al., 2006; Jasiewicz et al., 2006; Luinge & Veltink, 2005; Roetenberg, Baten, et al., 2007; Roetenberg et al., 2005; Roetenberg, Slycke, et al., 2007; Sabatini, 2005; Sabatini et al., 2005). La centrale inertielle a été de nombreuses fois couplée à un algorithme d'identification de l'AP mais l'objectif de ces études étaient de comparer ces algorithmes de classification (Fahriddin et al., 2011; Yüsek & Barshan, 2011; Zhang & Sawchuk, 2013). Ainsi, l'utilisation d'une centrale inertielle permet d'identifier correctement l'activité dans plus de 95 % des cas, parmi un panel d'activité comprenant la marche, la course, différentes postures, des activités sédentaires, ménagères, de loisirs ou sportive).

Synthèse : Les méthodes de référence permettent de mesurer ou d'estimer précisément les différentes composantes de la DE totale. Toutefois, ces méthodes présentent des limites en termes de coût financier et humain ce qui restreint leur utilisation au cadre de la recherche sur de petite population de sujet. Dans le but d'aller au-delà de ces restrictions, différentes méthodes ont été développées afin d'estimer la DE sur la base de données physiologiques, mécaniques ou combinées. Chaque méthode et outil présentent des avantages et des inconvénients et leur utilisation va dépendre principalement de l'activité observée. Parmi les méthodes présentées, l'estimation de la DE à partir d'un actimètre s'est démocratisée depuis quelques années dans le milieu hospitalier tout comme en laboratoire. L'actimétrie permet de mesurer objectivement un mouvement pour ensuite estimer une DE associée à partir d'une équation. Enfin, de nombreuses études cherchent à proposer de nouvelles méthodes en couplant différents outils de mesure afin d'améliorer la précision de l'estimation de la DE.

La dépense énergétique chez la personne diabétique de type 2

Comme nous avons pu le voir précédemment, la dépense énergétique est composée de la dépense énergétique basale, la thermogenèse postprandiale et la dépense énergétique liée à l'AP. Nous avons également pu voir l'ensemble des outils et méthodes permettant de mesurer précisément ou d'estimer de manière indirecte les variations des différentes composantes de la DE journalière. Décrites en amont, ces méthodes d'estimation sont généralement développées et testées à partir de population d'adultes en bonne santé. Cependant, le diabète de type 2 est une maladie métabolique pouvant altérer la DE quotidienne. Il pourrait alors être nécessaire d'adapter les méthodes d'estimation de la DE dans cette population.

Peu d'études se sont intéressées aux différences de DE totale entre des patients DT2 et des sujets en bonne santé du même âge. Les études conduites par Fontevieille et al. (1992) et Bitz et al. (2004) ont mesuré la DE totale sur 24h dans une chambre calorimétrique, après 3 jours de régime alimentaire équilibré afin de réduire les variations de la DE induite par une modification du poids. Les résultats montrent une DE totale similaire dans les deux groupes. Néanmoins, après avoir intégré l'âge, le sexe, la masse musculaire et la masse adipeuse à l'analyse statistique, les patients DT2 présentaient une DE totale supérieure par rapport aux sujets du groupe non-diabétique. En effet, malgré un niveau d'activité similaire voir légèrement plus faible, les patients DT2 avaient une DE totale supérieure de 6,5 % en moyenne. Cependant, deux études récentes (Fagour et al., 2013; Ucok et al., 2015) rapportent une DE totale significativement plus faible chez les patients DT2 comparés à des sujets non-diabétiques. Dans ces deux études, la DE totale a été estimée à partir du SWA Pro3 en condition de vie quotidienne sur une période d'une semaine. Dans l'étude de Fagour et al. (2013), les auteurs ont observé une DE totale moyenne de 2684 kcal/jour dans le groupe DT2 contre 2997 kcal/jour pour le groupe sain. Dans la seconde étude, des résultats similaires ont été trouvés avec une DE totale de 2692 et 2204 kcal/jour contre 2968 et 2378 kcal/jour, respectivement chez les hommes et femmes du groupe DT2 et sain (Ucok et al., 2015).

Les études conduites par Fontevieille et al. (1992) et Bitz et al. (2004) mesurent la DE totale par calorimétrie directe. Malgré que cette méthode soit une référence dans la mesure de la DE totale, elle ne reflète pas complètement des conditions de vie quotidienne du fait de la taille restreinte de la pièce qui limite les activités possibles. Ensuite, les deux études conduites dans la vie quotidienne présentent des populations (groupe DT2 vs. Contrôle) avec des IMC ou des FM différentes. En effet, les sujets du groupe DT2 présentent un IMC moyen supérieur à celui des sujets du groupe contrôle (respectivement 30,2 et 27,5 kg/m²) ainsi qu'une FM supérieure.

Or, plusieurs études ont présenté une forte corrélation entre un IMC ou une FM élevés et un niveau d'AP faible pouvant donc induire DE totale inférieure (Jakicic et al., 2010; Nelson et al., 2002; Plotnikoff et al., 2006).

Afin de mieux estimer la DE totale chez des patients DT2, nous allons présenter les effets du diabète sur les différentes composantes de la DE totale. Nous nous focaliserons en particulier sur la DE basale et la DEAP ainsi que sur les méthodes d'estimation déjà testées chez des sujets DT2.

1. Métabolisme basal

1.1. Influence du diabète sur le métabolisme basal

L'effet du diabète sur la DE basale a fait l'objet de nombreuses études mais les résultats observés semblent contradictoires. Plusieurs études ne rapportent pas de différence de DE basale en comparaison à un groupe contrôle non-diabétique (Bitz et al., 2004; Fontvieille et al., 1992; Ryan et al., 2006; Ucock et al., 2015). Cependant, cette première conclusion pourrait être expliquée par l'hétérogénéité des populations comparées dans les différentes études. En effet, comme nous avons pu le voir précédemment, la FFM explique 60 à 85 % des variations inter-individuelles de la DE basale chez un adulte en bonne santé (Cunningham, 1991). Néanmoins, même après ajustement de la FFM, les résultats restent inchangés. Enfin, d'autres études présentent, après ajustement de l'âge, du sexe et de la FFM, que les patients présentant un diabète mal équilibré ont une DE basale supérieure de 7,7 % en moyenne par rapport aux sujets du groupe contrôle (Alawad et al., 2013; Bitz et al., 2004; Buscemi et al., 2014; Franssila-Kallunki & Groop, 1992; Gougeon et al., 2002; Huang et al., 2004; Merghani et al., 2013).

Plusieurs mécanismes physiologiques peuvent être à l'origine des différences de DE basale observées entre les patients DT2 et les sujets non-diabétiques. Le diabète semble être à l'origine de dérèglements métaboliques notamment au niveau de la balance protéinique (Gougeon et al., 1994; Nair et al., 1983). Plusieurs études ont observé une hausse du catabolisme des protéines chez les sujets DT2 pouvant aller de 21 à 39 %, ce qui a pour effet d'augmenter la DE basale. Parallèlement, la DE basale augmente également du fait de l'élévation de la synthèse protéique (entre 16 et 25 %) qui permet de conserver une balance protéinique relativement stable

(Gougeon et al., 1994; Nair et al., 1983). Ensuite, l'élévation du catabolisme des protéines va provoquer une hausse de la production d'urée, nécessaire à l'élimination du surplus de déchets azotés (issus de la dégradation des protéines) qui va induire également une DE supplémentaire (Charlton & Nair, 1998). Enfin, la quantité d'acide gras libre (AGL) intra/extra-cellulaire provenant du catabolisme des protéines va augmenter, provoquant différentes réactions biologiques. Celle-ci va d'abord induire une augmentation de l'oxydation des AGL entraînant une baisse de l'oxydation des glucides par effet de compétition des substrats énergétiques, phénomène précédemment décrit par Randle et al. (1963). L'oxydation accrue des AGL conduit à un appauvrissement des stocks de NAD⁶ et à une accumulation d'Acétyl Coenzyme A dans la cellule. Ces deux facteurs vont inhiber la déshydrogénase du pyruvate en faveur de la carboxylase de celui-ci, induisant ainsi une augmentation de la gluconéogenèse (i.e. procédé coûteux en énergie permettant de transformer le glucose en AGL) (Groop et al., 1989). Cette augmentation de la gluconéogenèse va être amplifiée par l'hyperglucagonémie et la dégradation de l'effet inhibiteur de l'insuline (Golay et al., 1987). D'après l'étude de Weyer et al. (1999), la hausse de la gluconéogenèse expliquerait environ 50 % des gains de la DE basale. Enfin, la baisse de l'oxydation des glucides, la gluconéogenèse accrue et l'augmentation de la production hépatique de glucose (induite notamment par le taux élevé d'AGL, l'hyperglucagonémie et la baisse du rôle inhibiteur de l'insuline) vont accentuer l'hyperglycémie chronique. Or, plusieurs auteurs ont proposé la glycémie à jeun comme facteur physiologique expliquant les variations de la DE basale chez des sujets DT2 (Alawad et al., 2013; Buscemi et al., 2014; Franssila-Kallunki & Groop, 1992; Gougeon et al., 2002). Les résultats de ces études montrent une augmentation de 3 à 8 % de la DE basale chez des patients DT2 hyperglycémiques (i.e. ayant une glycémie à jeun supérieure à 10 mmol/l ou une HbA1c \geq 8 %). Toutefois, après une thérapie à l'insuline permettant de diminuer la glycémie à jeun (i.e. glycémie < 5,9 mmol/l) et donc d'améliorer le contrôle glycémique, les résultats démontrent une diminution de la DE basale de 5 %, permettant d'arriver à une valeur de DE basale similaire à celle d'un sujet non-diabétique (Gougeon et al., 2002; Makimattila et al., 1999; Weyer et al., 1999). Les conclusions de ces études démontrent le rôle protecteur de la glycosurie (i.e. la perte de glucose dans les urines) chez ces patients DT2 mal contrôlés. En effet, cette glycosurie est nulle dans des conditions de glycémie normale. En cas de glycémie supérieure à 10 mmol/l, les reins ne sont plus capables de réabsorber la totalité du glucose contenu dans l'urine primaire. Ainsi, Ferrannini (2010) précise que lors d'une hyperglycémie, l'augmentation de la glycosurie, pouvant aller de 30 à

⁶ i.e. Nicotinamide Adénine Dinucléotide

80 g de glucose éliminé par jour, correspond à une dépense énergétique d'environ 120 à 320 kcal/jour. Finalement, une dernière hypothèse expliquant l'augmentation de la DE basale chez les sujets DT2 serait une activité accrue du système nerveux sympathique, en lien avec une phase d'hyperinsulémie. Ainsi, Huggett et al. (2003) et Scherrer & Sartori (1997) ont montré une hyperactivité du système nerveux sympathique chez des patients DT2 en comparaison aux sujets d'un groupe contrôle (appariés en termes d'âge, d'IMC, de poids, de FC_{repos} et de tension artérielle) entraînant une augmentation de la consommation d'énergie au repos.

Comme nous avons pu le voir précédemment, plusieurs hypothèses semblent aller dans le sens d'une DE basale supérieure chez les sujets DT2, notamment en cas de diabète mal contrôlé. Ainsi, les modifications du métabolisme protéique, la glycémie à jeun, la glycosurie ou encore l'hyperactivité du système nerveux sympathique sont autant de facteurs pouvant être à l'origine de variations du métabolisme basal chez les sujets DT2.

1.2. Estimation de la dépense énergétique basale chez des sujets diabétiques

Comme nous avons pu le voir dans la partie 2, la mesure de la DE basale peut être précisément réalisée à partir de la calorimétrie directe ou indirecte. Concernant l'estimation de la DE basale, quelques études ont évalué chez des patients DT2 la précision des équations développées pour la population générale (Tableau 6).

Tableau 6 : Références et résultats des études comparant la DEB estimée à partir d'une équation avec la valeur mesurée par calorimétrie directe ou indirecte.

Références	Population testée	Équations	Résultats
Miyake et al., 2011	n = 13 Japonais, DT2	Harris-Benedict	DM = - 19 kcal/jour
		Ganpule	DM = - 110 kcal/jour ‡
		Schofield	DM = + 55 kcal/jour
		Owen	DM = - 62 kcal/jour
		Mifflin-St Jeor	DM = - 126 kcal/jour ‡
Huang et al., 2004	n = 142 Obèse, DT2	Huang	R ² = 0,75
		Harris-Benedict	DM = -3,1 to 3,3% †
Merghani et al., 2013	n = 40 Obèse, DT2	Mifflin-St Jeor	DM = 4,5 %
		Harris-Benedict	DM = 11% ‡

	FAO/WHO/UNU	DM = 14 % ‡
de Figueiredo	Harris-Benedict	DM = 42,3 kcal/jour ; 5,9 %
Ferreira et al., 2014	Mifflin-St Jeor	DM = -69,6 kcal/jour ; -2,6 %
n = 28	Huang	DM = 115 kcal/jour ; 11,3 % †
Brésilienne, sédentaire et	Owen	DM = -53,5 kcal/jour ; -0,5 %
DT2	Gougeon	DM = 74 kcal/jour ; 2,8 %
	FAO/WHO/UNU	DM = 99,8 kcal/jour ; 10,6 % †
	Rodrigues	DM = -17,6 kcal/jour ; -1,5 %
Ikeda et al., 2013	Ikeda	RMSE = 103 kcal/jour ; DM = 4,8 %*
n = 60	Harris-Benedict	RMSE = 184 kcal/jour ; DM = 9,8 %*
Japonais, normo-pondéré	Ganpule	RMSE = 140 kcal/jour ; DM = 4,5 %*
et surpoids, DT1 (n=6),	Liu	RMSE = 205 kcal/jour ; DM = 11,1 %*
DT2 (n=54)	Oxford	RMSE = 209 kcal/jour ; DM = 12,3 %*
Gougeon et al., 2002	Harris-Benedict	DM H = 11,6 % † ; DM F = 4,8 % †
n = 39	Owen	DM H = 2,3 % ; DM F = -5,3 % †
Obèse, DT2 (n=7) et non	Mifflin-St Jeor	DM H = 1,8 % ; DM F = 0,7 %
diabétique (n=32)	Bernstein	DM H = -11,6 % † ; DM F = -13,9 % †
	Gougeon	DM H = -0,5 % ; DM F = 1,6 %
	FAO/WHO/UNU	DM H = 8,7 % ; DM F = 5,9 % †
Martin et al., 2004	Martin	RMSE = 136,0 kcal/jour*
n = 166	Harris-Benedict	RMSE = 160,1 kcal/jour*
Normo-pondéré et obèse,	Mifflin-St Jeor	RMSE = 160,3 kcal/jour*
type caucasien et africain,	Owen	RMSE = 163,2 kcal/jour*
non diabétique (n=97),	FAO/WHO/UNU	RMSE = 168, kcal/jour*
insulino-résistant (n=22),	Harrington	RMSE = 177,0 kcal/jour*
DT2 (n = 47)	Cunningham	RMSE = 163,2 kcal/jour*
	Ferraro-Ravussin	RMSE = 155,0 kcal/jour*
	Weigle	RMSE = 163,2 kcal/jour*

DT1 : diabète de type 1 ; DT2 : diabète de type 2 ; DM : différence moyenne (absolue exprimée en kcal/jour et relatif en %) ; RMSE : de l'anglais « root mean squared error » (kcal/jour) ; H : Homme ; F : Femme.

Équations détaillées dans le Tableau 1 ; p 32-35

*Seuil de significativité : †, p<0,05 ; ‡, p<0,001 ; *, non spécifié.*

L'équation de Harris & Bénédic est la plus fréquemment utilisée pour estimer la DE basale dans la population générale, mais les résultats obtenus chez les sujets DT2 sont variables. Plusieurs études présentent une surestimation significative de la DE basale avec des RMSE⁷ compris entre 160 et 184 kcal/jour (Gougeon et al., 2002; Ikeda et al., 2013; Martin et al., 2004; Merghani et al., 2013). L'étude conduite par Huang et al. (2004) conclut également sur une

⁷ i.e. de l'anglais « Root mean square error »

surestimation (à hauteur de 3,3 %) de la DE basale estimée chez des hommes DT2, mais ils ont observé une sous-estimation de 3,1 % pour un groupe de femmes DT2. Finalement, les études de Miyake et al. (2011) et de De Figueiredo Ferreira et al. (2014) n'exposent pas de différence significative entre la DE basale estimée à partir de l'équation de Harris-Benedict et la valeur mesurée par calorimétrie indirecte (biais = -19 et 42,3 kcal/jour, respectivement dans l'étude de Miyake et al. et de De Figueiredo Ferreira et al.).

Plusieurs études ont également utilisé l'équation de Mifflin-St Jeor chez des sujets DT2 et ont présenté des biais significatifs compris entre -126 et 160 kcal/jour (Martin et al., 2004; Miyake et al., 2011). En revanche, les résultats de plusieurs études ne relèvent pas de différence significative entre la valeur estimée et la référence avec des biais relatifs faibles allant de -2,6 à 1,8 % (de Figueiredo Ferreira et al., 2014; Gougeon et al., 2002; Merghani et al., 2013). En se basant sur les mêmes paramètres, l'équation développée par Ganpule et al. (2007) présente des résultats similaires à celle de Mifflin-St Jeor, avec un biais de -110 kcal/jour dans l'étude de Miyake et al. (2011) et un RMSE de 140 kcal/jour (biais de 4,4 %) dans l'étude de Ikeda et al. (2013). L'équation développée conjointement par la WHO, la FAO et l'UNU⁸ surestime la DE basale chez les sujets DT2 avec des biais allant de 5,9 à 14 % ($p < 0,05$) et un RMSE de 168 kcal/jour (de Figueiredo Ferreira et al., 2014; Gougeon et al., 2002; Martin et al., 2004; Merghani et al., 2013). L'équation d'Owen semble quant à elle sous-estimer la DE basale en comparaison à la calorimétrie indirecte avec un biais absolu compris entre -62 et -53,5 kcal/jour et un RMSE de 163,2 kcal/jour (de Figueiredo Ferreira et al., 2014; Gougeon et al., 2002; Martin et al., 2004; Miyake et al., 2011).

Pour finir, d'autres équations moins répandues ont été testées chez des sujets DT2, mais les résultats démontrent souvent une justesse plus faible que les équations précédentes. La DE basale estimée avec les équations de Schofield et Rodrigues ne présente pas de différence avec la mesure de référence (biais = 55 et -17,6 kcal/jour, respectivement) (de Figueiredo Ferreira et al., 2014; Miyake et al., 2011). L'équation développée par Bernstein et al. (1983) sous-estime la DE basale à hauteur de 11,6 et 13,9 % respectivement pour un groupe d'hommes et de femmes DT2 (Gougeon et al., 2002). Enfin, les autres équations testées dans l'étude d'Ikeda et al. (2013) et Martin et al. (2004) présentent des RMSE importants (i.e. entre 155 et 209 kcal/jour) en comparaison aux équations précédemment exposées (Tableau 6).

⁸ i.e. de l'anglais « World Health Organization; Food and Agriculture Organization; United Nation University »

Ainsi, nous pouvons constater que de nombreuses études démontrent une sous-estimation ou une surestimation significative de la DE basale estimée par équation chez des sujets DT2 en comparaison à une mesure de référence. Ces imprécisions peuvent s'expliquer par le fait que ces équations ont été développées pour des sujets non-diabétiques et ne tiennent donc pas compte des conséquences du diabète sur la DE basale.

Afin d'améliorer l'estimation de la DE basale, plusieurs auteurs ont développé de nouvelles équations en prenant en compte les spécificités physiologiques des patients DT2 (Tableau 7). L'estimation de la DE basale issue de ces équations a été ensuite comparée à celle mesurée à partir d'une méthode de référence (i.e. calorimétrie directe ou indirecte) ainsi qu'à celle estimée avec d'autres équations établies pour la population générale. Les équations de Huang et de Martin présentent toutes deux des coefficients de détermination comparables ($r^2 = 0,75$ et $0,79$).

Tableau 7 : Équations d'estimation de la DEB (en kcal/jour) développées à partir d'une population DT2 ou mixte.

Référence	Équation	Population
Gougeon et al., 2002	$375 + (85 \times P) - (48 \times FM) + (63 \times TGS)$	n = 65 Obèse, DT2
Huang et al., 2004	$71,767 - (2,337 \times \hat{A}) + (257,293 \times \text{Sexe}) + (9,996 \times P) + (4,132 \times t) + (145,959 \times DT2)$	n = 1088 Obèse, DT2 (n=142) et non diabétique (n=946)
Martin et al., 2004	<u>Femme</u> : $803,8 + (0,3505 \times \hat{A}) \times (IMC - 34,524) - (135 \times \text{Ethnie}) + (15,866 \times FFM) + (50,90 \times DT2)$ <u>Homme</u> : $909,4 + (0,3505 \times \hat{A}) \times (IMC - 34,524) - (135 \times \text{Ethnie}) + (15,866 \times FFM) - (9,10 \times DT2)$	n = 166 Normo-pondéré et obèse, type caucasien et africain, non diabétique (n=97), insulino-résistant (n=22), DT2 (n = 47)
Ikeda et al., 2013	$(10 \times P) - (3 \times \hat{A}) + (125 \times \text{Sexe}) + 750$	n = 68 Population japonaise, DT1 et DT2, normo-pondéré et surpoids

P : poids (kg) ; *t* : taille (cm) ; \hat{A} : Âge (année) ; Sexe : 1 pour Homme et 0 pour Femme ; IMC : Indice de masse corporelle (kg/m²) ; FFM : Masse du tissu non lipidique (kg) ; FM : Masse du tissu adipeux (kg) ; Ethnie : 1 pour africain et 0 pour caucasien ; DT2 : 1 si diabétique type 2 et 0 si non-diabétique ; TGS : Taux de glucose sanguin (mM) ; DT1 : Diabétique de type 1.

En comparaison à l'équation de Harris & Benedict, l'équation de Martin présente un RMSE plus faible (136 vs. 161,1 kcal/jour pour Harris-Benedict) (Martin et al., 2004) alors que l'équation de Huang présente une différence moyenne deux fois plus importante avec une valeur moyenne de 115 kcal/jour (11,3 %) contre 42,3 kcal/jour (5,9 %) pour celle de Harris & Benedict (de Figueiredo Ferreira et al., 2014). Ensuite, l'équation d'Ikeda et celle de Martin présentent des RMSE plus faibles comparés aux autres équations générales. En effet, l'équation d'Ikeda présente un RMSE de 103 kcal/jour contre entre 140 et 184 kcal/jour pour les autres équations (i.e. Harris-Benedict, Ganpule, Liu et Oxford) (Ikeda et al., 2013). De même, l'équation de Martin présente un RMSE de 136 kcal/jour contre 155 à 177 kcal/jour pour les équations de Mifflin-St Jeor, Owen, WHO, Harrington, Cunningham, Ferraro-Ravussin et Weigle (Martin et al., 2004). Finalement, l'équation de Gougeon présente une meilleure précision en comparaison à d'autres équations générales ou spécifiques avec une différence moyenne de seulement -0,5 % et 1,6 % respectivement pour un groupe d'hommes et de femmes en comparaison à la calorimétrie indirecte (Gougeon et al., 2002). Les résultats obtenus avec l'équation de Gougeon peuvent être expliqués par la prise en compte de la glycémie comme variable. En effet, comme nous avons le voir précédemment, la glycémie représente un facteur important de variations intra/inter-individuelles de la DE basale notamment chez les patients ayant un DT2 mal équilibré.

2. Thermogenèse

La majorité des études examinant les variations de la thermogenèse chez des patients DT2 s'est principalement focalisée sur la thermogenèse induite par l'alimentation. Malgré des résultats variables d'une étude à l'autre, la thermogenèse postprandiale semble être plus faible chez des patients DT2 en comparaison aux sujets non-diabétiques (Fontvieille et al., 1992; Segal, Blando, et al., 1992; Tataranni et al., 1995). D'autres auteurs se sont intéressés à certaines composantes de la thermogenèse postprandiale telles que la thermogenèse induite par le glucose ou l'insuline. La première, conduite par Felber et al. (1981) a permis d'observer les réponses métaboliques suite à une charge de 100 g de glucose chez des sujets normo-pondérés et obèses, présentant différents niveaux d'intolérance au glucose et de diabète. Dans le groupe sain, 63 g de glucose étaient stockés et 39 g étaient oxydés 3h après la prise. Dans le groupe de sujets obèses DT2, seulement 25 g et 24 g de glucose

étaient respectivement stockés et oxydés. De plus, les auteurs ont pu observer l'apparition d'une glycosurie à hauteur de 22 g (contre 0 g chez les sujets sains). Une seconde étude, menée par Weyer et al. (1999) a utilisé la technique du clamp euglycémique hyperinsulémique (i.e. infusion d'insuline pour atteindre un taux stable d'hyperinsulémie à laquelle s'ajoute une infusion de glucose pour maintenir une glycémie stable) dans le but d'observer la résistance à l'insuline et l'augmentation de la DE induite (exprimée en pourcentage d'augmentation de la DE au-dessus de la DE basale). Les résultats démontrent une plus faible augmentation de la DE liée à l'insuline chez les sujets DT2 (présentant une forte résistance à l'insuline) en comparaison aux sujets intolérants au glucose et aux sujets sains. En effet, l'infusion d'insuline entraînait une hausse de 11,7 %, 7,3 % et 6,5 % de la DE respectivement chez les sujets sains, intolérants au glucose et DT2. Plus particulièrement, cette baisse de la DE semble être induite de manière concomitante par une baisse de la DE liée à la TPP_{obli} (passe de 7,1 à 4,2 % entre les sujets sains et DT2) et liée à la TPP_{fac} qui diminue de 4,6 à 2,3 %.

Il apparaît donc que la baisse de la thermogénèse postprandiale chez les sujets DT2 est corrélée à l'augmentation de la glycémie et de l'insulinémie, tous deux indiquant l'apparition d'une résistance à l'insuline caractérisant le DT2 (Tataranni et al., 1995). Ainsi, il apparaît que la baisse de la thermogénèse postprandiale est principalement liée à une diminution de la synthèse de glycogène par le foie et les tissus périphériques (majoritairement les muscles) et, plus modestement, à une baisse de l'utilisation du glucose par voie oxydative (Felber et al., 1981; Ravussin et al., 1985; Segal, Blando, et al., 1992; Shulman et al., 1990; Weyer et al., 1999). En effet, l'énergie dépensée par la transformation du glucose en glycogène (foie et muscle) explique 50 à 70 % de l'augmentation de la DE liée au glucose, car moins efficace que la voie oxydative (Ravussin et al., 1983). Pour finir, une partie cette réduction de la thermogénèse postprandiale semble venir d'une baisse de la TPP_{fac} induite par une diminution de l'activité du système nerveux sympathique causée principalement par l'hyperinsulémie (i.e. liée à l'insulino-résistance) (Carneiro et al., 2016; Weyer et al., 1999).

Enfin, plusieurs auteurs se sont également intéressés à la thermogénèse postprandiale post-exercice chez des sujets insulino-résistants. Pour rappel, nous avons pu voir précédemment (Section 2 ; p 20) que la thermogénèse postprandiale est supérieure si un repas est pris après un exercice physique chez des sujets obèses (Segal, Blando, et al., 1992;

Segal, Chun, et al., 1992). Les résultats de ces études ont également montré une augmentation de la thermogénèse postprandiale post-exercice chez des sujets DT2, augmentation potentialisée par un entraînement en endurance de 12 semaines sur cycloergomètre. Cet entraînement aérobie a permis aux patients DT2 d'atteindre des valeurs de thermogénèse postprandiale comparables à celles observées chez les sujets obèses non-diabétiques, bien qu'encore significativement inférieures à celles des sujets sains. Cette augmentation aiguë de la thermogénèse postprandiale après une AP a pour origine une hausse de la synthèse de glycogène musculaire et ainsi que de la glyconéogenèse induite par un taux accru de lactate post-exercice. Les effets de l'entraînement quant à eux sont principalement le fait d'une amélioration de la sensibilité à l'insuline, observable par une diminution plus forte de l'insulinémie après l'exercice (Devlin & Horton, 1985; Segal, Chun, et al., 1992).

Ainsi, il apparaît dans la littérature une moindre augmentation de la DE liée à la thermogénèse postprandiale chez les DT2 en comparaison aux sujets sains. Cette baisse semble principalement corrélée avec l'augmentation de la résistance à l'insuline. En effet, après un repas, cette dernière cause une diminution de la glycogénèse hépatique et musculaire et une baisse de l'oxydation du glucose induisant ainsi une plus faible thermogénèse postprandiale. Toutefois, les effets bénéfiques d'une AP régulière sur la sensibilité à l'insuline semblent permettre de réduire les altérations de la thermogénèse postprandiale.

3. Dépense énergétique liée à l'activité physique

Peu d'études ont comparé de manière objective la DEAP de patients DT2 à celle de sujets contrôles dans des conditions de vie quotidienne. Fagour et al. (2004) et de Ucok et al. (2015) ont montré une moindre DEAP journalière chez les sujets DT2 en comparaison aux sujets sains (respectivement 694 vs. 1086 kcal/jour). À la vue de ces résultats, il peut être émis la conclusion que les sujets DT2 dépensent moins d'énergie en lien avec l'AP que des sujets non-diabétiques. Toutefois, le manque d'étude nous amène à étudier de manière plus précise les différents facteurs pouvant impacter la DEAP. Comme énoncé précédemment, la DEAP dépend principalement de la quantité d'AP. Nous étudierons

également le rôle de l'efficacité métabolique et mécanique dans les variations de la DEAP chez les patients DT2 pour ensuite terminer par les méthodes d'évaluation de la DEAP testées chez des patients DT2.

3.1. Influence du diabète sur la quantité d'activité physique

Comme énoncé en introduction, de nombreuses recommandations préconisent des quantités d'AP minimum afin de maintenir ou d'améliorer la santé des patients DT2. Brièvement, ces recommandations s'accordent sur la pratique d'une AP_{mod} au minimum 30 min par jour, 5 jours par semaine ou 20 min à intensité plus élevée, 3 fois par semaine (Mendes et al., 2016). Elles peuvent également être converties en une DEAP d'au moins 800-1000 kcal/semaine ou 600 Met.min/semaine (Albright et al., 2000; U.S DHHS, 1996) ou en un nombre de pas correspondant à 10000 pas par jour, au moins 5 jours par semaine (Le Masurier et al., 2003; Tudor-Locke & Bassett, 2004).

De nombreuses études ont utilisé ces différentes recommandations comme critère permettant de classer un individu comme inactif (i.e. ne pratiquant aucune AP), insuffisamment actif (i.e. en dessous d'une recommandation) et actif (i.e. respectant une recommandation). Sur la base des résultats de ces études, il a été montré qu'entre 30 et 55 % des sujets DT2 sont considérés comme inactifs et que 13 à 54 % sont insuffisamment actifs. En comparaison, les résultats des études portant sur la population générale de plus de 45 ans montrent des taux d'inactivité compris entre 15 et 62 % et d'insuffisamment actif entre 9 et 43 %. Enfin, il apparaît qu'un plus faible nombre de personnes DT2 respecte l'une des recommandations en comparaison à la population générale (respectivement entre 12 à 43 % vs. 55 à 87 %) (Baldew et al., 2015; Barrett et al., 2007; Bauman et al., 2009; Hallal et al., 2012; Hamrik et al., 2014; Hays & Clark, 1999; Nelson et al., 2002; Resnick et al., 2006; Scheers et al., 2013; Zhao et al., 2011). Si l'on considère uniquement les 10000 pas par jour, les patients DT2, sans neuropathie périphérique diagnostiquée, cumulent en moyenne entre 3292 et 9049 pas quotidiennement (Araiza et al., 2006; Bjorgaas et al., 2005; Richardson et al., 2007; Strycker et al., 2007; Tudor-Locke, 2001; Tudor-Locke et al., 2002). En comparaison, Mitsui et al. (2008) montre que 12 à 27 % des sujets non-diabétiques (+ 45 ans) marchent quotidiennement plus de 10000 pas, alors qu'aucun des

patients DT2 observés dans l'étude de Strycker et al. (2007) ne dépassait le seuil des 10000 pas et seulement 15 % marchaient entre 7500 et 9999 pas par jour.

Afin de mieux comprendre les différents comportements chez les patients DT2 et chez les personnes saines, il est possible d'observer le type d'activité (de loisir, lié au travail ou à la vie quotidienne), leur intensité (légère, modérée ou élevée) et leur durée. En questionnant 505 diabétiques américains sur leur AP quotidienne, Wood (2004) nota une préférence pour les AP_{lég} et AP_{mod} telles que le jardinage (33,7 %) et la marche (31,8 %). En revanche, les AP_{vig} semblent moins représentées avec seulement 2,4 %, 2,3 % et 1,3 % pratiquant respectivement la course à pied (i.e. du « jogging »), une activité de type aérobie et de la natation. En utilisant des actimètres, Jakicic et al. (2010) ont montré que 71 % des sujets DT2 réalisaient au moins une session quotidienne de 10 min d'AP_{mod} et 26 % réalisaient au moins une session quotidienne de 10 min d'AP_{vig}. En comparaison à une population de sujets non-diabétiques, il a été observé une quantité plus faible d'AP dans des populations de sujets DT2 en termes de durée d'AP journalière (-130 min par jour ; Ucock et al., 2015), hebdomadaire (12 vs, 23 h dans le groupe sain ; Kriska et al., 2001) et terme de quantité de mouvement enregistrée par accéléromètre (126,6 vs. 189,5 counts/jour chez des non-diabétiques ; Steeves et al., 2015).

Il apparaît donc que les patients DT2 présentent un niveau d'AP quotidien plus faible que les sujets non-diabétiques. Toutefois, nous pouvons observer une variation importante de la quantité d'AP journalière en fonction des études. Cette forte variance des résultats peut être expliquée par différents facteurs inhérents à la population.

De nombreuses études ont présenté une corrélation négative entre l'âge et la quantité d'AP régulière. En effet, il semble qu'une diminution de l'AP soit liée à l'avancée en âge avec une valeur seuil à 65 ans en moyenne (Croix, 2011; Nelson et al., 2002; Nothwehr & Stump, 2000; Plotnikoff et al., 2006; Zhao et al., 2011). Cette diminution semble correspondre à une baisse des AP_{mod} (e.g. la marche), des activités de loisir et des activités domestiques (Arshad et al., 2016; Croix, 2011).

Le sexe apparaît comme un second facteur permettant d'expliquer les variations de la quantité d'AP, mais les études ne sont pas unanimes. Plusieurs auteurs ont observé des taux de personnes inactives plus importants chez les femmes (entre 33 et 45 % vs. 20 à 35 % chez les hommes) (Nelson et al., 2002; Nothwehr & Stump, 2000; Wood, 2004) et davantage de périodes d'AP_{mod} ainsi que des périodes plus longues d'AP_{vig} chez les hommes (Jakicic et al., 2010). Néanmoins, les études réalisées par Kriska et al. (2001) et

Croix (2011) ne présentent pas d'effet du sexe sur la quantité d'AP quotidienne mesurée par questionnaire.

Ensuite, l'augmentation de l'IMC semble impliquer une diminution du nombre de périodes quotidiennes d'AP_{mod} et d'AP_{vig} ainsi que de leurs durées et intensités (Jakicic et al., 2010). De plus, Nelson et al. (2002) ont observé une diminution du taux de personne active avec l'augmentation de l'IMC, passant de 38 à 32 et 27 % respectivement chez des personnes normo-pondérées, en surpoids et obèses.

Plusieurs auteurs ont étudié la relation entre l'origine ethnique et l'AP afin d'expliquer la forte prévalence du diabète dans certaines populations. Il apparaît que les individus d'origine africaine et hispanique sont moins actifs que les personnes d'origine caucasienne avec des taux de personnes actives compris respectivement entre 8 et 23 %, 9 et 30% et 14 et 35%, (Egede & Poston, 2004; Nothwehr & Stump, 2000; Nwasuruba et al., 2007; Zhao et al., 2011). Ces résultats semblent être liés à des différences d'ordre social et culturel (Eyler et al., 2002).

Environ 30 à 40 % des patients DT2 présentent une neuropathie périphérique et \approx 50 % ont un historique de lésion au niveau du pied (Boulton et al., 2004; Pop-Busui et al., 2009). Il apparaît alors une diminution de l'AP avec l'évolution de ces complications qui vont notamment impacter la marche. Kanade et al. (2006) ont mesuré le nombre de pas quotidien chez des patients DT2 présentant une neuropathie, un ulcère au niveau du pied, un pied partiellement amputé ou une amputation trans-tibiale, montrant ainsi une baisse du nombre de pas par jour avec le développement de la maladie (respectivement 4409, 2742, 3133 et 1894 pas par jour).

Enfin, d'autres facteurs communs à la population générale tels que le revenu moyen, le niveau d'éducation ou encore le niveau d'incapacité perçue présentent également une forte corrélation avec le niveau d'AP (Hays & Clark, 1999; Jakicic et al., 2010; Plotnikoff et al., 2006).

3.2. Influences des facteurs métaboliques et biomécaniques

Il apparaît que la DEAP quotidienne observée chez les patients DT2 est le résultat d'une quantité plus faible d'AP accumulée au cours de la journée et d'une prédominance des AP_{lég.} Cependant, d'autres paramètres comme les rendements métaboliques et/ou mécaniques peuvent

également contribuer à faire varier la DEAP. En effet, pour une même quantité d'AP, une différence de consommation d'énergie peut refléter une adaptation dans l'utilisation des substrats énergétiques. Pour rappel, l'équivalent énergétique d'un litre d'O₂ varie en fonction des nutriments utilisés. Sur la base d'un modèle simple, 1l d'O₂ équivaut à 5,05 et 4,48 kcal respectivement lorsque des glucides ou des lipides sont oxydés. En utilisant le QR (i.e. ratio $\dot{V}CO_2 / \dot{V}O_2$), il est possible d'avoir une estimation des substrats utilisés. En effet, ce quotient tend vers 1 ou 0,7 lorsque les glucides ou les lipides sont majoritairement oxydés par l'organisme pour fournir de l'énergie.

Lors d'un exercice de type aérobie sur cycloergomètre (i.e. 40-60 min à une intensité équivalente à 40-50 % du $\dot{V}O_{2max}$), plusieurs auteurs n'observent pas de différence de DE entre des patients DT2 et des sujets contrôles, du fait d'un QR et d'un $\dot{V}O_2$ similaires (Blaak et al., 2000; Colberg et al., 1996; Hansen et al., 2015). En revanche, lors d'un exercice de marche sur tapis à différentes vitesses (allant de 2,2 à 5,8 km/h), Petrovic et al. (2016) ont observé une $\dot{V}O_2$ relative nette (i.e. $\dot{V}O_2$ brute - $\dot{V}O_2$ debout ; ml/kg/min) supérieure chez les patients DT2 en comparaison aux sujets sains d'un groupe contrôle. Différentes altérations ou adaptations du pattern de marche peuvent être avancées pour expliquer la baisse de l'efficacité à la marche chez les sujets DT2 et ainsi la diminution de la quantité d'AP.

Les sujets DT2 présentent une augmentation de la fréquence de pas, permettant une diminution de la longueur du pas, que ce soit pour des marches à une vitesse imposée ou à leur vitesse de marche préférentielle (Brown et al., 2014; M. Ko et al., 2012; S. U. Ko et al., 2011; Petrofsky et al., 2005; Petrovic et al., 2016; Sawacha et al., 2009). Ces adaptations de la foulée peuvent participer à l'augmentation du travail interne nécessaire pour bouger les membres inférieurs et ainsi contribuer à expliquer la consommation d'énergie plus importante à la marche chez les sujets DT2 (Minetti et al., 1995).

D'un point de vue musculaire, plusieurs études ont observé une augmentation de l'activité musculaire lors de la marche et plus particulièrement lors de la pose du pied (Fernando et al., 2013; Kwon et al., 2003; Sawacha et al., 2012) permettant de contrer la baisse de force relative (Leenders et al., 2013 ; Volpato et al., 2012) et la perturbation des informations sensorielles afférentes (Savelberg et al., 2010) concomitantes avec le développement du diabète. Cette augmentation du temps d'activation (notamment pour les gastronémiens, le soléaire et le tibial antérieur) semble permettre d'augmenter la stabilité de la cheville lors de la pose du pied. Les résultats de plusieurs études ont également montré que le pattern de marche des patients

diabétiques est caractérisé par des niveaux importants de co-contractions des muscles agonistes et antagonistes (Fernando et al., 2013; S. U. Ko et al., 2011; Kwon et al., 2003; Sawacha et al., 2009). Ces co-contractions apparaissent principalement au niveau de la cheville (i.e. gastrocnémiens, soléaire et tibial antérieur) afin de limiter la dorsiflexion de la cheville lors du contact du pied avec le sol (pour réduire les chocs) et de stabiliser la cheville lors de la phase d'appui. De plus, des niveaux de co-contractions importants ont également été observés au niveau de l'articulation du genou (i.e. vaste médial et biceps fémoral) permettant de stabiliser l'articulation lors de la phase d'appui. Toutefois, cette activation musculaire accrue lors de la marche peut être un facteur supplémentaire permettant d'expliquer la consommation plus importante d'énergie lors de la marche. En effet, la hausse du temps d'activation musculaire induit une augmentation des fibres recrutées, et plus particulièrement, du pourcentage de fibre de type II qui est moins efficace pour des vitesses de contractions lentes (e.g. comme lors de la marche).

Ensuite, plusieurs études ont permis d'observer une diminution de l'extensibilité du tendon d'Achilles apparaissant progressivement avec le développement du diabète (Kwon et al., 2003; Yavuzer et al., 2006). Initialement découvert chez l'animal (Andreassen et al., 1981) et ensuite chez l'homme, le diabète (i.e. l'exposition prolongée à une hyperglycémie) semble entraîner une augmentation progressive de la raideur des tendons (Abate et al., 2013; Coupe et al., 2016). Cet enraidissement de la cheville semble être amplifiée par la diminution de l'amplitude de mouvement de l'articulation lors de la marche (i.e. baisse de la flexion dorsale lors de la pose du pied afin de réduire les chocs en posant le pied plus à plat). Chez un sujet sain, le tendon d'Achilles joue un rôle important dans la conservation d'énergie lors de la marche (Alexander, 1991). Une hypothèse serait que chez les patients DT2, un tendon d'Achilles plus raide s'étirera moins que chez un sujet sain, stockant ainsi moins d'énergie élastique. Donc, si l'on part du principe que l'hystérésis est similaire dans les deux populations, les fléchisseurs plantaires auront besoin de générer plus de force afin de compenser la perte d'énergie élastique, ce qui va également induire une augmentation de la DE nécessaire chez les patients DT2.

Pour finir, les sujets diabétiques adoptent une vitesse de marche préférentielle plus lente que les sujets sains (entre 2,7 et 4,8 km/h vs. \approx 5 km/h chez les sujets sains) (Brown et al., 2014; Ko et al., 2012; Petrofsky et al., 2005; Raspovic, 2013; Sawacha et al., 2009; Sawacha et al., 2012; Yavuzer et al., 2006). Comme indiqué dans de précédentes études (Brown et al., 2014; Petrovic et al., 2016), cette baisse de la vitesse de marche préférentielle pourrait permettre de diminuer la force musculaire nécessaire aux membres inférieurs. En effet, plusieurs études ont montré une moindre force relative chez les patients DT2 comparés avec des sujets sains du même âge

(Leenders et al., 2013; Volpato et al., 2012; Lamola et al., 2015). Ainsi, une baisse de la vitesse de marche permettrait de réduire la force nécessaire aux fléchisseurs plantaires lors de la phase de poussée. Ainsi, cette adaptation du pattern de marche semble refléter une stratégie permettant une marche plus économique, en gardant une intensité d'effort à un pourcentage plus faible de leur capacité maximum aérobie et en diminuant l'effort physiologique perçu à leur vitesse de marche préférentielle (Malatesta et al., 2004; Martin et al., 1992). Enfin, il peut être suggéré que ces différentes adaptations reflètent une stratégie « inconsciente » permettant aux patients DT2 de marcher avec un pattern plus stable et moins traumatisant. En effet, marcher plus lentement, avec des pas plus petits et plus larges, ainsi qu'avec une activité musculaire plus importante (diminuant la mobilité au niveau de la cheville ; Winter & Yack, 1987) permet d'une part, d'augmenter l'équilibre dynamique afin de compenser une diminution de la stabilité (Richardson, 2002) liée à la diminution de la sensibilité concomitante avec le développement de la maladie. On retrouve d'ailleurs cette adaptation spécifique chez les sujets âgés ayant un risque plus important de chute (Taylor et al., 2013). Enfin, réduire la vitesse de marche semble permettre d'améliorer la répartition des pics de pression plantaire lors de la phase d'appui, ce qui a pour effet de réduire le risque de déformations des pieds et d'ulcères (M. Ko et al., 2012).

3.3. Estimation de la dépense énergétique chez des sujets diabétiques

Au vu des résultats des études citées précédemment, nous pouvons conclure que la moindre DEAP observée chez les patients DT2 pourrait être liée à une quantité d'AP journalière inférieure et à une prédominance des AP_{lég.}. Ce pattern d'AP pourrait être induit par une intensité d'effort supérieure chez les patients DT2 du fait de capacité physique moindre, ce qui va impliquer un désengagement vis-à-vis des AP. De par la nature complexe de l'AP chez les patients DT2, l'estimation de la DEAP requiert donc un outil précis et adapté. Nous allons maintenant considérer seulement les outils et méthodes, utilisables dans la vie quotidienne (i.e. hors calorimétrie directe, indirecte et eau doublement marquée), qui ont fait l'objet d'une validation dans la population diabétique (Tableau 8).

Tableau 8 : Références et résultats des études portant sur l'estimation de la DEAP chez des patients diabétiques

Références	Population Variable	Méthode	Référence	Résultats
Kriska et al., 1990	n = 17 DEAP	MAQ	ACC	r = 0,62
Schulz et al., 1994	n = 21 DEAP	MAQ	EDM	r = 0,75
Mignault et al., 2005	n = 6 DET	SW	EDM	DM = 78 kcal par jour r = 0,97 CCI = 0,96
Crinière et al., 2000	n = 143 DEAP	IPAQ	ACC	r = 0,24
Mynarski et al., 2013	n = 31 DEAP	IPAQ	ACC	r = 0,53
Machac et al., 2013	n = 143 DET	SW OM	CI	DM = entre -7,8 et 81 % DM = entre -7,3 et 75 %

MAQ : « *Modifiable Activity Questionnaire* » ; *IPAQ* : « *International Physical Activity Questionnaire* » ; *SW* : *SenseWear™ Armband* ; *OM* : *Omron HJ-720* ; *EDM* : *Eau doublement marquée* ; *CI* : *Calorimétrie indirecte* ; *DM*, *Différence moyenne entre valeur estimée et mesurée* ; *r*, *coefficient de corrélation* ; *CCI*, *coefficient de corrélation intra-classe*.

Comme nous avons pu le voir précédemment, les méthodes subjectives, telles que les journaux ou encore les questionnaires, sont largement utilisées en épidémiologie du fait de leur simplicité d'utilisation et de mise en place dans de grandes populations. Néanmoins, peu d'études ont examiné leur validité chez des patients DT2, en comparaison aux méthodes de référence. Dans le but d'estimer un DEAP ou une DE totale chez des patients DT2, seuls deux questionnaires ont fait l'objet d'une validation.

Le premier est le questionnaire des activités modifiables (MAQ⁹), validé dans une population d'amérindien (présentant une forte prévalence du diabète) pour être administré par un intervieweur (Kriska et al., 1990) ou auto-administré (Wolf et al., 1994). Le MAQ est un questionnaire court permettant d'estimer le niveau d'AP global sur l'année passée (moyenne d'heure par semaine d'AP liée au travail ou au loisir) ou la DEAP en utilisant la méthode factorielle, développée précédemment (Section 3.1 ; p 41). Les résultats des études menées chez

⁹ i.e. de l'anglais « *Modifiable Activity Questionnaire* »

des sujets DT2 démontrent que le MAQ est un outil reproductible et valide en comparaison à la méthode de l'eau doublement marquée ($r = 0,75$) (Schulz et al., 1994) et à l'accélérométrie ($r = 0,62$) (Kriska et al., 1990). Le second questionnaire (IPAQ¹⁰) est le questionnaire le plus fréquemment utilisé dans les études épidémiologiques, validé pour être administré ou auto-administré (Craig et al., 2003). Il interroge la personne sur ses AP_{mod}, activité de marche et temps passé assis, sur les sept jours précédents. Il permet également d'estimer le niveau d'AP journalier et hebdomadaire (moyenne d'heure par jour d'AP liée au travail ou au loisir) ou la DEAP en utilisant la méthode factorielle. Chez des patients DT2, l'estimation de la DEAP issue de l'IPAQ est corrélée de façon positive avec les données issues d'un actimètre ($r = 0,24$ dans l'étude de Criniere et al. (2011) et $0,53$ dans l'étude de Mynarski et al. (2012)).

Comme énoncé précédemment, le principal biais des méthodes subjectives est la possibilité pour le sujet de modifier les informations collectées, comme par exemple, en augmentant le temps pour certaines AP ou en réduisant le temps d'AP sédentaire. Pour pallier cette limite, quelques études ont été réalisées afin de valider des outils objectifs permettant d'estimer la DEAP chez des sujets DT2. L'étude de Mignault et al. (2005) a permis de tester le SWA chez six sujets DT2 en condition de vie quotidienne sur une période de 10 jours. La validité de l'estimation de la DE totale issue du SWA était comparée à celle mesurée à partir de la méthode de l'eau doublement marquée. Les résultats ne montrent aucune différence significative entre les deux estimations avec un biais moyen de 78 kcal/jour et un coefficient de corrélation de 0,97. Dans une seconde étude conduite par Machac et al. (2013), les estimations de la DE totale issues du SWA et du Omron HJ-720 étaient comparées à la méthode de la calorimétrie indirecte. Dans cette étude, 19 sujets DT2 ont réalisé plusieurs marches sur tapis roulant avec des conditions de vitesse et de pente différentes (3 km/h, 0 % ; 4 km/h, 0 % et 5 km/h, 5 %). Les résultats obtenus contrastent avec ceux de l'étude précédente en montrant une surestimation importante de la DE totale estimée à partir des deux capteurs lors de la marche sur le plat (biais = 70 et 81 % à 3 km/h, 75 et 78 % à 4 km/h respectivement pour le Omron et le SWA). Pour la marche à 5 km/h avec une pente à 5 %, les deux capteurs sous-estimaient la DE totale en comparaison à la méthode de la calorimétrie (-7,3 % pour le Omron et -7,8 % pour le SWA).

¹⁰ i.e. de l'anglais « International Physical Activity Questionnaire »

Synthèse : Ainsi, il apparaît que le diabète de type 2 présente des répercussions sur l'ensemble des composantes de la dépense énergétique totale. En effet, la DE basale semble supérieure chez les patients DT2 présentant un diabète mal contrôlé. En effet, plusieurs dérèglements métaboliques induisant une hausse de la DE basale sont liés à la présence d'un état d'hyperglycémie chronique. En revanche, le diabète, et plus particulièrement la résistance à l'insuline semble diminuer la hausse de la DE suite à un repas, induisant ainsi une baisse de la thermogenèse postprandiale. Enfin, malgré un coût énergétique supérieur observé à la marche chez les patients DT2, il semble que la DEAP soit inférieure à celle de sujets non-diabétiques du même âge, causée principalement par une moindre adhésion aux recommandations en matière d'AP. Concernant les méthodes d'estimation, il semble que la DE basale puisse être précisément évaluée à partir une équation adaptée (e.g. équation de Gougeon). En revanche, les résultats des études sur l'estimation de la DE totale ou de la DEAP, à partir de méthodes subjectives ou objectives, démontrent des résultats très variables.

Chapitre 2

Problématique de recherche

Chapitre 2 - Problématique

D'après James D. Watson, co-découvreur de la structure de l'ADN, « Testing the effect of exercise on progression of Alzheimer's disease should be one of the highest priorities of medical research today. » (Watson, 2014).

La pratique d'activités physiques constitue une voie majeure pour l'amélioration de la santé (Stewart, 2002), notamment pour la prévention d'autres maladies métaboliques chroniques telles que le diabète ou encore l'obésité. L'AP présente un intérêt dans le traitement et la prévention des risques liés à ces maladies en intervenant directement sur la balance énergétique quotidienne (van Baak, 1999). Dans l'exemple du diabète de type 2, l'AP favorise la régulation de la glycémie au quotidien (Sigal et al., 2007) et au long terme, et a des effets chroniques positifs sur l'insulino-résistance (Lazarevic et al., 2006). Par conséquent, la prise en charge d'un patient via l'AP nécessite de pouvoir quantifier le niveau d'activité réalisé par le patient afin d'optimiser la prescription des intensités et des durées d'exercices physiques, ou encore afin de donner un retour d'information sur la performance de l'individu (ACSM, 1997; Haskell et al., 2007; Pate et al., 1995). Actuellement, l'intensité d'un exercice est souvent fixée à partir de critères indirectement liés à la DE telle que la FC, la vitesse de marche ou encore une puissance de pédalage sur vélo (Mendes et al., 2016; Pate et al., 1995; Sigal et al., 2007). Toutefois, ces modalités restent difficiles, voire impossibles, à définir pour les activités de la vie quotidienne. La connaissance de la dépense énergétique est alors nécessaire pour mieux comprendre les liens entre la quantité d'AP quotidienne et l'état de santé d'un individu ou pour évaluer l'effet dose d'un programme d'exercice sur l'évolution d'une pathologie (McGavock et al., 2004).

De nombreuses approches ont été développées au fil des années afin d'estimer la DE totale ou la DE liée à une activité physique dans différentes conditions. Bien que très précises, les méthodes de référence (i.e. calorimétrie et méthode de l'eau doublement marquée) sont difficilement utilisables dans le contexte de la vie quotidienne, car elles nécessitent des moyens financiers, techniques et humains importants. En effet, l'utilisation de la calorimétrie directe est restreinte à l'espace d'une chambre calorimétrique, et ne permet pas d'étudier un pattern d'AP aussi varié que celui de la vie quotidienne. Les analyseurs de gaz fixes sont également limités dans l'espace, et les systèmes portables sont limités par leur autonomie, leur coût financier, ainsi que par la gêne occasionnée par le port du masque. Enfin, l'utilisation de la méthode de l'EDM est réservée au contexte de la recherche scientifique du fait de son coût et des contraintes d'analyse régulière des échantillons d'urine en laboratoire.

Chapitre 2 - Problématique

Afin d'être exploitées dans de grandes populations, d'autres méthodes, dites subjectives, ont été développées. Ces approches sont peu coûteuses et facilement administrables, permettant ainsi de qualifier et de quantifier la DE totale ou DEAP pour un grand nombre de sujets aux caractéristiques variées. Néanmoins, bien que pratiques, les méthodes subjectives sont limitées par une imprécision générale induite par un biais de subjectivité lors du remplissage et par l'utilisation de la méthode factorielle comme mode de calcul de la DE (Conway et al., 2002; Shephard, 2003). Contrairement à ces méthodes, les méthodes objectives permettent de quantifier directement l'AP d'un individu à partir de données physiologiques (i.e. la fréquence cardiaque ou les échanges thermiques) ou mécaniques (i.e. la position ou encore l'accélération). Parmi ces méthodes, l'utilisation de l'actimétrie s'est beaucoup développée depuis quelques années, notamment dans le milieu de la recherche, mais aussi dans le domaine de la santé. L'intérêt de cette méthode réside dans sa simplicité de mise en œuvre, d'autant plus que la majorité des smartphones actuels sont pourvus d'un accéléromètre triaxial permettant la mesure de la quantité de mouvement. L'actimétrie requiert généralement une équation linéaire ou multiple, qui permettra ensuite de traduire des données d'accélération (en count ou en m/s^2), parfois couplées avec des paramètres personnels, en une dépense énergétique.

Comme nous avons pu le voir précédemment, l'ensemble des composantes de la DE totale peuvent être amenées à varier du fait des modifications physiologiques observées chez les patients DT2. Premièrement, la DEB semble être supérieure chez les patients DT2 en comparaison aux sujets sains, même après ajustement de l'âge, du sexe et de la MTNL (Buscemi et al., 2014; Merghani et al., 2013). Cette hausse de la DEB touche principalement les patients ayant un mauvais contrôle glycémique (une $HbA1c \geq 8\%$). Cette hyperglycémie serait la cause de changement physiologique parmi lesquelles une augmentation de la glycosurie et de la gluconéogenèse serait à l'origine la DEB supérieure des patients DT2 mal contrôlés (Gougeon et al., 2002; Groop et al., 1989). Ensuite, la TPP semble diminuer avec le développement de la maladie, induit principalement par une baisse de la synthèse de glycogène par le foie et les tissus périphériques (Tataranni et al., 1995; Weyer et al., 1999). Enfin, les résultats des études présentent une DEAP plus faible chez les patients DT2 en comparaison aux sujets non-diabétiques d'un groupe contrôle (Fagour et al., 2013; Ucok et al., 2015). Cette moindre DEAP semble être liée à une plus faible quantité d'AP accumulée sur une journée. En revanche, pour un même exercice, les sujets DT2 semblent consommer plus d'énergie que leur homologue non-diabétiques. En effet, Petrovic et collaborateurs (2016) montre que lors de marche sur tapis roulant à différentes vitesses imposées, les sujets DT2 ont une DE plus

Chapitre 2 - Problématique

importante que ceux du groupe contrôle. Ce coût supérieur de la marche semble être induit par différentes adaptations du pattern de marche telles qu'une augmentation de la fréquence et de la largeur des pas, permettant une amélioration de la stabilité en diminuant la longueur de foulée (Fernando et al., 2013; Minetti et al., 1995). Ainsi, ces spécificités énergétiques touchant les différentes composantes de la DE totale chez les sujets DT2 impliquent que les méthodes d'estimation de la DE totale basées sur l'actimétrie soient auparavant testées chez ces patients. En effet, les équations utilisées pour estimer la DE sont généralement développées à partir de données issues de population d'adultes en bonne santé.

Ainsi, ces nombreuses modifications des composantes de la DE totale chez les sujets DT2 impliquent que les méthodes actuelles basées sur l'actimétrie soient auparavant testées chez des patients DT2. En effet, les équations utilisées pour estimer la DE sont généralement développées à partir de données issues de population d'adultes jeunes et en bonne santé. Or, les différentes études citées préalablement convergent vers des modifications de la DE chez des patients DT2 en comparaison aux sujets contrôles, i.e. ayant des caractéristiques proches de ceux du groupe diabétique en termes d'âge et de poids ou d'IMC. Nous pouvons donc émettre l'hypothèse que ces différences seront d'autant plus grandes en comparaison aux groupes d'adultes jeunes et normo-pondérés utilisés pour développer les équations d'estimation de la DE (Bouten et al., 1994; Chen & Sun, 1997).

Pour finir, plusieurs études montrent que la précision de l'estimation de la DE totale ou DEAP varie en fonction de l'activité et de son intensité. En effet, les méthodes basées sur accélération (avec un capteur placé au niveau de la hanche) ne permettent pas de prendre en compte certaines conditions (e.g. la pente lors d'une marche) ou activités particulières telles que le vélo ou encore des activités impliquant les membres supérieurs, ce qui a pour conséquence de sous-estimer la DE. Ensuite, l'accélérométrie semble précise pour des activités d'intensité modérée à intense, mais perd en précision pour des activités de faible intensité telles que des activités sédentaires, la marche lente ou certaines activités de la vie quotidienne (Crouter et al., 2006; Lyden et al., 2011). Or, comme nous avons pu le voir précédemment, le pattern d'activité des patients DT2 se caractérise notamment par une prévalence plus importante des activités sédentaires ou d'intensité faible (Arshad et al., 2016; Croix, 2011; Wood, 2004). De plus, les sujets DT2 semblent marcher plus lentement et avec des pas plus courts que les sujets non-diabétiques (Petrovic et al., 2016; Sawacha et al., 2009). Ainsi, afin de quantifier précisément l'AP, la méthode d'estimation de la DE devra être choisie en prenant en compte les différentes activités qui seront étudiées.

Chapitre 2 - Problématique

Peu d'études se sont intéressées à la validation d'outils d'estimation de la dépense énergétique chez des patients présentant un diabète de type 2. L'utilisation d'un capteur intelligent pourrait permettre d'aller au-delà des limites rencontrées avec les méthodes précédemment citées. Le terme « capteur intelligent » désigne un capteur utilisant un microsystème électromécanique (MEMS, de l'anglais « Microelectromechanical systems »), i.e. un capteur basé sur l'utilisation de l'électronique numérique aussi bien pour les fonctions de calcul que de communication. Cette évolution de l'électronique numérique permet aujourd'hui à un capteur, en plus d'enregistrer une mesure, de la traiter numériquement (e.g. appliquer une équation d'estimation de la DE sur les données mesurées), de stocker cette nouvelle information et de la communiquer avec d'autres systèmes (e.g. un ordinateur ou au travers d'un écran numérique intégré). Ainsi, ce travail de thèse vise à tester chez des patients diabétiques la précision d'une méthode utilisant un capteur intelligent qui sera choisie en fonction des activités les plus représentatives d'une journée quotidienne dans notre population de patients.

Notre plan d'expérimentation comporte deux études :

Première étude : Étude du pattern d'activité chez des patients diabétiques de type 2.

- Dans cette première étude, notre objectif était de faire un bilan qualitatif et quantitatif des activités quotidiennes réalisées par des patients DT2.

Deuxième étude : Étude de la dépense énergétique et des méthodes d'estimation chez des patients diabétiques de type 2, lors d'activités statiques et à la marche.

- Le premier objectif est d'étudier la dépense énergétique lors de la marche chez des patients DT2.
- Un second objectif est de tester une équation d'estimation de la dépense énergétique, déjà validée chez des adultes jeunes et en bonne santé, chez des sujets non-diabétiques puis chez des patients DT2.
- Enfin, le troisième et dernier objectif est de développer et de valider une nouvelle équation d'estimation de la dépense énergétique chez des patients DT2, associant des données mécaniques issues d'un capteur intelligent et des paramètres personnels.

Nous présenterons donc la première étude avec ses méthodes et résultats, puis la seconde avec la méthodologie générale aux trois objectifs présentés. Le traitement des données spécifiques et les résultats seront détaillés individuellement dans les trois parties de l'étude.

Chapitre 3

Présentation des travaux de recherche

ÉTUDE 1

Étude du pattern d'activité chez des
patients diabétiques de type 2

Introduction

Afin de mieux comprendre la relation entre la quantité d'AP réalisée quotidiennement et ses répercussions sur la santé, il est important d'évaluer précisément la dépense d'énergie associée à cette AP. L'actimétrie s'est largement développée depuis ces dernières années, notamment dans le domaine hospitalier (Murphy, 2009; Westerterp, 1999). L'estimation de la DE totale ou de la DEAP se base généralement sur un ou plusieurs modèles de régression linéaire entre la DE et les données de l'accéléromètre (Chen & Bassett, 2005). Toutefois, l'estimation de la DE via l'actimétrie nécessite de prendre en compte le type d'activité étudié. En effet, l'étude de la marche, du vélo ou encore d'activités impliquant les membres supérieurs nécessite un placement ou un nombre de capteurs différents. De plus, la précision de l'estimation de la DE pour certaines plages d'intensité d'exercice semble être dépendante du capteur et de l'équation utilisée pour convertir les données d'accélération en DE (Crouter et al., 2006; Lyden et al., 2011).

Ainsi, plusieurs auteurs se sont intéressés aux différentes activités réalisées quotidiennement par une population de sujets diabétiques (Arshad et al., 2016; Croix, 2011; Gregg et al., 2003; Kriska et al., 1990; Resnick et al., 2006; Wood, 2004). Toutefois, ces études se sont principalement axées sur la quantification de certaines activités comme la marche (Gregg et al., 2003; Yates et al., 2014) ou à certaines catégories spécifiques d'AP (Croix, 2011; Kriska et al., 1990; Resnick et al., 2006; Wood, 2004). Ainsi, ces études ne permettent pas d'avoir une vision générale des AP réalisées du fait de la complexité du pattern d'AP quotidienne. Ensuite, plusieurs études concernent des populations très spécifiques se qui limite la généralisation de leurs résultats à notre population (Arshad et al., 2016; Wood, 2004; Kriska et al., 1990). Enfin, la majorité de ces études utilisent des questionnaires pour qualifier et quantifier l'AP (Arshad et al., 2016; Croix, 2011; Gregg et al., 2003; Kriska et al., 1990; Resnick et al., 2006; Wood, 2004).

Ainsi, l'objectif de cette étude est de qualifier et de quantifier le pattern d'activité physique quotidien chez des patients diabétiques de type 2 en couplant des approches subjectives (carnet et questionnaire) et objectives (actimétrie). Définir précisément le pattern d'activité physique des patients diabétiques nous a permis par la suite de choisir de manière optimale la méthode d'estimation de la dépense énergétique.

Notre hypothèse de départ est que les sujets DT2 auraient un niveau d'AP moyen journalier relativement faible, du fait d'une prépondérance des activités sédentaires et des activités d'intensité faible.

Matériels & Méthodes

1. Population

Cette étude s'adressait exclusivement aux personnes ayant un diabète de type 2, déclaré et considéré comme cliniquement stable (i.e. aillant une glycémie à jeun inférieure à 1,80 g/L). Au final, trente-trois patients volontaires ont été recrutés pour cette étude via le bouche à oreille et plusieurs associations de patients. Pour être inclus dans l'étude, les sujets devaient avoir entre 40 et 70 ans et un IMC compris entre 18,5 et 40 kg/m². Avant de commencer l'étude, tous les participants ont donné leur consentement écrit après avoir été pleinement informés sur le déroulement du protocole qui était réalisé en accord avec la déclaration d'Helsinki (1964). Les caractéristiques de l'ensemble des participants sont présentées dans le tableau 9.

Tableau 9 : *Caractéristiques de la population.*

Paramètres	Homme (n = 14)	Femme (n = 19)	Total (n = 33)
Âge, année	57,7 (6,8)	57,1 (11,3)	57,3 (9,5)
Poids, kg	77,8 (15,0)	64,9 (9,8)	70,4 (13,7)
Taille, m	1,71 (0,08)	1,56 (0,07)	1,62 (0,11)
IMC, kg/m²	25,8 (2,7)	26,6 (2,8)	26,5 (3,2)
Glycémie à jeun, g/L	1,48 (0,18)	1,48 (0,15)	1,48 (0,16)
Durée diabète, année	9,1 (4,4)	10,7 (6,3)	10,0 (5,6)
Profession, % actif	57	26	39

Valeur en moyenne (± écart-type). IMC, indice de masse corporelle.

La population finale de notre étude était composée de 14 hommes et 19 femmes diabétiques de type 2, d'âge et d'IMC moyens comparables (Tableau 9). Au total, 13 sujets (8H/5F) avaient une activité professionnelle (i.e. catégorie socio-professionnelle : majoritairement employeur ou ouvrier) et 20 sujets étaient retraités (6H/14F). Enfin, 58 % des femmes et 21 % des hommes font partie d'une association de patients (e.g. « La maison du Diabète » ou « ADN 974 ») et/ou d'une association sportive (e.g. gym Tao).

2. Outils de mesure

2.1. Carnet de report d'activités

Le carnet de report se présentait sous la forme d'un livret taille A5 de 76 pages. Ce carnet a permis au sujet de noter l'ensemble des activités qu'il réalisait au cours de la journée. Nous l'avons conçu de manière à simplifier son utilisation et à le rendre moins contraignant possible. Pour pallier à un éventuel problème de compréhension, chaque page a été pré-remplie avec des images ou icônes représentant une activité ou un groupe d'activités que le sujet a devait cocher (Figure 18). Le carnet regroupait 11 activités préétablies représentant les postures allongées,

Activités de 5h à 6h

Allongé / Sieste <input type="checkbox"/> 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60	Activité Assis <input type="checkbox"/> 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60	Escalier Monter / Descendre <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60
Tâches ménagères <input type="checkbox"/> Activité(s) : 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60	Activité Debout <input type="checkbox"/> 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60	Conduire <input type="checkbox"/> 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60
Faire des courses <input type="checkbox"/> 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60	Marcher <input type="checkbox"/> Sac : Avec - Sans 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60	Activité / Sport <input type="checkbox"/> Activité : 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60
Jardiner/bricoler <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> Activité : 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60	Faire la cuisine <input type="checkbox"/> 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60	Autres <input type="checkbox"/> Activité : 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60

Figure 18 : Exemple d'une page du carnet de report des activités

assises et debout, la marche, montée/descendre un escalier, les tâches ménagères, conduire, faire des courses, les AP de loisir ou sportives, le jardinage/bricolage et faire la cuisine. Toutefois, le sujet avait également la possibilité d'ajouter une activité si aucune des catégories précédentes ne convient (icône « Autre »). De plus, étant donné que certaines classes d'activités sont larges (e.g. les tâches ménagères ou les activités sportives), le sujet pouvait inscrire en dessous de l'icône, la ou les activités spécifiquement réalisées. Par exemple, en dessous de l'icône « tâches ménagères », le sujet précisait s'il a fait la vaisselle ou passer l'aspirateur. La durée de chacune des activités était renseignée sur une échelle (placée sous chaque icône) représentant une heure découpée par période de cinq minutes.

2.2. Questionnaire d'activité physique

Un questionnaire (le MAQ) a été administré par le même enquêteur. Le MAQ a été développé afin d'observer le pattern d'activité d'une population d'amérindiens (Indien Pîma) dans le but d'étudier la relation entre l'AP et le DT2 très présent dans cette population (Kriska et al., 1990; Wolf et al., 1994). La version française de ce questionnaire a été développée et validée à partir d'une version plus récente du MAQ (Kriska, 1997). Afin de correspondre au contexte actuel en matière de loisir et d'habitude d'activité professionnelle de la population française, certaines activités ont été ajoutées (motocross, frisbee, boxe), tandis que d'autres ont été supprimées (baseball, découper du bois, transporter de l'eau/du charbon, escalader des rochers, construction d'une clôture, corde à sauter, marcher avec des raquettes) (Vuillemin, Oppert, et al., 2000). Comme indiqué précédemment dans le tableau 2, le MAQ prend en compte les activités de loisir, de travail et les activités sédentaires réalisées sur les 12 mois précédents afin d'estimer un nombre d'heures moyen d'AP par semaine et la DEAP associée.

Plusieurs études ont testé la validité et la reproductibilité du MAQ dans différentes populations (pour la version anglaise : (Kriska et al., 1990; Schulz et al., 1994) ; pour la version française : (Vuillemin, Oppert, et al., 2000)). Les données issues du MAQ ont été comparées à celles obtenues à partir d'un actimètre (Caltrac) chez 21 patients DT2. Les résultats ont présenté une forte corrélation entre la quantité hebdomadaire d'activité de loisir estimée par le MAQ et les résultats obtenus à partir des mesures du Caltrac (Kriska et al., 1990). Enfin, Schulz et al. (1994) ont également comparé la DEAP estimée avec le MAQ à la mesure obtenue en utilisant la méthode de l'eau doublement marquée chez des sujets obèses et ont trouvé des résultats similaires.

2.3. Capteur intelligent

Un capteur intelligent, le RT6 (Stayhealthy Inc, CA, USA) a été utilisé dans cette étude. Le RT6 est un capteur d'activité portable relativement petit et léger (5,1 x 5,1 x 1,3 cm ; 51 g). Le RT6 est équipé d'un accéléromètre et d'un gyroscope (tous deux triaxial). Lorsqu'il est placé au niveau de la hanche, le RT6 permet d'enregistrer l'accélération en ce point selon trois dimensions (i.e. plan vertical (a_x), antéro-postérieur (a_y) et médio-latéral (a_z)) avec une fréquence d'échantillonnage comprise entre 5 et 20 Hz, puis d'estimer une DE totale ou une DEAP. Le logiciel « Research Tracker 6 » a permis de programmer le capteur en renseignant les paramètres personnels du sujet (sexe, âge, poids et taille) et les paramètres d'enregistrement (période d'enregistrement, fréquence d'échantillonnage et période d'estimation). Le logiciel a également été utilisé pour importer les données du capteur à la fin de la période d'observation du sujet. Le RT6 estimait la DE basale à partir d'une équation propre au fabricant. Ensuite, le RT6 a permis d'estimer une DE totale et une DEAP, moyennées par période de 1 seconde à 6 minutes, et exprimées en kcal. L'estimation est réalisée à partir d'une équation, non dévoilée par le fabricant et présumée développée à partir de données d'accélération (vecteur magnitude, VM) et de paramètres personnelles (Chu et al., 2007; Kavouras et al., 2008). Le vecteur magnitude de l'accélération correspond à la norme du vecteur accélération obtenue à partir des trois composantes (Équation 8).

$$VM = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad [8]$$

Le RT6 succède aux anciennes versions (RT3 et Trictrac). Plusieurs études portant sur la validité de l'estimation de la DEAP issu du RT6 (ou du RT3) ont présenté une bonne précision lors de marche sur tapis roulant ou en condition de vie quotidienne (Lof et al., 2013; Powell & Rowlands, 2004; Rowlands et al., 2004). Toutefois, d'autres études ont reporté une imprécision dans l'estimation de la DEAP en comparaison aux méthodes de référence, que ce soit en laboratoire (lors d'activité de stepper, de vélo ou d'activités impliquant les membres supérieurs) ou en condition de vie quotidienne (biais = -15 %) (Maddison et al., 2009; Wetten et al., 2014). Enfin, le RT6 a été montré comme valide dans l'estimation de l'intensité d'exercice lors d'activités standardisées ou libres (Lof et al., 2013; Rothney et al., 2008).

3. Protocole expérimental

Le protocole était réalisé sur une semaine. Chaque jour de la semaine, le sujet devait répertorier toutes les activités réalisées entre 5h à 23h. Pour cela, il a été demandé au sujet de cocher l'ensemble des activités réalisées au cours de l'heure et d'indiquer la durée de celles-ci dans un carnet réalisé spécifiquement pour cette étude. Pour certaines activités telles que les activités ménagères, le bricolage / jardinage, les activités assises et debout ou encore les activités physiques, le sujet devait également noter l'activité précise. En plus du carnet, le sujet a reçu un actimètre avec une notice d'utilisation. Tout comme le carnet, il a été demandé au sujet de porter le RT6, au niveau de la hanche droite, sur toute la durée de l'étude, entre le moment où il se lève jusqu'au coucher. Toutefois, une exception était faite pour les activités nécessitant d'être dans l'eau (i.e. douche/bain et activités aquatiques). Un questionnaire d'AP a été administré par un expérimentateur après la période d'observation, au moment où le sujet rendait le carnet de report d'activité et le RT6. La période durant laquelle le sujet a dû remplir le carnet et porter le RT6 était de sept jours consécutifs. Cette durée d'observation a été établie à partir des conclusions de plusieurs études. En effet, il a été observé des variations du pattern d'AP dans différentes populations entre les jours de la semaine et les jours du weekend (Comte et al., 2013; Ramirez-Rico et al., 2014). Il est donc préconisé une durée d'observation minimale de deux à quatre jours consécutifs, avec au moins une journée du weekend, afin d'avoir une représentation précise du pattern d'AP hebdomadaire (Hart et al., 2011; Miller et al., 2013; Vanhelst et al., 2013).

4. Traitement des données.

4.1. Données d'activités

Suite à la période d'observation, les données du carnet de report des activités et du questionnaire étaient récupérées pour être analysées à partir de logiciels spécifiquement développés sous Excel/VBA pour cette étude. Le carnet de report et le questionnaire ont permis de répertorier les différentes activités réalisées par le sujet afin d'obtenir pour chaque activité la prévalence dans la population ainsi que la durée moyenne et totale au cours de la journée et de la semaine. Pour chaque journée, le temps manquant était calculé comme la différence entre la durée d'observation journalière (i.e. soit 13h), et la somme de toutes les activités renseignées

par le sujet pour chaque journée. Un carnet a été considéré comme valide si les données manquantes ne dépassaient pas 5 % par jour, soit 0,65 h ou 39 min.

4.2. Données mécaniques

Pour le RT6, les données d'accélération ont été enregistrées à une fréquence de 10 Hz. Après la période d'observation, les données étaient importées dans un fichier Excel à l'aide du logiciel fourni par le constructeur puis traitées à partir d'un logiciel développé sous Excel/VBA afin d'obtenir un VM, une DE totale et une DEAP moyennés sur une période de 1 min. Ensuite, la somme des périodes a permis d'obtenir une DE totale et une DEAP quotidienne. De plus, les données issues du RT6 ont été utilisées afin de cartographier les différentes intensités d'activité réalisées sur la journée. Pour cela, le niveau d'activité physique (Équation 9 ; exprimé en Met)

$$\text{Niveau d'AP (Met)} = DE \text{ totale} / DE \text{ basale} \quad [9]$$

a été calculé pour chaque période d'une minute afin d'estimer les temps passés dans chaque catégorie d'intensité d'exercice (i.e. AP_{séd}, AP_{lég}, AP_{mod} et AP_{vig}) (Schutz et al., 2001). Enfin, le niveau d'AP a été moyenné sur chaque jour. La DE basale a été déterminée comme la DE totale estimée par le RT6 lors d'une période où le VM de l'accélération était nul, i.e. quand le sujet ne portait pas le capteur. En utilisant cette approche, la thermogénèse postprandiale était considérée comme négligeable. Afin de tenir compte des recommandations pour l'utilisation de l'actimétrie dans la mesure de l'AP, les données du RT6 ont été considérées comme valides s'il était porté plus de 10 heures dans la période de mesure (i.e. entre 5h et 23h) (Masse et al., 2005). Le capteur était considéré comme non porté si le VM moyen était nul sur une période glissante de 20 min. Ces périodes ont ensuite été additionnées pour déterminer si le sujet avait porté le RT6 plus de 10 heures et donc considérer le jour comme valide.

5. Analyse Statistique

Toutes les statistiques ont été réalisées en utilisant Microsoft Office Excel 2016 et SPSS version 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Les données descriptives sont présentées comme la moyenne \pm l'écart type. Le seuil de significativité a été fixé à $\alpha = 0,05$. La normalité des données a été vérifiée par un test de Kolmogorov-Smirnov. Plusieurs tests t de Student (pour variables

indépendantes) ont été utilisés pour tester les différences entre les deux groupes (homme et femme).

Résultats

Sur les 33 sujets qui ont été inclus dans l'étude, les données de 2 sujets n'ont pas pu être analysées, car elles comportaient moins de quatre jours où les données du carnet et du RT6 étaient simultanément valides. Sur ces deux sujets, le premier n'a pas utilisé le RT6 suite à un problème technique et le second n'a pas détaillé la durée des activités dans le carnet de report.

Recensement des activités : Les sujets DT2 qui ont participé à notre étude avaient en moyenne sur la semaine une durée d'éveil (entre l'heure où elles se lèvent et l'heure du couché) d'environ $14,5 \pm 1,2$ h. Durant cette période, les activités étaient réparties entre $7,8 \pm 2,1$ h en position statique (allongée, assis et debout) et $6,1 \pm 2,5$ h d'AP (Figure 19). Concernant les activités sédentaires, les sujets ont passé en moyenne $6,1 \pm 2$ h assis (e.g. manger, regarder la télévision, lire...), $1,5 \pm 1,1$ h debout et seulement $0,2 \pm 0,2$ h allongée. Concernant les AP recensées lors de la semaine d'observation, les sujets ont réalisé en moyenne sur la journée $0,6 \pm 0,4$ h de

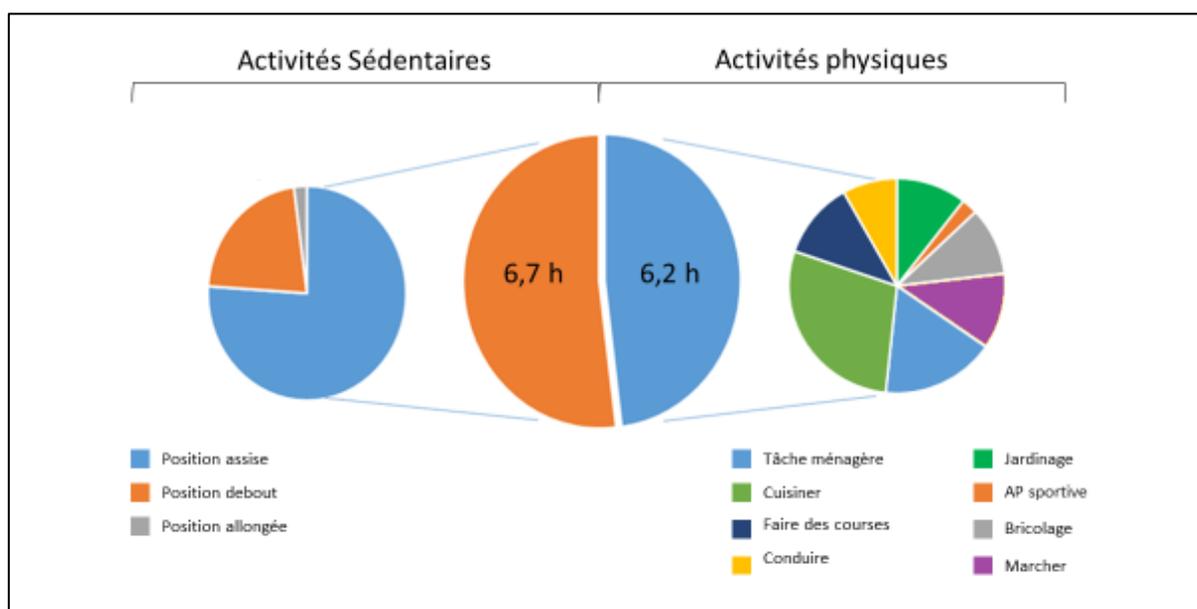


Figure 19 : Répartition journalière moyenne des activités sédentaires (posture statique) et activités physiques.

marche, $0,1 \pm 0,3$ h d'AP de loisir ou sportive (natation, renforcement musculaire, activité artistique), $2,3 \pm 1,8$ h d'activité comprenant le ménage, le jardinage et le bricolage et enfin $2,9 \pm 1,9$ h d'autres activités telles que conduire, faire des courses ou la cuisine.

Au total, 90,3 % des sujets pratiquaient la marche, 32,2 % ont eu une AP de loisir ou sportives (hors marche) et 94,7 % une activité de jardinage ou bricolage. Les activités les plus courantes étaient la marche, le jardinage (64,5 %), le bricolage (32,2 %) et les activités ménagères (58 %) alors que, les activités comme la natation, les exercices de mobilisation à faible intensité ou encore le vélo étaient peu représentés (respectivement 3,2 %, 6,4 % et 9,7 %) (Tableau 10).

Tableau 10 : *Prévalence et équivalent métabolique des activités observées dans le carnet de report.*

Activité	Met ^a	Prévalence n (%)	Durée hebdomadaire ^b (h/jour)
Activité sédentaire			
Assis	1,3 - 1,5	31 (100 %)	5,2 (2,4)
Debout	1,3 - 1,8	31 (100 %)	1,4 (1,1)
Allongée	1,2	9 (29 %)	0,3 (0,2)
Activité de la vie quotidienne			
Conduire	2,5	12 (38,7 %)	0,73 (0,55)
Faire des courses	2,3	16 (51,6 %)	0,25 (0,17)
Faire la cuisine	2 – 3,5	25 (80,6 %)	1,02 (0,88)
Jardiner	3 – 6	20 (64,5 %)	0,90 (0,44)
Bricoler	2,5 – 6	10 (32,2 %)	0,71 (0,56)
Tâche ménagère	2,3 – 4,3	18 (58 %)	1,10 (1,00)
Activité physique de loisir et sportive			
Marcher	3 – 4,3	28 (90,3 %)	0,7 (0,3)
Natation	6	1 (3,2 %)	1 (0)
Gym douce	2,3	2 (6,4 %)	1 (0)
Aquagym	5,3	2 (6,4 %)	0,75 (0)

Vélo	3,5 – 8	3 (9,7 %)	1,3 (0,2)
Dance	3 – 7	3 (9,7 %)	2,3 (1,3)
Musculation	2,8 – 3,8	1 (3,2 %)	0,58 (0)
Pêche	2	1 (3,2 %)	4,6 (0)

Valeur en moyenne (\pm écart-type).

^a Données issues du compendium des activités (Ainsworth et al., 2000).

^b Prend en compte uniquement les sujets qui ont répertorié l'activité.

Niveau d'activité moyen : Le niveau d'activité moyen variait en fonction des heures de la journée pour atteindre des valeurs maximales d'activité entre 10h-12h, 14h-15h30 ou 18h-19h (Figure 20). Les données issues du RT6 ont montré que les sujets diabétiques inclus dans cette étude restaient principalement dans une zone d'intensité d' $AP_{\text{séd}}$ et $AP_{\text{lég}}$ (moyenne journalière = $9,1 \pm 2$ h d' $AP_{\text{séd}}$ et $3,4 \pm 1,7$ h $AP_{\text{lég}}$). En revanche, les AP_{mod} et AP_{vig} ne représentaient quotidiennement que $28 \pm 22,5$ min et $3,1 \pm 2,5$ min.

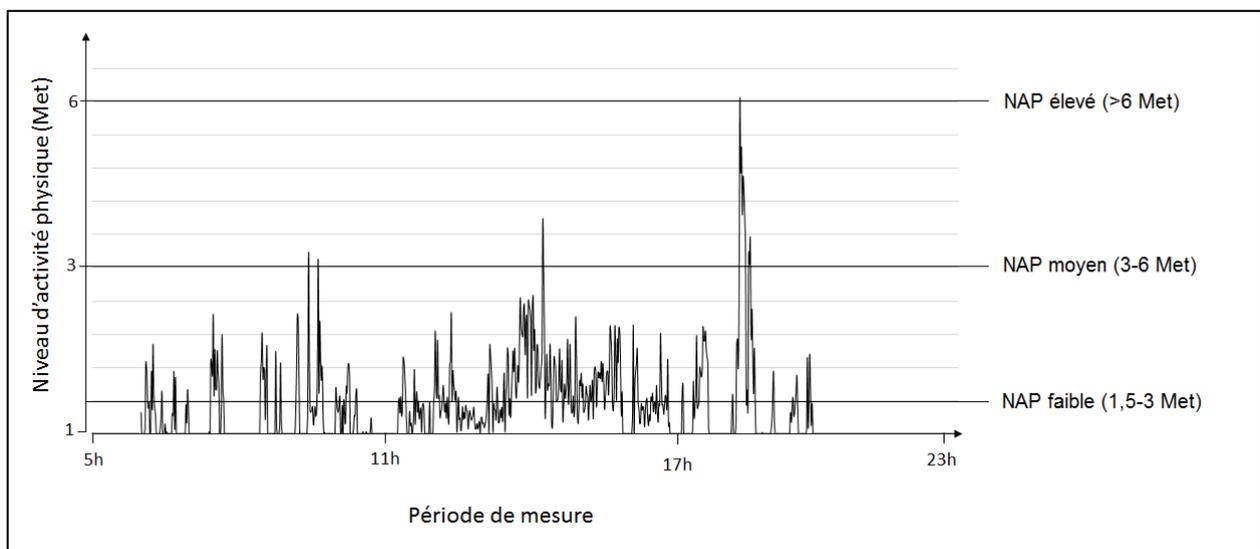


Figure 20 : Exemple des variations du niveau d'activité physique moyen au cours d'une période de mesure chez un sujet DT2.

Différence Homme/Femme : D'un point de vue des AP, il n'y avait pas de différence entre les deux groupes, avec un écart de seulement 8 min par jour (6,14 h pour les hommes vs. 6 h pour les femmes ; $p = 0,35$). Il apparaît que les femmes ont pratiqué en moyenne plus de marche (44,6 vs. 27,2 min par jour chez les hommes ; $p < 0,01$) et plus d'activité domestique (tâches

ménagères et courses avec 2,43 vs. 1,04 h par jour pour les hommes ; $p < 0,005$). En revanche, les hommes ont passé deux fois plus de temps dans des AP de loisir ou sportives, des activités de bricolage et à conduire (respectivement 13, 52 et 43 min/jour vs. 6, 29 et 22 min/jour pour les femmes ; $p = 0,12, 0,01$ et $0,01$). Enfin, il n'y avait pas de différence de temps passé par jour en moyenne à jardiner et à préparer le repas avec 44 vs. 38 min/jour et 1,8 vs. 1,6 h/jour respectivement pour les hommes et les femmes ($p > 0,05$). Pour les activités sédentaires, les femmes ont passé plus de temps assis (5,4 vs. 4,5 h ; $p < 0,05$), et moins debout (1,14 vs. 2,06 h ; $p < 0,01$) mais environ le même temps allongé (6 vs. 13 min ; $p = 0,56$). Au total, le temps d'activité sédentaire était similaire entre les deux groupes (6,8 et 6,6 h respectivement pour les hommes et les femmes ; $p = 0,6$).

Discussion

Cette première étude avait pour objectif principal de faire un état des lieux des différentes formes d'activités sédentaires ou physiques quotidiennes chez des patients diabétiques de type 2. Le principal résultat de cette étude a été la forte prévalence de la marche comme AP quotidienne. En effet, environ 90 % des sujets ont marché quotidiennement ou au moins 5 fois par semaine. Autre résultat important, les sujets DT2 sont restés majoritairement dans une zone d'intensité faible, voire très faible, et les périodes d'AP_{mod} et d'AP_{vig} ont été peu nombreuses et ne représentaient respectivement que 28 et 3 min par jour.

Sur la base de questionnaires administrés à une population de 505 diabétiques américains d'origines hispaniques, Wood (2004) a observé une forte préférence des AP_{lég} et AP_{mod}. Les résultats de cette étude ont permis de déterminer le jardinage et la marche comme principales AP quotidienne. En comparaison, nous avons observé également une majorité de sujets qui ont marché et jardiné quotidiennement, mais avec une prévalence plus élevée (90 vs. 32 % pour la marche et 64,5 vs. 38 % pour le jardinage, respectivement dans notre étude et dans celle de Wood (2004). Cette différence de pourcentage pouvait néanmoins être expliquée par la taille de notre population qui est plus petite. De plus, une partie de nos sujets sont membres d'associations de patients (e.g. « La Maison du Diabète ») qui ont souvent pour objectif d'encourager la pratique d'AP telle que la marche. Nos résultats étaient également comparables pour les activités les moins pratiquées par les patients diabétiques (3,2 vs. 1,3 % pour la natation, 9,7 vs. 2,3 % pour les activités de type aérobie,

9,7 vs. 7,5 % pour le vélo et 0 vs. 2,4 % pour la course à pied, respectivement dans notre étude et celle de Wood (2004). Une étude française a utilisé l'IPAQ afin de quantifier l'AP dans une population de 724 patients DT2 (Croix, 2011). Même si le type et la prévalence des activités n'ont pas été détaillés, il en est ressorti que la marche et les activités domestiques participaient de façon importante à la DEAP hebdomadaire (respectivement 28,6 et 30,3 %). Enfin, en se basant sur les résultats des questionnaires remplis par les sujets de notre étude, plus de 90 % de nos sujets ont eu au moins une AP régulière dans la semaine. Néanmoins, après avoir retiré la marche de notre calcul, le pourcentage était de seulement 32,2 %.

Comme énoncé en introduction, plusieurs recommandations d'AP ont été proposées et pouvaient être utilisées pour catégoriser une population d'individus comme sédentaire (inactive, ne pratique d'AP), insuffisamment active (pratique une AP, mais moins que préconisée par les recommandations) et active. Cependant, les pourcentages dans les deux dernières catégories variaient bien entendu en fonction des critères pris en compte (e.g. la durée, l'intensité ou la fréquence). Dans notre étude, aucun participant n'a déclaré ne pas pratiquer d'AP régulièrement. En effet, tous les sujets ont réalisé au minimum une AP régulière, que ce soit de la marche, du jardinage ou encore du bricolage. Ensuite, sur la base des 150 min d'AP_{mod} par semaine conseillées par l'« American Diabetes Association », 55 % des patients ont été considérés comme insuffisamment actifs et 45 % actifs. Si on considère 30 min par jour d'AP_{mod}, 5 fois par semaine, le pourcentage de sujet actif diminuait à 36 % (et donc 64 % de sujet insuffisamment actif). Pour finir, une fois traduites en DE (i.e. correspondant à une DEAP de 800-1000 kcal/semaine), seulement trois patients (< 10 %) ont eu une DEAP entre 800 et 1000 kcal par semaine alors que les autres étaient au-dessus de ce seuil.

Nos résultats concernant l'adhésion des patients DT2 aux différentes recommandations sont comparables à ceux observés dans la littérature, même si légèrement supérieurs du fait de la taille de notre échantillon. La majorité de ces études ont observé une faible adhésion à celles-ci avec entre 13 à 54 % des patients diabétiques étudiés considérés comme insuffisamment actifs et 12 à 43 % considérés comme actifs (Barrett et al., 2007; Hays & Clark, 1999; Nelson et al., 2002; Resnick et al., 2006; Zhao et al., 2011). En comparaison, nous avons observé des taux de sujets moyennement actifs entre 55 et 64% et actifs entre 36 et 45 %.

Les données issues du MAQ nous ont également permis d'étudier les comportements dits « sédentaires » et notamment le temps passé devant la télévision. En effet, le temps assis à regarder la télévision est un indicateur souvent utilisé dans les études épidémiologiques. De nombreuses études ont démontré un lien entre le temps devant la télévision et le risque de surpoids ou d'obésité (Twarog et al., 2015; Zhang et al., 2016) ainsi que le risque de syndrome métabolique (e.g. le diabète de type 2) (Hamer et al., 2017; Rosique-Esteban et al., 2017). Dunstan et al. (2005) ont observé une moyenne de 14,7 h/semaine passées devant la télévision dans une population de 1153 patients DT2. Dans une seconde étude, ces mêmes auteurs ont trouvé que 22,6 % des sujets DT2 passaient moins d'une heure par jour devant la télévision, 27,8 % entre 1 et 2 heures et 49,6 % plus de 2 heures (Dunstan et al., 2004). Enfin, une étude récente portant sur 155 sujets DT2 a obtenu des taux similaires avec 31,6 % qui regardaient la télévision moins de 2 heures par jour, 47,1 % entre 2 et 4 heures et 21,3 % plus de 4 heures (Rogerson et al., 2016). À titre de comparaison, les sujets de notre étude ont déclaré regarder la télévision 3,1 heures par jour en moyenne, soit environ 21,7 heures par semaine (vs. 14,7 h par semaine dans l'étude de Dunstan et al. (2005)). De plus, environ 28,5 % regardaient la télévision moins d'une heure par jour, 14,3 % entre 1 et 2 heures, 32,2 % entre 2 et 4 heures et 25 % plus de 4 heures par jour.

Notre population de sujets était composée de 14 hommes et 19 femmes ayant une moyenne d'âge et un IMC comparable. La durée totale des AP était similaire dans les deux groupes (6,14 h pour les hommes et 6 h pour les femmes) malgré des disparités dans la durée de certaines activités. En effet, les femmes ont pratiqué en moyenne plus de marche et d'activité domestique, moins d'AP de loisir et sportives, de bricolage et de temps dans les transports. Enfin, les temps passés moyens quotidien à jardiner et à préparer le repas étaient proche dans les deux groupes. Enfin, en ce qui concerne les AP_{séd.}, les femmes sont restées plus de temps assises, moins debout et environ le même temps allongées quotidiennement en comparaison aux hommes DT2 de notre population. Ces résultats étaient en accord avec d'autres études réalisées dans des populations de sujets diabétiques ou générales. En effet, plusieurs études ont présenté une plus grande quantité d'activités dites sédentaires chez les hommes (9,8 vs. 8,8 h par jour en moyenne chez les femmes) (Luzak et al., 2017; van der Velde et al., 2017). De plus, Wood (2004) ont montré que la pratique de la marche était plus importante chez les femmes DT2 que chez les hommes (respectivement 55 vs. 45 %). Enfin, l'étude conduite par Croix (2011) a également

confirmé nos résultats avec une plus grande quantité d'activité domestique chez les femmes, mais moins d'activité de loisir.

Notre étude comportait cependant plusieurs limites. D'une part, la taille restreinte de notre population ne nous a pas permis de généraliser nos résultats. De plus, notre population était issue majoritairement du bassin sud de l'île, et il est possible que le climat ou encore le relief d'autres zones géographiques de l'île influencent les résultats obtenus. Enfin, certains de nos résultats (e.g. taux d'inactivité nul) pourraient être expliqués par le recrutement basé sur le volontariat. En effet, il est possible que les sujets ayant accepté de participer à notre étude soient des patients motivés par la thématique de l'AP et donc plus actifs. Pour tenter de réduire ce biais, la moitié de nos sujets était membres d'associations (de patients ou de quartier) et l'autre non. Ensuite, nous avons utilisé deux méthodes dites subjectives (carnet et questionnaire) pour répertorier les différentes AP réalisées. Or, comme énoncé dans la revue de littérature (Section 3.1 ; p 41), la précision de ces approches est limitée par des biais inhérents à l'auto-évaluation (e.g. biais de mémoire, de déclaration, de compréhension) (Shephard, 2003). Ces biais ont pu induire qu'un patient déclare plus d'AP ou moins d'activité sédentaire pour paraître plus observant par rapport aux recommandations d'AP en lien avec le diabète (Lichtman et al., 1992).

En conclusion, cette étude nous a permis de mettre en évidence le pattern d'activité physique dans une population de patients DT2. Il est apparu que les activités sédentaires (e.g. regarder un écran en position statique) étaient courantes au quotidien ce qui a favorisé que les sujets soient restés une grande partie de la journée à un niveau d'activité physique faible, voire sédentaire. Toutefois, ces périodes d'activités sédentaires ont été entrecoupées par des périodes d'activité réalisée à une intensité modérée et/ou élevée, qui étaient majoritairement de la marche et des activités de loisir (i.e. certains travaux de jardinage et de bricolage). Ainsi, il paraît important de tester et de valider une méthode, basée sur un outil objectif, permettant d'évaluer la DE lors d'activité sédentaire et de marche chez des patients DT2 afin de mieux comprendre, par exemple, la relation entre la quantité d'activité physique et ses répercussions sur la santé. Au vu de la revue de littérature, l'actimétrie semble représenter une approche intéressante à tester chez des patients diabétiques. En effet, l'actimétrie permet une quantification précise de l'activité physique au travers de la dépense énergétique. Néanmoins, la majorité des actimètres ou équations d'estimation de la DE ont été développés pour des populations saines. Ainsi, il

convient d'étudier la DE liée à l'activité de marche afin de choisir la méthode la plus adaptée à l'évaluation de la DE chez des patients DT2.

Résumé

La forte augmentation de la prévalence du diabète de type 2 au cours des dernières années a fait de cette maladie un enjeu de santé mondial. L'AP, additionnée à une alimentation équilibrée, représente la principale voie de prévention du DT2 et de ses répercussions sur la santé. L'objectif de cette étude est de définir les AP quotidiennes les plus couramment réalisées dans une population de patients DT2 en utilisant des méthodes subjectives et objectives. Les résultats ont montré une forte prévalence des activités sédentaires. La période d'éveil a été en moyenne 14,5 h et était répartie en 7,8 h d'activités sédentaires (positions statiques) et 6,1 h d'activité. La position assise représente la principale activité sédentaire avec 6,1 h par jour en moyenne contre 1,5 h et 0,2 h pour les positions debout et allongée, respectivement. Pour ce qui était des AP quotidiennes, la marche représente 0,6 h, les AP de loisirs ou sportives 0,1 h, les tâches ménagère/jardinage/bricolage représentaient 2,3 h et conduire/faire des courses/cuisiner 2,9 h par jour. La majorité des patients ont marché quotidiennement, ou au moins 5 jours dans la semaine (89,5 %). Ensuite, les activités les plus courantes étaient le jardinage (63,1 %), les activités domestiques (52,6 %), les AP loisirs et sportive (31,6 %) et le bricolage (31,6%). Enfin, les activités les moins courantes étaient la natation, le vélo, la gymnastique douce et l'aquagym avec des prévalences inférieures à 10 %. Les sujets ont passé la majorité du temps dans une zone d'intensité d'activité sédentaire et faible. Ces longues périodes de faible activité étaient entrecoupées de périodes d'AP d'intensité modérée et élevée relativement courtes, représentant 31 min par jour en moyenne une fois additionnées. Enfin, la durée totale des activités sédentaires et physiques était similaire dans le groupe d'hommes et de femmes malgré des différences pour certaines activités telles que la marche, les activités domestiques ainsi que les AP de loisir et sportives. En conclusion, les résultats ont montré que les sujets DT2 avaient un pattern d'activité principalement composé d'activités sédentaires et de faibles intensités. Cette prédominance des activités de faible intensité doit être prise en compte dans le choix de la méthode utilisée pour estimer la dépense énergétique des patients diabétiques de type 2.

ÉTUDE 2

Étude de la dépense énergétique et des méthodes d'estimation chez des patients diabétiques de type 2

Comme énoncé dans la problématique, cette seconde étude portant sur la DE et les méthodes d'estimation de celle-ci lors de la marche chez des patients DT2 est divisée en trois parties aux objectifs distincts. La première partie porte sur la comparaison de la DE lors de la marche entre une population de patients DT2 et un groupe de sujets sains du même âge. Ensuite, un second objectif est de tester la validité d'une équation publiée d'estimation de la DEAP dans deux groupes de sujets non-diabétiques et diabétiques. Enfin, à la suite de cette étude, nous développerons et validerons une nouvelle équation d'estimation de la DE chez des patients DT2 en utilisant un capteur intelligent dans une troisième partie.

Toutefois, avant de nous intéresser plus spécifiquement aux trois protocoles réalisés dans cette seconde étude, nous allons premièrement présenter la méthodologie générale commune aux trois parties.

Méthodologie générale

1. Population

Les sujets de cette étude ont été recrutés sur la base du volontariat via le bouche à oreille ainsi que dans plusieurs associations de patients ou culturelles. Les critères d'inclusion étaient d'avoir entre 40 et 70 ans, un IMC compris entre 20 et 30 kg/m² et être capable de participer à une session d'exercice sans appareil d'assistance à la marche. Pour les sujets du groupe diabétique, cette étude s'adressait exclusivement aux personnes ayant un diabète de type 2, déclaré et considéré comme cliniquement stable. L'ensemble des sujets ne présentent aucun problème neurologique ou orthopédique (déformation, amputation d'un doigt sur un pied, ulcère) qui pourrait modifier ou altérer leur pattern de marche. De plus, un certificat médical de non contre-indication à la pratique d'une AP sur tapis roulant était requis avant de pouvoir participer aux expérimentations. Enfin, tous les sujets reportent un poids stable n'ayant pas varié de plus de 2,5 kg au cours des 3 mois précédents. Avant le début des tests, tous les participants ont signé un consentement écrit après avoir été pleinement informés du déroulement de l'étude qui était conduit en accord avec la Déclaration d'Helsinki. Les caractéristiques descriptives des sujets de l'étude sont résumées dans le tableau 11.

La population finale de notre étude inclut 20 patients diabétiques de type 2 et un groupe témoin non-diabétique de 20 sujets. Chaque groupe est composée de 12 femmes et de 8 hommes. Les sujets DT2 sont diagnostiqués comme étant diabétiques depuis 10,6 ans ($\pm 6,1$ ans) en moyenne et ont une glycémie à jeun moyenne de 1.48 g/L (± 0.16 g/L) et sont donc considérés comme stables. Parmi les patients DT2, 2 sujets sont sous insulino thérapie, 12 ont

recourt à un traitement antidiabétique oral et 5 ont un traitement anticholestérolémiant. Dans le groupe contrôle, seulement 7 sujets ont un traitement anticholestérolémiant ou antihypertenseur.

Tableau 11 : Caractéristiques personnelles des sujets du groupe Diabétique et du groupe témoin.

Paramètres	Témoin (n = 20)	DT2 (n = 20)
Ratio Femme/Homme	12/8	12/8
Âge, année	57.3 ± 6.7	57.5 ± 8.0
Poids, kg	68.2 ± 12.8	69.8 ± 12.2
Taille, m	1.64 ± 0.09	1.64 ± 0.10
IMC, kg/m ²	25.1 ± 2.9	25.8 ± 2.7
PM _{debout} , W/kg	1.28 (0.28)	1.27 (0.26)
Glycémie à jeun, g/L	/	1.47 (0.16)
Durée diabète, année	/	10,6 (6,1)

Valeur Moyenne (± écart-type).
DT2, Diabétique de type 2 ; IMC, Indice de masse corporelle ;
PM_{debout}, Puissance métabolique normalisée en position debout.

2. Protocole expérimental

Les expérimentations sont réalisées dans un délai minimum de 3 h après le dernier repas et une période de 24 h sans cigarettes, alcool et AP. Avant le début du test, les sujets du groupe DT2 ont été amenés à mesurer leur glycémie avec leur glucomètre personnel. Une glycémie comprise entre 0,9 et 2,7 g/l était requise pour démarrer l'expérimentation. Avant de commencer l'enregistrement des données, chaque participant réalise une période de familiarisation avec la marche sur tapis roulant de 15 min, suivi par une période de repos assis de 20 min. Ensuite, les données mécaniques et métaboliques sont enregistrées lors de conditions statiques (position assise et debout) et de marche sur tapis. Nous avons choisi ces activités car les AP_{séd} et la marche représentent une part importante des activités quotidiennes des patients

DT2. Pour commencer, les participants restent 6 min en position assise et debout immobile. Ensuite, le protocole de marche se constitue de 5 sessions de marche de 6 min à des vitesses allant de 1,8 à 5,4 km/h dans un ordre randomisé. Chaque session est séparée par 5 min de repos assis. Afin de contrôler la justesse de la vitesse du tapis roulant, un codeur optique est placé au niveau de la bande roulante.

3. Outils de mesure

3.1. Données métaboliques

La consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$, en ml/min) et la production de dioxyde de carbone ($\dot{V}CO_2$, en ml/min) sont mesurées à partir d'un analyseur de gaz cycle à cycle (Ergostic ; Geratherm Medical AG, Allemagne). Avant chaque expérimentation, la calibration des gaz de référence et des volumes ainsi que la mise à jour de la température, du taux d'humidité et de la pression atmosphérique ont été réalisés après 45 min environ de mise en température du système. Les moyennes de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ ont été calculées sur la dernière minute de chaque activité lorsque leurs valeurs étaient stables à $\pm 10\%$.

3.2. Données mécaniques

Les données mécaniques sont enregistrées à partir de trois capteurs « intelligents » (MTwTM, Xsens, Enschede, Pays-Bas) placés au niveau des lombaires, de la hanche et de la cheville, avec une sangle adaptée au capteur puis fixés à l'aide d'une bande adhésive. Ce capteur intelligent (≈ 30 g) comprend un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre permettant d'enregistrer l'accélération, la vitesse angulaire et le champ magnétique dans les trois axes. Toutes les données sont enregistrées à une fréquence d'échantillonnage de 75 Hz sur les trois dernières minutes de chaque activité. Les données d'accélération sont traitées après enregistrement à l'aide d'un programme personnalisé sur Matlab (Matlab R2015b, MathWorks, MAS, USA). Chaque composante du signal d'accélération est filtrée en utilisant un filtre de Butterworth (filtre passe-bas d'ordre quatre sans décalage de phase) avec une fréquence de coupure à 30 Hz afin de réduire le bruit dans le signal.

Le traitement spécifique des données, l'analyse statistique ainsi que les résultats qui permettront de répondre à nos objectifs seront présentés de façon détaillée dans chacune des trois parties de l'étude.

-- Première partie --

Coût énergétique de la marche chez les patients diabétiques de type 2

Publication entrant dans le cadre de cette partie :

Caron N, Peyrot N, Caderby T, Verkindt C, Dalleau G (en soumission). Effect of diabetes mellitus on energetic cost and preferred speed of walking. *European Journal of Applied Physiology*.

Introduction

Comme nous avons pu le voir dans l'étude précédente, la marche représente l'une des activités physiques la plus courante chez des patients DT2. Toutefois, bien que la marche est l'AP la plus souvent préconisée par les recommandations, il semble que les patients DT2 soit moins enclins à respecter ces prescriptions en comparaison aux sujets de la population générale (Aune et al., 2015). En effet, malgré ces recommandations, il apparaît que les patients DT2 marchent quotidiennement moins en comparaison aux sujets non-diabétiques (-1200 à 2500 pas/jour) (Fagour et al., 2013).

Cette moindre quantité de marche chez les patients DT2 pourrait être expliquée en partie par une diminution de la force des muscles locomoteurs réduisant ainsi leur capacité de marche (Volpato et al., 2012; Leenders et al., 2013). Plusieurs études portant sur la biomécanique de la marche ont montré, en comparaison de personnes saines, que les sujets DT2 (ne présentant pas de neuropathie) préfèrent marcher à une vitesse de marche préférentielle réduite. En effet, les patients DT2 marchent préférentiellement à une vitesse comprise entre 2,7 et 5 km/h, dépendant de l'âge, de l'adiposité et de la condition physique du patient, contre des vitesses comprises entre 5 et 5,3 km/h chez des sujets sains (Brown et al., 2014; Petrofsky et al., 2005; Sawacha et al., 2009; Yavuzer et al., 2006). De plus, cette vitesse de marche plus lente chez les patients DT2 est associée à différentes modifications spatio-temporelles dans le pattern de marche, telles que des pas plus courts et une phase d'appuie prolongée avec davantage de co-contractions lorsque comparés à leurs homologues sains (Brown et al., 2014; Ko et al., 2012; Ko et al., 2011; Petrofsky et al., 2005; Sawacha et al., 2012; Yavuzer et al., 2006). Il a été suggéré dans la littérature que ces modifications du pattern de marche observées chez les patients DT2 représentent une stratégie inconsciente lors de la marche, permettant d'augmenter l'équilibre dynamique altéré par le développement de la maladie (Kukidome et al., 2017). En effet, une modification similaire du pattern de marche a déjà été observée dans des populations présentant de plus grandes instabilités (e.g. chez les personnes âgées ou chez les sujets obèses) (Gill & Narain, 2012; Taylor et al., 2013).

Ces modifications du pattern de marche chez les patients DT2 peuvent également être à l'origine d'une DE plus importante à la marche. Petrovic et al. (2016) ont comparé la puissance métabolique (i.e. la quantité d'énergie consommée par unité de temps ; exprimée en mL O_2 /kg/min ou W/kg) nette ainsi que le coût énergétique de la marche (CE ; J/kg/m) de 22 patients diabétiques (type 1 et type 2) à un groupe de 31 sujets contrôles non-diabétiques lors

de marche à des vitesses comprises entre 2,2 et 5,8 km/h. Les résultats ont démontré que malgré des moments de force articulaires plus faibles, les patients DT2 présentaient, pour une même vitesse, une DE net plus élevé que les sujets témoins, notamment lors de marche rapide.

Bien que nombreuses, aucune étude n'a approfondi la relation entre le coût énergétique de la marche (CE) et la vitesse de marche préférentielle chez les patients DT2. Lorsque cette relation est exprimée par unité de distance, celle-ci décrit une courbe en U (Margaria, 1976; Zarrugh et al., 1974), permettant de déterminer la vitesse optimale, i.e. à laquelle la quantité d'énergie nécessaire pour marcher une distance donnée est minimale. Chez un sujet sain normo-pondéré, la vitesse de marche préférentielle correspond à la vitesse la plus efficiente, i.e. ≈ 5 km/h (Margaria, 1976). Toutefois, chez les patients DT2, nous ne savons pas si cette vitesse de marche préférentielle plus lente correspond à la vitesse minimisant le CE ou si les patients DT2 préfèrent marcher plus lentement pour la rendre plus confortable en diminuant l'intensité d'effort relative lors de la marche.

Ainsi, l'objectif de cette deuxième étude est de comparer 1) la puissance métabolique à la marche, 2) la relation entre le coût énergétique de la marche et la vitesse de marche et 3) le lien entre cette relation et la vitesse de marche préférentielle chez des patients DT2 et des sujets non-diabétiques.

Notre hypothèse était que les sujets DT2 présentent des puissances métaboliques brutes et nettes supérieures lors de la marche en comparaison aux sujets témoins. Ainsi, la vitesse de marche préférentielle plus lente observée chez les patients DT2 traduirait une stratégie permettant de réduire le coût énergétique de la marche plus élevé en comparaison aux sujets non-diabétiques.

Méthodologie spécifique

1. Analyse de la marche

Coût énergétique. À partir des données de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$, la puissance métabolique brute normalisée (PM_{brute} , W/kg) a été calculée en utilisant l'équation de Weir (Weir, 1949) (Équation 1 ; p. 34). La puissance métabolique nette normalisée (PM_{nette} , W/kg), qui représente la consommation d'énergie requise pour l'activité de marche, a été ensuite calculée en soustrayant la puissance métabolique en position debout de la puissance métabolique brute normalisée.

Finalement, la PM_{brute} était divisée par la vitesse de marche (en m/s) pour obtenir le coût énergétique de la marche pour une distance donnée (CE, en J/kg/m).

Analyse cinématique. À partir des données d'accélération filtrées, la fréquence de pas a été déterminée pour chaque marche grâce à la méthode précédemment décrite par Zijlstra & Hof (2003). Brièvement, le pic d'accélération horizontale du tronc était utilisé pour déterminer le moment où le talon droit touche le sol puis une foulée (i.e. deux pas) était définie comme la période entre deux contacts consécutifs du talon droit avec le sol.

Vitesse de marche préférentielle. La vitesse de marche préférentielle du sujet a été déterminée en mesurant le temps nécessaire pour marcher 200m sur un terrain plat. Les sujets ont eu pour consigne de marcher trois tours sur une piste d'athlétisme de 200m à une vitesse de marche confortable. La vitesse de marche préférentielle était déterminée comme la moyenne des deux derniers tours.

Coût énergétique minimum pour une distance donnée. Après avoir modélisé la relation entre la CE et la vitesse de marche (fonction polynomiale du second degré) pour chaque sujet, la vitesse minimisant le coût énergétique de la marche a été déterminé mathématiquement en calculant la valeur de la vitesse lorsque la dérivée de la fonction CE / vitesse est égale à zéro.

2. Analyse statistique

Toutes les statistiques ont été réalisées en utilisant SPSS version 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Les données descriptives sont présentées comme la moyenne \pm l'écart type. Le seuil de significativité a été fixé à $\alpha = 0,05$. Pour commencer, la normalité et l'homogénéité des données a été vérifiées par un test de Kolmogorov-Smirnov et de F-Snedecor. Un test t de Student (indépendant) a été utilisé pour tester la différence entre les deux groupes de chaque caractéristique personnelle (i.e. poids, taille, IMC, âge, glycémie, puissance métabolique debout et vitesse de marche préférentielle). Une analyse de la covariance (ANCOVA) à deux facteurs à mesures répétées a été utilisée pour déterminer comment la *vitesse de marche* et le *diabète* (variables indépendantes) affectent la fréquence de pas, la PM_{brute} , la PM_{nette} et le CE. L'IMC et le sexe étaient ajoutés comme co-variables du fait de leur influence sur la puissance métabolique à la marche, comme démontré par Browning et al. (2006). Les deux groupes (DT2 et Témoin) ont le même ratio homme/femme (12 hommes et 8 femmes) et le même nombre de sujets normo-pondérés et en surpoids (10 normo-pondérés et 10 en surpoids). Du fait des

critères de recrutement, les deux groupes étaient similaires en termes de poids, taille, IMC et d'âge (Tableau 11 ; p 114). Si un effet apparaissait comme étant significatif, une analyse post hoc avec correction de Bonferroni était effectuée.

Résultats

Puissance métabolique lors de la marche. Les résultats ont montré que les patients DT2 avaient une PM_{brute} supérieure pour toutes les vitesses de marche (excepté à 4,5 km/h) en comparaison à leurs homologues sains (ANCOVA : $F_{diabetes} = 6,1$, $p = 0,019$; Figure 21). La puissance métabolique en position debout était similaire entre les deux groupes indépendamment qu'elle soit exprimée en valeur brute ou normalisée (respectivement $p = 0,15$ et $0,20$; Tableau 11). Par

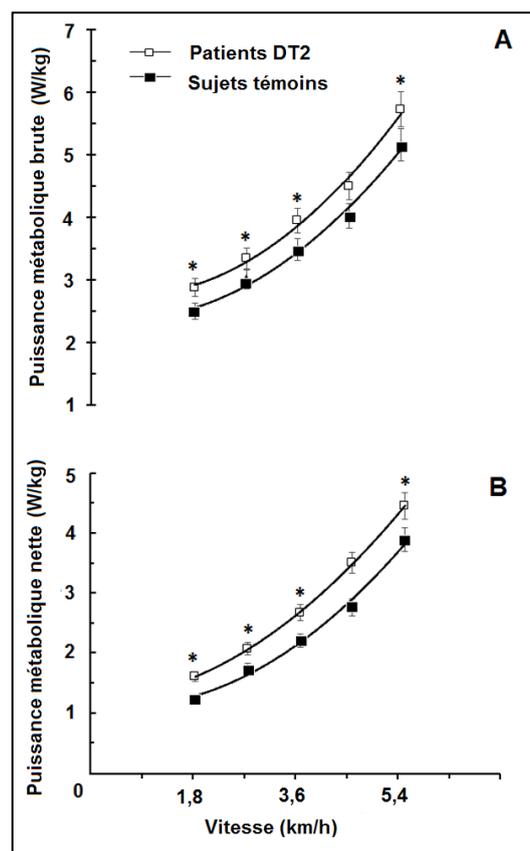


Figure 21 : Puissance métabolique brute (A) et nette (B) (W/kg) en fonction de la vitesse de marche, pour le groupe DT2 (carré blanc) et témoin (carré noir). Les courbes représentent des fonctions polynomiales du second degré. *, différence significative entre les deux groupes, $p < 0,05$

conséquent, les résultats ont indiqué une PM_{nette} plus élevée chez les patients DT2 que chez les sujets du groupe témoin (ANCOVA : $F_{diabète} = 7,9$; $p < 0,01$; Figure 21). Sur l'ensemble des vitesses de marche, les puissances métaboliques brutes et nettes ont été en moyenne ($8,7 \pm 2,6$ % et $14,3 \pm 6$ %) plus élevées chez les sujets DT2 comparées aux sujets du groupe contrôle (PM_{brute} : 4,02 vs. 3,71 W/kg, et PM_{nette} : 2,74 vs. 2,44 W/kg respectivement pour les groupes DT2 et témoin).

Vitesse de marche préférentielle. Même si comparable, les patients DT2 ont marché à une vitesse préférentielle significativement plus lente que celle observée dans le groupe témoin (respectivement $4,8 \pm 0,6$ vs. $5,1 \pm 0,2$ km/h ; $p = 0,045$). De plus, les deux groupes ont une vitesse de marche préférentielle supérieure à leur vitesse optimale ($7,2 \pm 16,6$ % et $12,3 \pm 7,4$ % respectivement ; $p < 0,01$).

Coût énergétique minimum pour une distance donnée. La relation entre la PM_{brute} et la vitesse de marche était curviligne dans les deux groupes (fonction polynomiale du second degré, $r^2 = 0,99$). Les résultats de l'ANCOVA ont montré qu'en moyenne sur l'ensemble des vitesses de marche, le CE était $8,7 \pm 2,6$ % plus élevé dans le groupe DT2 que dans le groupe témoin ($F_{diabète} = 6,8$; $p = 0,013$) (Figure 22). La vitesse optimale (calculée à partir de la fonction polynomiale du second degré) était similaire entre les deux groupes ($4,5 \pm 0,4$ et $4,6 \pm 0,3$ km/h respectivement dans le groupe DT2 et témoin ; $p = 0,44$). Toutefois, même si la différence n'était pas significative, le CE minimum était légèrement plus élevé chez les patients DT2 que chez les sujets sains (respectivement $3,53 \pm 0,73$ et $3,32 \pm 0,56$ J/kg/m ; $p = 0,31$). Ensuite, en utilisant cette relation pour interpoler le CE à la vitesse de marche préférentielle, il est apparu que les sujets des deux groupes présentent un CE similaire ($3,74 \pm 0,85$ vs. $3,49 \pm 0,57$ J/kg/m respectivement pour les patients DT2 et contrôle $p = 0,30$) (Figure 22). Dans les deux groupes, le CE mesuré pour la vitesse de marche préférentielle était ≈ 5 % plus élevé que la valeur minimum déterminée à partir de la relation CE /vitesse ($p < 0,01$).

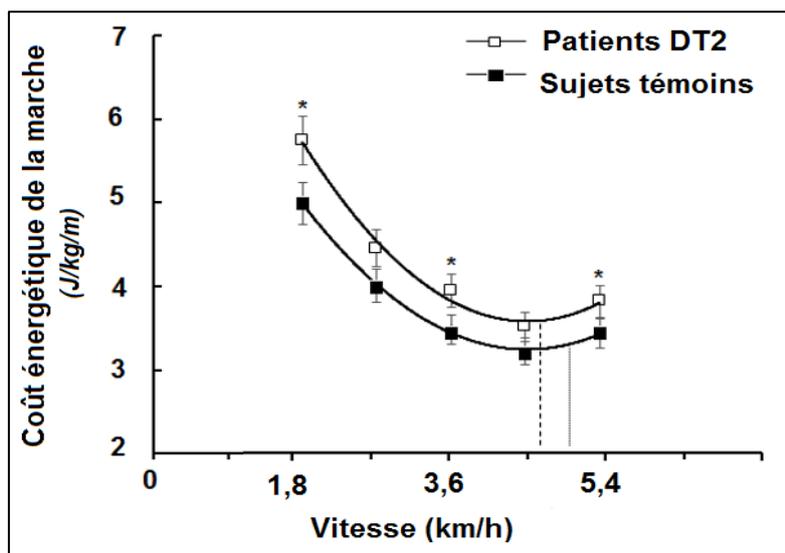


Figure 22 : Coût énergétique de la marche en fonction de la vitesse de marche pour le groupe DT2 (carré blanc) et le groupe témoin (carré noir). Les courbes représentent les fonctions polynomiales du second degré. Les lignes verticales indiquent la vitesse de marche préférentielle : groupe DT2 (ligne hachurée) = 4,8 km/h ; groupe témoin (ligne continue) = 5,1 km/h. *, différences significatives entre les deux groupes, $p > 0,05$

Fréquence de pas. La fréquence de pas a été en moyenne $13,8 \pm 6,6$ % plus élevée dans le groupe DT2 en comparaison au groupe contrôle ($F_{\text{diabète}} = 12,2$; $p < 0,001$; Tableau 12). De plus, l'ANOVA n'a pas révélé d'effet combiné du diabète et de la vitesse de marche sur la fréquence de pas ($p = 0,56$).

Tableau 12 : Fréquence de pas (pas/min) pour chaque vitesse de marche dans le groupe DT2 et témoin.

	Vitesse (km/h)				
	1,8	2,7	3,6	4,5	5,4
DT2	83,2 (16,9)*	98,8 (14,3)*	111,2 (12)*	119,4 (10,6)*	128,6 (12,6)*
Témoin	66,9 (12,7)	85 (11,6)	102,1 (11,5)	109,4 (11,8)	116,4 (8,4)

*Valeur moyenne (Écart-type). DT2, Diabète de type 2. * différence significative entre les groupes, $p < 0,05$.*

Discussion

À notre connaissance, la présente étude a été la première à observer la relation entre le coût énergétique de la marche et la vitesse de marche (fixe ou libre) chez des patients DT2 en comparaison à une population similaire non-diabétique. Les principaux résultats de cette étude ont démontré que les puissances métaboliques brutes et nettes mesurées lors de la marche sont supérieures chez les patients DT2 en comparaison avec les sujets témoins.

Les valeurs de $\dot{V}O_2$ net à la marche sont légèrement plus élevées dans notre population de sujets DT2 lors des marches lentes, mais similaires lors des marches rapides, comparées à celles rapportées dans l'étude de Petrovic et al. (2016) pour des vitesses de marche semblables (2,2 à 5,8 km/h vs. 1,8 à 5,4 km/h dans notre étude). Dans leur étude, le $\dot{V}O_2$ net variait entre 3,05 et 12,84 mL O_2 /kg/min contre entre 5,14 et 12,56 mL O_2 /kg/min dans notre étude. De façon similaire, les valeurs moyennes de $\dot{V}O_2$ net déterminées chez les sujets non-diabétiques (âges et IMC similaires) sont également proches (entre 3,81 et 10,97 mL O_2 /kg/min vs. 3,36 et 10,26 mL O_2 /kg/min, respectivement dans l'étude de Petrovic et al., et dans notre étude).

Nos résultats montrent que les patients DT2 ont dépensé significativement plus d'énergie à la marche que les sujets du groupe témoin, indépendamment de la vitesse de marche, avec des PM_{brute} et PM_{nette} respectivement 8,7 et 14,3 % plus élevées en moyenne sur toutes les conditions de marche (Figure 22). Ce constat d'une PM_{nette} plus élevée chez les patients DT2 en comparaison aux sujets sains peut refléter une baisse de l'efficacité lors de la marche, causée par différentes adaptations et/ou altérations du pattern de marche (Section 3.2 ; p 85). Dans notre étude, nous avons observé que les patients DT2 marchaient avec une fréquence de pas supérieure de 13,8% en moyenne que les sujets témoins (différence moyenne = 11,8 pas/min ; 95% IC = 4,9 à 18,6 pas/min) (Tableau 12). Ces résultats étaient en accord avec ceux d'études précédentes qui ont rapporté une augmentation de la fréquence de pas chez les patients DT2 en comparaison aux sujets témoins non-diabétiques lors de marches à des vitesses fixes ou à vitesse de marche préférentielle (Brown et al., 2014; Ko et al., 2012; Ko et al., 2011; Petrofsky et al., 2005; Petrovic et al., 2016). Chez les patients DT2, la diminution de la longueur des pas (en augmentant la fréquence) semble être le résultat d'une adaptation permettant de réduire l'instabilité à la marche engendrée par la baisse des capacités musculaires (Volpato et al., 2012) et/ou la détérioration des nerfs sensoriels liée au développement de la maladie (Kukidome et al., 2017). Toutefois, cette adaptation pourrait également participer à l'augmentation du travail

interne nécessaire pour déplacer les membres inférieurs et ainsi, peut contribuer à expliquer le CE brut plus élevé observé chez les patients DT2 lors de la marche (Minetti et al., 1995).

Plusieurs études précédentes ont montré que le pattern de marche des patients DT2 était caractérisé par des niveaux élevés d'activation et de co-contraction des muscles agonistes de la cheville et du genou lors de la phase d'appui en comparaison aux sujets sains (Ko et al., 2011; Kwon et al., 2003; Sawacha et al., 2012). Ces modifications de l'activité musculaire permettaient également d'augmenter la stabilité, notamment au niveau de la cheville, en diminuant la mobilité articulaire comme suggéré par Winter & Yack (1987). Toutefois, cette élévation de l'activité musculaire représenterait un facteur supplémentaire permettant d'expliquer l'augmentation du CE de la marche chez les patients DT2. En effet, ces temps d'activation musculaire supplémentaires induisent une augmentation du recrutement des fibres de type II qui sont moins efficaces lors d'activité telle que la marche.

Plusieurs études ont également montré une diminution de l'extensibilité du tendon d'Achilles avec l'apparition du diabète (Kwon et al., 2003; Yavuzer et al., 2006). Démonstré premièrement dans un modèle animal (Andreassen et al., 1981) et ensuite chez l'homme, le diabète, et plus précisément le phénomène de glycation des fibres de collagène (liée à une exposition prolongée à l'hyperglycémie), semble conduire à une augmentation de la raideur du tendon (Abate et al., 2013; Coupe et al., 2016). Cette raideur s'accroît avec la diminution de l'amplitude de mouvement observable au niveau de la cheville lors de la marche chez les patients DT2. Bien que cette augmentation de la raideur pourrait être un facteur améliorant la stabilité de la cheville, elle peut également entraîner une baisse de l'efficacité lors de la marche. En effet, chez des sujets non-diabétiques, le tendon d'Achilles joue un rôle important pour emmagasiner et restituer de l'énergie lors de la marche (Alexander, 1991). Du fait des moments articulaires plus faibles développés au niveau de la cheville chez les patients DT2 à la marche, il peut être assumé que la force sur le tendon d'Achilles était plus faible que chez les sujets sains. Comme discuté par Petrovic et al. (2016), on peut émettre l'hypothèse que chez un patient DT2, un tendon d'Achilles plus raide s'étire moins à la marche que celui d'un sujet sain, et donc, emmagasine moins d'énergie élastique. Ainsi, si l'on assume que l'hystérésis ne change pas entre les patients DT2 et les sujets sains, les muscles fléchisseurs plantaires devront générer plus d'énergie afin de compenser la perte d'énergie élastique, causant alors une dépense énergétique supérieure lors de la marche.

Comme attendu, les patients DT2 ont présenté une vitesse de marche préférentielle plus lente que celle des sujets témoins (différence = - 0,29 km/h ; 95 % IC = - 0,58 à - 0,36 km/h). Cette

vitesse de marche préférentielle plus basse était consistante avec les résultats d'études précédentes qui ont reporté également des vitesses plus lentes comprises entre 2,7 et 5 km/h (Ko et al., 2012; Petrofsky et al., 2005; Sawacha et al., 2012). Toutefois, notre population de patients DT2 semble marcher légèrement plus vite ($4,8 \pm 0,6$ km/h) que la majorité des patients DT2 des études citées précédemment. Cette différence peut néanmoins être expliquée par des différences d'âge ou de composition corporelle entre les populations des différentes études. Tous les sujets des groupes DT2 et témoin ont adopté une vitesse de marche préférentielle proche de celle minimisant leur CE (Figure 22). Bien que les deux groupes présentaient une relation CE / vitesse de marche similaire, la courbe de CE chez les sujets DT2 était légèrement décalée vers le haut, avec un CE minimum de $3,53$ J/kg/m à 4,5 km/h chez les patients DT2 et $3,32$ J/kg/m à 4,6 km/h chez les sujets témoins (Figure 22). Ainsi, malgré que les sujets DT2 marchent à une vitesse proche de celle minimisant leur CE, ils consomment davantage d'énergie pour une distance donnée, ce qui peut expliquer la baisse de la vitesse de marche préférentielle chez les sujets DT2 (mécanisme de feedback). En effet, comme démontrée dans les études précédentes, une vitesse de marche plus lente permet de réduire le travail réalisé par les membres inférieurs (Brown et al., 2014; Petrovic et al., 2016). Ainsi, ces adaptations du pattern de marche peuvent refléter une stratégie inconscience permettant de garder l'intensité d'effort à un pourcentage plus faible de leur capacité maximale aérobie et donc de diminuer l'effort physiologique relatif à une vitesse de marche confortable (Malatesta et al., 2004). Ensuite, il pourrait être suggéré que marcher plus lentement avec des pas plus courts et un niveau plus élevé de co-contraction permettrait de compenser la baisse d'équilibre dynamique liée au développement de la maladie (Kukidome et al., 2017). Enfin, les patients DT2 semblent avoir une baisse de la force des muscles des membres inférieurs par rapport aux sujets sains, principalement au niveau de l'articulation de la cheville et du genou (Andersen et al., 2004; Leenders et al., 2013). Or, cette diminution des capacités musculaires a été démontrée comme un facteur important pouvant expliquer l'altération de la vitesse de marche chez les sujets DT2 (Volpato et al., 2012).

Le principal point fort de cette étude est que les groupes témoin et DT2 sont similaires en termes de ratio homme/femme, âge, poids et taille afin de prévenir de l'effet confondant de ces variables sur le coût énergétique de la marche. Toutefois, cette étude présente également quelques faiblesses. Bien que notre échantillon est représentatif de la population de patients DT2 en termes d'âge, de durée de la maladie et de condition physique, nos résultats ne peuvent pas être généralisés aux patients présentant une neuropathie périphérique (représentent ≈ 50 %

des patients DT2 (Pop-Busui et al., 2009). En effet, on peut émettre l'hypothèse que chez ces patients, les altérations du pattern de marche étant plus importantes, celles-ci impacteraient d'autant plus le coût énergétique de la marche (Kwon et al., 2003; Petrovic et al., 2016; Raspovic, 2013). Enfin, les paramètres énergétiques et spatiotemporels que nous avons étudiés ici ne nous permettent pas de conclure sur les causes de l'augmentation du coût énergétique de la marche chez les sujets DT2. De prochaines études pourront tester de façon plus précise le coût énergétique additionnel dû aux différentes altérations du pattern de marche observées chez les patients DT2, que ce soit lors de marche imposée ou libre.

En conclusion, nos résultats ont montré que les puissances métaboliques brutes et nettes lors de la marche étaient respectivement 8,7 et 14,3 % plus élevées chez les patients DT2 en comparaison aux sujets témoins non-diabétiques. De plus, malgré une baisse de la vitesse de marche préférentielle observée chez les patients DT2, ceux-ci dépensent plus d'énergie que les sujets du groupe témoin, probablement du fait de différentes altérations du pattern de marche. Ces résultats ouvrent différentes perspectives dans la validation d'outils d'estimation de la DE chez les sujets DT2. En effet, dans le domaine de l'actimétrie par exemple, de nombreuses méthodes ont été développées afin d'estimer la DE totale ou la DEAP pour des personnes saines. Toutefois, ces méthodes n'ont, pour la majorité, jamais été testées chez des patients DT2 qui comme le montrent nos résultats, présentent une DE plus importante lors de la marche que des sujets non-diabétiques.

Résumé

Les résultats de l'étude précédente nous ont conduits à nous intéresser plus particulièrement à la marche et à la dépense énergétique. Avant de déterminer la méthode d'estimation la plus adaptée aux patients DT2, nous avons dû nous poser la question d'une éventuelle différence de consommation d'énergie lors de la marche avec des sujets sains. En effet, l'ampleur de cette différence de coût énergétique peut induire une estimation imprécise de la DEAP lors de la marche à partir de méthodes développées pour des sujets non-diabétiques. L'objectif était de comparer les puissances métaboliques brutes et nettes, le coût énergétique de la marche (CE) ainsi que la relation entre le CE et la vitesse de marche à différentes vitesses de marche en un groupe de patients DT2 et un groupe témoin non diabétiques. Le protocole a inclus deux groupes (DT2 et témoin) de 20 sujets appariés en termes d'âge, de ratio homme/femme et de composition corporelle. Les résultats ont montré que les puissances métaboliques brutes et nettes moyennes étaient respectivement $8,7 \pm 2,6$ % et $14,3 \pm 6$ % plus importantes chez les patients DT2 que chez les sujets du groupe témoin. Les patients DT2 ont marché naturellement plus lentement en comparaison aux sujets du groupe témoin (respectivement $4,8 \pm 0,6$ vs. $5,1 \pm 0,2$ km/h ; $p = 0,045$). Le CE a été légèrement plus élevé chez les patients DT2 que chez les sujets sains (+ 8,7 % en moyenne). Les deux groupes exhibaient une relation CE/vitesse de marche similaire, mais légèrement décalée vers haut chez les patients DT2 en comparaison aux sujets témoins. De ce fait, le CE minimum lors de la marche a été plus élevé chez les patients DT2 que chez les sujets contrôles (respectivement $3,53 \pm 0,73$ et $3,32 \pm 0,56$ J/kg/m ; $p = 0,31$). Enfin, la fréquence de pas a été $13,8 \pm 6,6$ % plus élevée en moyenne dans le groupe DT2 que dans le groupe témoin. En conclusion, cette étude a permis de démontrer la nécessité de tester et de valider, chez les patients DT2, les méthodes d'estimation de la DE développées dans une population de sujets non-diabétiques. En effet, lors de la marche, le coût énergétique plus élevé chez les patients DT2 pourrait conduire à une sous-estimation de la DE associée à cette activité.

-- Deuxième partie --

Estimation de la dépense énergétique à partir d'une équation validée

Publications associées à cette partie :

Caron N, Caderby T, Peyrot N, Verkindt C, Dalleau G (2017). Estimating energy expenditure during walking in middle-aged adults. *European Journal of Applied Physiology*, 118(2), 381-388.

Caron N, Peyrot N, Caderby T, Verkindt C, Dalleau G (en soumission). Accelerometry-based method for the assessment of energy expenditure in patients with diabetes. *European Journal of Clinical Nutrition*.

Introduction

Parmi les AP les plus courantes recensées dans la première étude, la marche semble être le meilleur choix pour tester la dose d'AP journalière nécessaire. En effet, la marche est de loin l'AP la plus souvent préconisée par les recommandations (Mendes et al., 2016) et c'est l'AP la plus pratiquée par les patients DT2 (Arshad et al., 2016; Croix, 2011; Wood, 2004). Ainsi, pour mieux comprendre la relation entre l'AP, la marche par exemple, et la santé, différentes méthodes ont été développées pour quantifier cette AP en termes de DE.

Afin d'aller au-delà des restrictions connues des méthodes de référence (Section 1 ; p 30), plusieurs approches ont été développées pour estimer la DEAP. Les méthodes développées pour estimer la DE à partir de l'accélération étaient généralement basées sur un modèle de régression linéaire permettant de traduire des données d'accélération en une énergie dépensée (Chen & Bassett, 2005). Bouten et al. (1994) ont développé un algorithme permettant d'estimer la DEAP à partir de données collectées par un accéléromètre triaxial placé dans le bas du dos. Toutefois, afin d'améliorer l'estimation de la DEAP, il était nécessaire de retirer l'effet de la gravité (g , m/s^2) sur l'accélération mesurée pour ne conserver que celle engendrée par les mouvements du sujet (Veltink et al., 1996). Dans l'étude de Bouten et al. (1994), g était retiré du signal d'accélération en remettant les données du capteur à zéro, avant chaque enregistrement, lorsque le sujet était debout. Par ailleurs, d'autres méthodes de traitement du signal ont été proposées pour séparer la composante gravitationnelle du signal d'accélération après l'enregistrement (van Hees et al., 2013). Cependant, il n'existe pas de consensus dans la littérature sur la méthode qui doit être utilisée pour estimer la DEAP à partir de l'accélération lors d'une activité sédentaire ou de marche. Malgré les travaux de nombreux auteurs (van Hees et al., 2013), les répercussions des méthodes de traitement du signal sur la précision de l'estimation de la DEAP restent inconnues.

Bien que la méthode de Bouten soit considérée comme fiable pour estimer la DEAP chez des hommes jeunes et sains (21-27 ans), elle n'a jamais été testée dans une population avec des caractéristiques différentes (e.g. âge ou IMC). En effet, comme le présentent les résultats de la première partie de la seconde étude, les sujets DT2 ont présenté un coût énergétique plus élevé lors de la marche en comparaison aux sujets témoins non-diabétiques. Les différences observées entre les deux groupes semblent être induites par des adaptations ou altérations physiologiques et biomécaniques de la marche qui sont concomitantes au développement de la maladie

(Petrovic et al., 2016). Enfin, être en surpoids ou obèse permet également d'expliquer en partie ces différences du fait d'une augmentation de la DEAP lors de la marche causée par un coût énergétique plus important des contractions isométriques nécessaire pour soutenir le poids du corps et maintenir l'équilibre.

Cette étude a été conduite en deux temps. Premièrement, notre objectif est de tester la validité de l'algorithme de Bouten dans l'estimation de la DEAP lors d'activités sédentaires et de marche chez des sujets d'âge moyen non-diabétiques. Pour cela, l'estimation de la DEAP obtenue avec l'algorithme de Bouten est comparée à celle mesurée par calorimétrie indirecte. De plus, l'effet de plusieurs méthodes de traitements des données d'accélération sur l'estimation de la DEAP est également étudié.

Dans une seconde partie, l'objectif était de comparer, à la calorimétrie indirecte, la DEAP estimée, à partir de l'algorithme de Bouten, chez des patients DT2 lors d'activités sédentaires et de marche. Enfin, nous terminons en comparant entre les deux groupes (DT2 et témoin) la précision de la DEAP estimée dans chaque condition.

Méthodologie spécifique

1. Traitement des données

1.1. Données métaboliques

À partir des données de $\dot{V}O_2$ et de $\dot{V}CO_2$, la DE totale (kcal/min) a été calculée en utilisant l'équation de Weir (Weir, 1949) (Équation 1 ; p 27). Pour chaque condition d'activité, la DEAP a été obtenue en soustrayant la DE basale de la DE totale en négligeant la thermogenèse postprandiale. Pour chaque sujet, la DE basale a été estimée avec les équations développées par la WHO (Tableau 1 ; p 3) (WHO, 1985). Tous les résultats sont exprimés en kcal/min.

1.2. Données mécaniques

Les données filtrées (filtre passe-bas de Butterworth, Section 3.2 ; p 121) sont ensuite traitées, à l'aide d'un programme personnalisé sur Matlab, afin de soustraire la composante gravitationnelle du signal d'accélération, comme recommandé par Veltink et al. (1996). Afin

d'étudier l'effet d'une méthode de traitement du signal (i.e. méthode permettant de retirer g), trois méthodes de traitement sont appliquées de façon indépendantes aux données d'accélération avant d'estimer la DEAP :

- La première méthode (méthode de soustraction de la moyenne, MSM) était basée sur l'algorithme originalement utilisé par Bouten et al. (1994). La composante gravitationnelle a été retirée du signal d'accélération en soustrayant de chaque composante sa valeur moyenne (van Hees et al., 2013). Ainsi, cette méthode a permis de recentrer le signal d'accélération autour de zéro. Bouten et al. (1994) ont utilisé cette approche juste avant l'enregistrement des données alors que nous l'avons réalisé post-enregistrement.
- La seconde méthode (méthode du filtre passe-haut, MFH) a consisté à retirer la composante gravitationnelle du signal d'accélération en utilisant un filtre de Butterworth (i.e. passe-haut d'ordre quatre sans décalage de phase) avec une fréquence de coupure à 0,2 Hz (van Hees et al., 2013). Cette méthode a permis de retirer la composante gravitationnelle qui se trouvait dans les très basses fréquences du signal d'accélération.
- Dans la troisième méthode (méthode de l'accélération libre, MAL), l'accélération sans composante gravitationnelle était directement utilisée. Elle a été obtenue en soustrayant g ($9,81 \text{ m/s}^2$) de l'accélération donnée dans le référentiel terrestre et obtenue grâce à un algorithme implémenté dans le capteur intelligent. Brièvement, le capteur intelligent a déterminé les angles d'Euler (ψ , θ et φ)¹¹ qui représentent les rotations du capteur par rapport au référentiel du capteur. À partir de ces angles d'Euler, une matrice de rotation a été utilisée pour transposer les accélérations du capteur intelligent dans le référentiel terrestre [10] :

$$a_G = a_S \times R_{SG} \quad [10]$$

Où a_G est le vecteur accélération en 3D replacé dans le référentiel terrestre, a_S est le vecteur accélération en 3D issu du capteur et R_{SG} représente la matrice de rotation. Ensuite, la composante gravitationnelle était simplement soustraite de la composante verticale de a_G ce qui donnait l'accélération libre, $a_{G\text{-libre}}$. Enfin,

¹¹ Ψ , précession ; θ , nutation ; φ , rotation propre

l'accélération a été replacée dans le repère du capteur en utilisant la transposée de la matrice de rotation [11] :

$$a_S = a_{G\text{-libre}} \times (R_{SG})^T \quad [11]$$

Pour résumer, la première méthode, bien que facilement imprésentable, assume l'hypothèse que l'orientation du capteur relative à la direction de la gravité ne varie pas pendant l'enregistrement. Les deux autres méthodes permettent d'extraire précisément la composante gravitationnelle mais sont plus complexes à implémenter dans un capteur.

Enfin, à partir des données issues de chacune des méthodes de traitement du signal, la DEAP a été estimée sur la dernière minute de chaque activité en utilisant l'équation linéaire développée par Bouten et al. (1994) [12] :

$$DEAP = 0,104 + 0,023 \times IAA_{tot} \quad [12]$$

Où la DEAP est estimée en W/kg et IAA_{tot} représente l'intégrale des valeurs absolues d'accélération sur une période T de 30 s. IAA_{tot} est calculée comme suit [13] :

$$IAA_{tot} = \int_{t=0}^T (|a_x| + |a_y| + |a_z|) dt \quad [13]$$

Où a_x , a_y et a_z sont les trois composantes du vecteur d'accélération.

2. Analyse Statistique

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel SPSS version 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Les données descriptives étaient présentées par la moyenne \pm l'écart type. Le seuil de significativité a été fixé à $\alpha = 0,05$. Pour commencer, la normalité des données a été vérifiée par un test de Kolmogorov-Smirnov.

Le RMSE a été utilisé comme critère d'évaluation de la précision de la DEAP estimée pour chaque activité avec l'algorithme de Bouten utilisant les trois méthodes de traitement de données (MSM, MAL et MFH) en comparaison à la calorimétrie indirecte. Enfin, des graphiques de Bland et Altman (Bland & Altman, 1986) ont été utilisés pour déterminer la précision des trois méthodes dans l'estimation de la DEAP dans les deux groupes.

2.1. Première partie : Groupe témoin

Pour les deux conditions statiques, des tests t de Student (indépendants) ont été utilisés pour comparer la DEAP mesurée par la calorimétrie indirecte à celles estimées à partir des trois méthodes de traitement. Pour l'activité de marche sur tapis, afin de comparer indépendamment l'estimation de la DEAP issue des trois méthodes de traitement à celle de référence, une analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs (*vitesse* et *mesure*) à mesures répétées a été réalisée pour chaque méthode de traitement du signal. La variable *vitesse* indiquait l'effet de la vitesse de marche (cinq vitesses) et la variable *mesure* l'effet de la méthode de mesure (calorimétrie indirecte vs. capteur intelligent) sur l'estimation de la DEAP. Si un effet apparaissait comme significatif, une analyse post hoc avec correction de Bonferroni était effectuée.

Finalement, une ANOVA à deux facteurs (*vitesse* et *méthode*) et une ANOVA à un facteur à mesures répétées ont été réalisées sur les RMSE afin de comparer la précision de la DEAP estimée avec les trois méthodes de traitement pour les activités de marche et conditions statiques, respectivement. Si un effet apparaissait comme significatif, une analyse post hoc avec correction de Bonferroni était effectuée.

2.2. Deuxième partie : Groupe DT2

L'analyse statistique réalisée pour répondre aux objectifs de la seconde partie a été similaire à celle détaillée précédemment. Deux tests t de Student (indépendants) ont été utilisés pour comparer la DEAP mesurée avec la calorimétrie indirecte à celles estimées à partir de la MFH dans les conditions statiques. Ensuite, une ANOVA à deux facteurs (*vitesse* et *mesure*) à mesures répétées a été réalisée pour comparer les deux estimations (calorimétrie indirecte et MFH) de la DEAP lors des marches sur tapis.

Enfin, des tests t de Student (indépendant) et une ANOVA à deux facteurs (*vitesse* et *groupe*) à mesures répétées ont été réalisées sur les RMSE et les biais afin de comparer la précision de

la DEAP estimée avec la MFH entre les deux populations (DT2 et témoin) respectivement pour la marche et les conditions statiques. Si un effet apparaissait comme significatif, une analyse post hoc avec correction de Bonferroni était effectuée.

Résultats

Lors de la constitution des groupes (DT2 et contrôle), le même ratio homme/femme (8/12 dans chaque groupe) et nombre de sujets normo-pondérés et en surpoids (10/10) dans chaque groupe) a été respecté. De ce fait, les caractéristiques des deux groupes étaient similaires en termes de poids, taille, IMC et âge ($p > 0,05$). Seulement deux sujets DT2 n'ont pas pu réaliser les deux vitesses de marche les plus élevées du fait d'un déconditionnement physique important. De plus, les données d'accélération d'un sujet sain à 4,5 km/h ont été perdues suite à un problème technique. Les résultats de l'analyse statistique comparant l'estimation de la DEAP à partir des trois méthodes de traitement à celle mesurée par calorimétrie indirecte sont présentés dans les tableaux 13 et 14 respectivement pour le témoin et le groupe diabétique.

1. Première partie : Groupe témoin

Les résultats de l'analyse statistique ont démontré que la MSM et la MAL surestimaient la DEAP ($p < 0,005$) lors des conditions statiques en comparaison à la calorimétrie indirecte, alors que la MFH ne présentait pas de différence significative ($p = 0,055$ et $0,89$ respectivement pour la condition assis et debout). Pour la marche, nous n'avons pas relevé d'effet *mesure* sur la DEAP ($p = 0,47$ pour la MSM, $p = 0,48$ pour la MFH et $p = 0,23$ pour la MAL). De façon similaire, les statistiques n'ont pas montré pas d'effet combiné (*vitesse* \times *mesure*) sur la DEAP ($p = 0,18$, $0,20$ et $0,42$ respectivement pour la MSM, MFH et MAL,).

Concernant les RMSE, les trois méthodes ont présenté des résultats comparables avec des RMSE compris entre 0,09 et 0,55 kcal/min pour la MSM, entre 0,07 et 0,54 kcal/min pour la MFH et entre 0,12 et 0,66 kcal/min pour la FAM (Tableau 13). Lorsque toutes les conditions ont été regroupées, la MSM et la MFH présentaient des RMSE globaux similaires (0,34 et 0,33 kcal/min) alors que la MAL avait un RMSE légèrement plus élevé (0,40 kcal/min).

Tableau 13 : Dépense énergétique liée à l'activité physique et les biais moyens pour chaque condition pour la calorimétrie indirecte et les trois méthodes basées sur l'algorithme de Bouten modifié dans le groupe témoin.

Conditions	Calorimétrie indirecte	MSM		MFH		MAL	
		DEAP	Biais	DEAP	Biais	DEAP	Biais
1,8 km/h	1,22 (0,41)	1,23 (0,30)	0,01 (0,29)	1,22 (0,30)	-0,01 (0,29)	1,15 (0,30)	-0,08 (0,36)
2,7 km/h	1,85 (0,72)	1,64 (0,42)	-0,21 (0,45)	1,63 (0,42)	-0,22 (0,45)	1,62 (0,46)	-0,22 (0,46)
3,6 km/h	2,21 (0,67)	2,13 (0,45)	-0,08 (0,39)	2,14 (0,46)	-0,08 (0,39)	2,03 (0,46)	-0,18 (0,50)
4,5 km/h	2,72 (0,79)	2,74 (0,54)	0,02 (0,47)	2,75 (0,54)	0,04 (0,47)	2,65 (0,49)	-0,06 (0,52)
5,4 km/h	3,54 (0,98)	3,40 (0,58)	-0,14 (0,54)	3,41 (0,58)	-0,13 (0,54)	3,31 (0,54)	-0,23 (0,64)
Assis	0,09 (0,06)	0,14 (0,04)	0,05 (0,07)*	0,13 (0,03)	0,03 (0,06)	0,17 (0,05)	0,08 (0,09)*
Debout	0,15 (0,07)	0,25 (0,12)	0,11 (0,14)*	0,18 (0,07)	0,04 (0,09)	0,23 (0,08)	0,09 (0,11)*

Valeur moyenne (Ecart-type), kcal/min.

DEAP, Dépense énergétique liée à l'activité physique (kcal/min) ; biais, différence moyenne ; MSM, méthode de soustraction de la moyenne ; MFH, méthode du filtre passe-haut ; MAL, méthode de l'accélération libre.

* Différence significative ($p < 0,05$) entre la calorimétrie indirecte et la méthode basée sur l'algorithme de Bouten.

La figure 23 présente les graphiques de Bland & Atlman permettant d'observer les différences entre les méthodes basées sur l'algorithme de Bouten et la calorimétrie indirecte dans le groupe témoin. La pente de la régression linéaire suggère qu'il n'y avait pas de biais proportionnel significatif pour les trois méthodes (pente = -0,18, -0,15 et -0,20 ; $r^2 = 0,15, 0,19$ et $0,12$ respectivement pour la MSM, MFH et MAL). Les trois méthodes ont eu une tendance à surestimer et sous-estimer la DEAP lors des AP_{séd} et la marche en comparaison à la calorimétrie indirecte (Tableau 13). Lorsque toutes les données ont été réunies, les valeurs de biais étaient proches entre les méthodes (-0,08 kcal/min pour la MSM (95 % IC : -0,12 à 0,05 kcal/min), -0,08 kcal/min pour la MFH (95 % IC : -0,18 à 0,06 kcal/min) et -0,15 kcal/min pour la MAL (95 % IC : -0,20 à 0,06 kcal/min)).

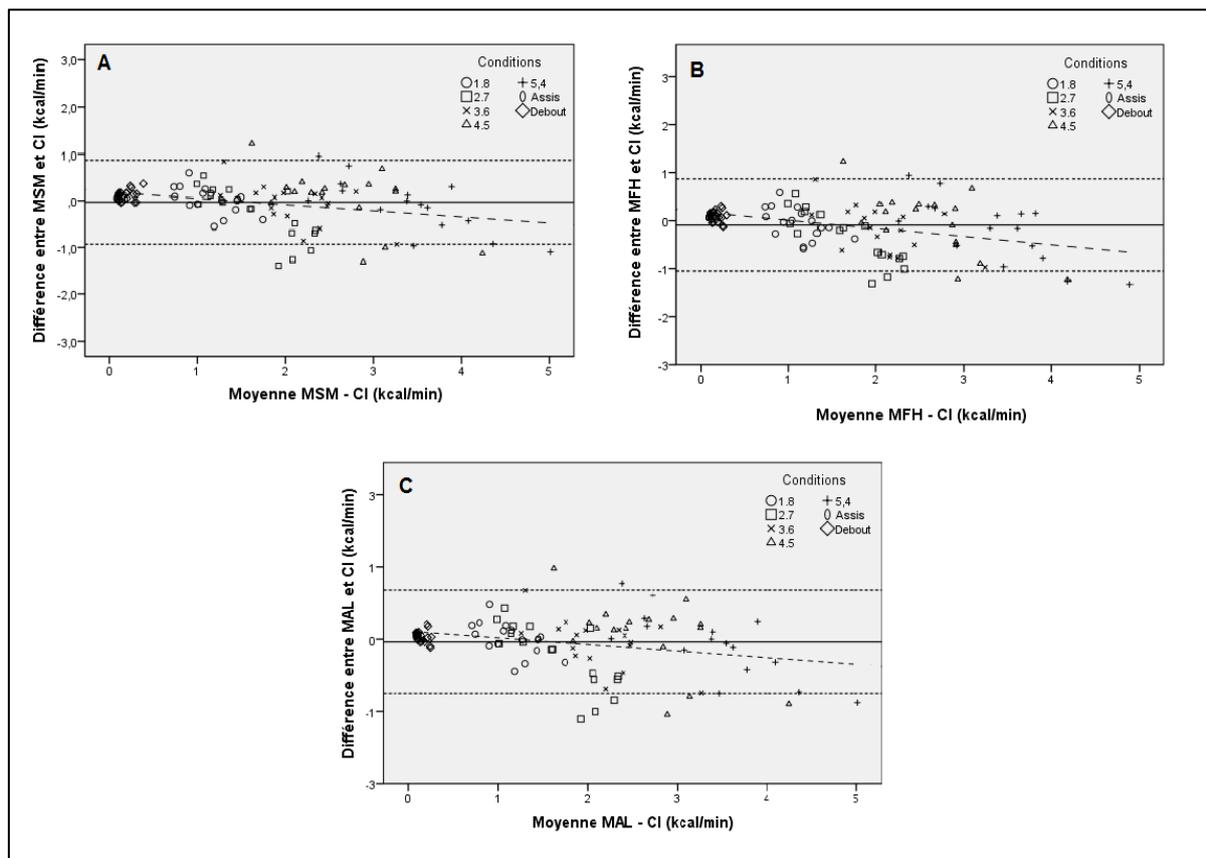


Figure 23 : Les graphiques de Bland & Altman, représentant les différences absolues entre la DEAP mesurée par calorimétrie indirecte et celle estimée à partir des données issues de la MSM (A), MFH (B) et MAL (C) pour le groupe témoin. La ligne continue représente la différence moyenne entre la valeur mesurée et celle estimée. Les lignes pointillées représentent les limites acceptées ($\pm 1,96$ écart-type) et la ligne hachurée représente la droite d'équation issue de la régression linéaire entre la moyenne et la différence.

Lors des conditions statiques, il n'est pas apparu de différence significative entre les RMSE obtenus avec les trois méthodes de traitement (MSM, MFH et MAL) ($p > 0,25$). Concernant la marche sur tapis roulant, les ANOVAs réalisées sur les RMSE n'ont pas révélé d'effet significatif de la méthode de traitement ($p = 0,35$) ou d'effet combiné *vitesse* \times *méthode* ($p = 0,55$) sur la précision de l'estimation de la DEAP. Toutefois, nous pouvons observer que la MFH semble présenter des RMSE légèrement plus faibles que ceux de la MSM et MAL dans les conditions statiques et que ceux de la MAL dans les différentes vitesses de marche (Figure 24).

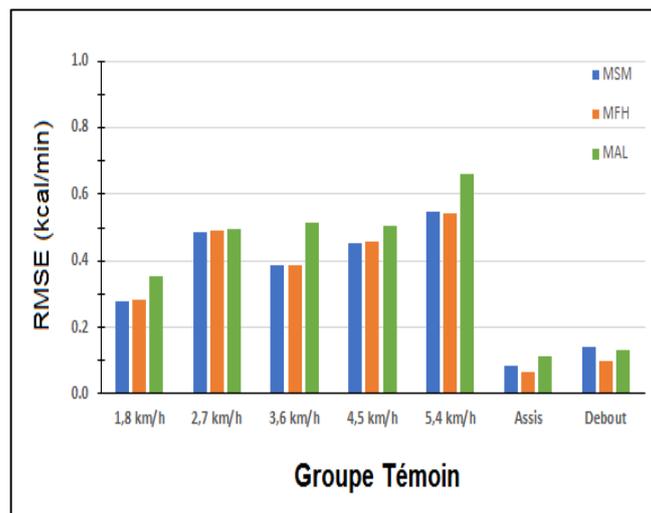


Figure 24 : RMSE obtenus avec chacune des méthodes de traitement du signal, pour chaque activité dans le groupe témoin. * Différence significative ($p < 0,05$) entre les valeurs de DEAP estimée par les trois méthodes de traitement.

Au vu des résultats obtenus dans le groupe témoin, il semble que la méthode utilisant le filtre de Butterworth (MFH) pour retirer la composante gravitationnelle a été la plus précise. En effet, bien que les résultats n'aient pas été significatifs, la MFH a présenté des RMSE plus faibles pour les conditions statiques et similaires lors des marches en comparaison aux deux autres méthodes. Ainsi, la MFH a été utilisée comme méthode de traitement de données dans la deuxième partie afin de valider la DEAP estimée à partir de l'algorithme de Bouten chez les sujets DT2, en comparaison à la calorimétrie indirecte.

2. Deuxième partie : Groupe DT2

L'analyse statistique n'a pas démontré de différence significative entre la MFH et la calorimétrie indirecte (respectivement $p = 0,055$ et $0,09$) pour la condition assis et debout. Pour la marche, il n'y a pas d'effet *measure* sur la DEAP ($p = 0,12$; effet de taille (η^2) = $0,14$). De la même manière, les résultats n'ont pas démontré d'effet combiné (*vitesse* \times *measure*) sur la DEAP ($p = 0,48$; $\eta^2 = 0,22$) (Tableau 14).

Suite au calcul des RMSE, nous avons obtenu des résultats comparables (compris entre $0,09$ et $0,81$ kcal/min) à ceux retrouvés chez les sujets témoins, i.e. des RMSE de plus en plus importants avec l'augmentation de la vitesse de marche. Lorsque toutes les conditions ont été regroupées, la MFH présentait un RMSE global de $0,58$ kcal/min.

Tableau 14 : Dépense énergétique liée à l'activité physique et différences moyennes pour chaque condition pour la calorimétrie indirecte et la MFH dans le groupe Diabétique.

Conditions	Calorimétrie directe	MFH	
		DEAP	Biais
1,8 km/h	1,73 (0,56)	1,47 (0,43)	-0,25 (0,61)
2,7 km/h	2,28 (0,74)	1,91 (0,60)	-0,36 (0,95)
3,6 km/h	2,83 (0,95)	2,43 (0,59)	-0,40 (1,07)
4,5 km/h	3,33 (1,06)	3,11 (0,78)	-0,22 (1,31)
5,4 km/h	4,27 (1,06)	4,1 (0,91)	-0,15 (1,06)
Assis	0,11 (0,05)	0,14 (0,04)	0,03 (0,06)
Debout	0,18 (0,10)	0,20 (0,08)	0,02 (0,12)

Valeur moyenne (Ecart-type), kcal/min.
*DEAP, Dépense énergétique liée à l'activité physique (kcal/min) ; MFH, méthode du filtre passe-haut. **
Différence significative ($p < 0,05$) entre la calorimétrie indirecte et la méthode basée sur l'algorithme de Bouten.

La figure 25 présente le graphique de Bland & Atlman afin d'observer les différences entre la MFH et la calorimétrie indirecte dans le groupe DT2. De façon similaire aux résultats observés dans le groupe témoins, la pente de la régression linéaire ne suggère pas de biais proportionnel significatif pour MFH (pente = -0,21 ; $r^2 = 0,15$). Les résultats ont montré que la MFH tendait à surestimer la DEAP lors des AP_{séd} et à sous-estimer celle-ci lors des marches en comparaison à la calorimétrie indirecte chez les patients DT2 (Tableau 14). Lorsque toutes les conditions ont été réunies, le biais moyen était de -0,17 kcal/min (95 % IC : -0,25 à 0,10 kcal/min).

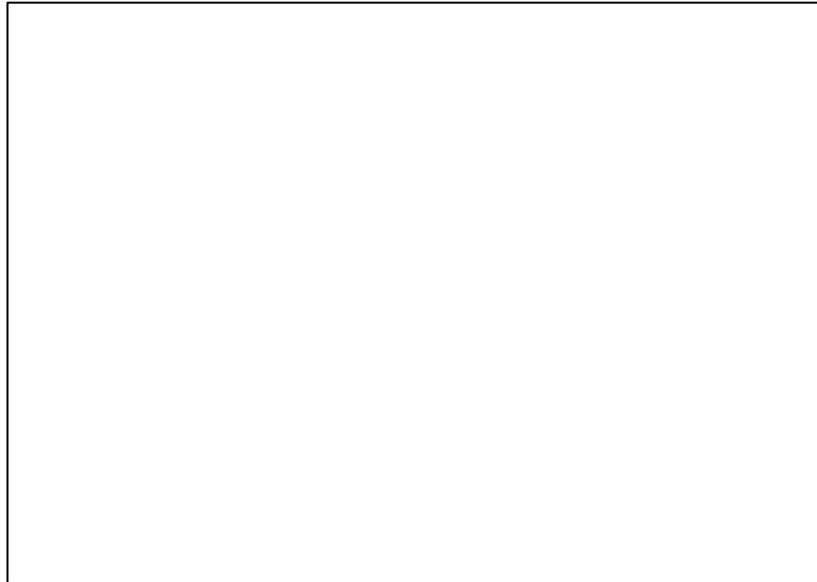


Figure 25 : Les graphiques de Bland & Altman, représentant les différences absolues entre la DEAP mesurée par calorimétrie indirecte et celle estimée à partir de la MFH dans le groupe DT2. La ligne continue représente la différence moyenne entre la valeur mesurée et celle estimée. Les lignes pointillées représentent les limites acceptées ($\pm 1,96$ écart-type) et la ligne hachurée représente la droite d'équation issue de la régression linéaire entre la moyenne et la différence.

L'objectif secondaire de notre deuxième partie était de comparer les RMSE obtenus dans les deux groupes (DT2 et témoin). Nous avons observé que les biais et les RMSE n'ont pas été statistiquement différents ($p = 0,41$ et $0,45$ respectivement pour la condition assise et debout) entre les deux groupes malgré une erreur d'estimation (biais et RMSE) légèrement plus importante dans le groupe DT2 en comparaison au groupe témoin. Concernant la marche sur tapis roulant, les résultats ont démontré des RMSE significativement plus élevés dans le groupe DT2 en comparaison au groupe témoin ($p = 0,01$). Toutefois, malgré des biais supérieurs dans le groupe DT2 (entre $-0,40$ et $-0,15$ kcal/min vs. entre $-0,22$ à $0,04$ kcal/min dans le groupe témoin) l'analyse statistique n'a pas fait apparaître de différence significative entre les deux groupes ($p = 0,14$). De plus, pour les deux variables (RMSE et biais), les résultats n'ont pas démontré d'effet combiné de la *vitesse* et du *groupe* (respectivement $p = 0,66$ et $0,48$).

Discussion

Le premier objectif de cette étude était de tester la validité de l'algorithme de Bouten pour estimer la DEAP lors d'activités sédentaires et de marche chez des sujets témoins non-

diabétiques en comparaison à la calorimétrie indirecte. Pour cela, nous avons également testé l'effet de trois méthodes de traitements des données d'accélération différentes (MSM, MFH et MAL) sur la précision de l'estimation de la DEAP. Ensuite, un second objectif était cette fois de comparer la DEAP mesurée par calorimétrie indirecte avec celle estimée à partir d'une des trois méthodes (i.e. la plus précise, MFH) dans une population de patients DT2 lors de positions statiques et de marche.

Concernant les conditions statiques, nos résultats ont démontré que l'algorithme de Bouten utilisant la méthode basée sur le filtre pour retirer g était acceptable pour estimer la DEAP, comme indiqué par les résultats de l'analyse statistique. Malgré une surestimation significative observée avec la MSM et la MAL, les différentes méthodes basées sur l'accélération ont présenté des RMSE et des biais relativement faibles (Tableau 13 et 14 ; p 138 et 141). Cette surestimation lors des conditions statiques peut être liée au protocole utilisé pour développer la relation linéaire entre l'accélération et la DEAP. En effet, les équations sont généralement développées à partir de données enregistrées sur différentes activités pour couvrir une plus grande échelle d'intensité d'exercice. Cette approche induit une baisse progressive de la précision pour des AP d'intensités se trouvant aux limites des gammes étudiées (Bonomi et al., 2009). De ce fait, même si l'accélération enregistrée par le capteur était quasiment nulle, comme c'était le cas lors des conditions statiques, la DEAP estimée reste élevée par rapport à la réalité. Cette hypothèse explique également la diminution des biais entre la position assise et debout. En effet, alors que l'accélération reste proche de zéro pour les deux positions, la DEAP quant à elle a augmenté légèrement et s'est rapprochée de la valeur estimée minimale. Ces résultats et observations concordent avec ceux d'autres études qui ont rapporté également une surestimation de la DEAP pour des AP_{lég}, estimée à partir d'équations ou des capteurs différents (Bai et al., 2016; Hendelman et al., 2000; Lyden et al., 2011; Schneller et al., 2015; Swartz et al., 2009). Cependant, il est intéressant de noter que d'autres études ont observé une sous-estimation de la DEAP ou de la DE totale lors d'AP_{séd}. En effet, certains capteurs utilisent un seuil en-dessous duquel la DEAP est nulle malgré une accélération non nulle (Schneller et al., 2015; Spierer et al., 2011).

Autres résultats intéressants, les graphiques de Bland & Altman démontrent que la direction et l'importance des différences dans l'estimation de la DEAP varient indépendamment de l'intensité de l'activité. Cette observation semble indiquer que l'algorithme de Bouten peut être utilisé pour estimer la DEAP lors d'activité d'intensité allant de faible à modérée. Dans plusieurs études, l'intensité de l'activité semble influencer négativement la précision de

l'estimation de la DE. En effet, il a été observé une baisse de la précision pour des intensités d'activité faibles comme la marche lente (Crouter et al., 2006; Hendelman et al., 2000; Lyden et al., 2011). Les biais relativement faibles observés dans notre étude pour des vitesses de marche inférieure à 3,6 km/h (entre -0,40 à 0,01 kcal/min) semblent indiquer que les méthodes testées sont également fiables pour des vitesses de marche lentes. C'est un résultat prometteur car les AP_{lég} telles que faire la vaisselle, le repassage ou encore marcher lentement, ont été exposées comme des déterminants essentiels permettant de faire varier la DE totale quotidienne (Donahoo et al., 2004). De plus, la quantité d'activités non sportives (i.e. les activités liées au travail, au loisir ou à la vie quotidienne) est associée aux risques d'obésité ou de maladies chroniques (Hamilton et al., 2007; Levine et al., 1999).

D'autres auteurs ont déjà proposé d'utiliser un capteur intelligent pour estimer la DEAP. Twomey et al. (2010) ont implémenté dans un capteur intelligent (Shimmer ; Shimmer, MA, USA) quatre algorithmes basés sur les travaux de Chen & Sun (1997), Crouter et al. (2006) et Bouten et al. (1994) (Tableau 4 et 5 ; p 55 et 58) afin d'estimer la DEAP à la marche chez des sujets en bonne santé (n = 5, entre 22 et 30 ans). Brièvement, l'approche utilisée par Chen & Sun (1997) a été la première à séparer la composante horizontale (a_x et a_y) et verticale (a_z) de l'accélération. Ces deux composantes étaient ensuite utilisées avec des données anthropométriques pour estimer la DEAP à partir d'une équation linéaire ou non-linéaire. Crouter et al. (2006) ont développé un algorithme basé sur une approche différente du précédent. En effet, plusieurs seuils ont été établis à partir des données d'accélération (nombre de count et le coefficient de variation de l'accélération) pour déterminer l'équation la plus adaptée pour estimer la DEAP lors de position statique, d'activités de la vie courante et de marche. Enfin, comme énoncé en introduction, alors que l'algorithme de Bouten retire g du signal d'accélération en réalisant une mise à zéro des composantes d'accélération avant d'enregistrer, le sujet étant debout, nos méthodes enlèvent g après l'enregistrement des données et ne nécessitent donc pas de période statique avant l'enregistrement. Les résultats obtenus par Twomey et al. (2010) ont confirmé que l'algorithme de Bouten est approprié pour l'estimation de la DEAP lors de marche chez des sujets jeunes et en bonne santé, en comparaison à la calorimétrie indirecte. De plus, l'algorithme de Bouten présentait un RMSE comparable à ceux des deux équations de Chen (respectivement 0,07 vs. 0,06 et 0,08 kcal/min) et plus faible que celui obtenu avec l'algorithme de Crouter (0,13 kcal/min) alors que ces approches sont plus complexes que celle développée par Bouten et al. (1994).

Dans notre étude, nous avons observé que les DEAP estimées avec l'algorithme de Bouten n'étaient pas significativement différentes de celle mesurée par la méthode de référence. Néanmoins, nos résultats ont démontré des RMSE globaux plus importants que ceux observés dans l'étude de Twomey et al. (2010) (0,58 à 0,63 kcal.min⁻¹ vs. 0,06 à 0,13 kcal/min). Ces différences de résultats peuvent être dues, en partie, à la taille de la population testée. En effet, Twomey et al. (2010) ont testé l'algorithme de Bouten seulement chez 5 participants. De plus, les RMSE plus importants observés dans notre étude peuvent également être liés à l'étendue des vitesses de marche. En effet, nos vitesses étaient plus lentes que celles utilisées par Bouten et al. (1994) (respectivement de 1,8 à 5,4 km/h et de 3 à 7 km/h). Dans notre étude, les vitesses de marche ont été choisies pour correspondre aux vitesses de marche rencontrées dans la vie quotidienne chez des patients DT2, qui présentent une vitesse de marche préférentielle plus faible que les sujets non-diabétiques du même âge (Ko et al., 2011; Petrofsky et al., 2005; Raspovic, 2013; Yavuzer et al., 2006).

van Hees et al. (2013) ont démontré qu'il était intéressant de retirer la composante gravitationnelle du signal d'accélération pour estimer plus précisément la DE journalière. Brièvement, ces auteurs ont rapporté que l'accélération à laquelle la composante gravitationnelle était enlevée expliquait une plus grande proportion de la variance de la DEAP quotidienne en comparaison à l'accélération brute (respectivement 33 % vs. 26 %). De plus, ils ont montré que la méthode de traitement du signal influence peu la variance de la DEAP expliquée par l'accélération (entre 30 et 36 % en fonction de la méthode). Dans la présente étude, les résultats montraient que la méthode de traitement du signal pour retirer la composante gravitationnelle n'influencait pas significativement la précision de la DEAP estimée lors de la marche. Toutefois, en plus de ne montrer aucune différence statistique avec la calorimétrie indirecte, la MFH présentait des RMSE légèrement plus faibles que la MSM et MAL lors des conditions statiques et lors des marches. Par conséquent, la méthode basée sur le filtre passe-haut de Butterworth semble être plus intéressante en comparaison aux deux autres méthodes car le filtre peut être implémenté pour traiter les données en direct, sans avoir besoin de stocker une grande quantité de données.

À partir des résultats obtenus dans les deux groupes, nous avons pu constater que la précision de l'algorithme de Bouten a diminué avec l'apparition du DT2, comme l'attestent les biais et les RMSE plus élevés dans le groupe DT2. Ainsi, la sous-estimation de la DE à la marche coïncidait avec les résultats obtenus sur le coût énergétique de la marche chez des patients DT2. En effet, comme nous l'avons montré dans l'étude 2 – Partie 1 (p 118-128), les patients DT2

dépendaient davantage d'énergie en marchant à des vitesses déterminées en comparaison aux sujets non-diabétiques présentant les mêmes caractéristiques personnelles (i.e. âge, poids et IMC). Il était donc pertinent de retrouver une sous-estimation de la DEAP dans nos deux groupes avec l'algorithme de Bouten. En effet, ce dernier a été développé à partir de données de $\dot{V}O_2$ issues d'une population de sujets jeunes et en bonne santé. Ainsi, du fait de l'âge de notre groupe témoin, pour une même vitesse de marche, nos sujets vont avoir une DEAP supérieure à celle des sujets de l'étude de Bouten et al. (1994). Enfin, du fait de l'âge et des altérations du pattern de marche concomitantes au développement du diabète, nos sujets DT2 vont dépenser une quantité d'énergie plus élevée en comparaison aux sujets de l'étude de Bouten et al. Cependant, malgré cette différence de DEAP lors de la marche, peu d'études ont été conduites pour valider l'utilisation d'une autre équation ou capteur chez des patients DT2.

Seule l'étude de Machac et al. (2013) a été conduite afin de valider la DE estimée lors de la marche sur tapis à partir d'accéléromètres chez des patients DT2. Ces auteurs ont comparé la précision du SWA (BodyMedia, PN, USA) et du Omron (Omron Healthcare, Kyoto, Japan) dans l'estimation de la DE totale chez 19 volontaires DT2 lors de marches sur terrain plat (3 et 4 km/h) et en présence d'une pente (5 km/h avec 5 % d'inclinaison). Leurs résultats ont démontré une importante surestimation de la DE totale pour les marches sur le plat (biais = 70 et 81 % à 3 km/h et 75 et 78 % à 4 km/h, respectivement pour le Omron et le SWA). À titre de comparaison, nous avons observé dans notre étude des biais relatifs allant de -16,3 à -6,6 % pour des vitesses de marche comprise entre 2,7 et 4,5 km/h.

Il est intéressant de noter que notre population était composée de sujets avec des âges (entre 39 et 74 ans) et des IMC (entre 21 et 30,4 kg/m²) variés qui étaient représentatifs de la population diabétique. Toutefois, la grande variation des caractéristiques personnelles des sujets peut expliquer les erreurs plus importantes comparées à celles obtenues dans l'étude de Twomey et al. (2010), mais permet d'être plus facilement généralisé dans d'autres populations. Enfin, le protocole expérimental était limité aux conditions statiques pour les AP_{séd} et à la marche pour les AP. Bien que représentatives d'une journée quotidienne, ces activités n'incluaient pas d'activités impliquant les membres supérieurs qui pourrait induire une relation non-linéaire entre la DEAP et l'accélération enregistrée au niveau du bas du dos. Cependant, l'algorithme de Bouten constitue une approche attractive pour estimer la DEAP lors d'activité statique et de marche à partir d'un capteur intelligent du fait de sa précision et de sa facilité d'utilisation.

En conclusion, cette étude a montré qu'une méthode basée sur l'algorithme de Bouten était valide pour estimer la DEAP lors d'activités d'intensité très faible à modérée chez des sujets non-diabétiques et diabétique de type 2. Cette méthode a permis d'estimer précisément la DEAP pour différentes vitesses de marche allant d'une marche lente à une marche soutenue. De plus, les résultats de cette étude ont montré que la validité de cette méthode variait peu au regard de la méthode de traitement utilisée pour soustraire la composante gravitationnelle du signal d'accélération. Toutefois, la méthode basée sur le filtre passe-haut de Butterworth semble estimer la DEAP avec une meilleure précision que les deux autres méthodes testées. Enfin, nous avons pu observer une variation des biais et des RMSE entre les deux groupes indépendamment de l'activité étudiée. Ce résultat met en évidence la nécessité de développer une méthode d'estimation de la DEAP adaptée aux spécificités de la population diabétique. Cette approche pourra être basée sur les données issues d'un capteur intelligent étant donné les résultats positifs observés dans cette étude.

Résumé

À partir des résultats de l'étude précédente, nous avons décidé de nous intéresser plus particulièrement à l'estimation de la DEAP lors d'AP_{séd} et de marche. En effet, ces deux activités représentent une part importante des activités quotidiennes chez des patients DT2. L'objectif de cette étude était de comparer une méthode basée sur l'actimétrie à la méthode de la calorimétrie indirecte dans l'estimation de la DEAP lors de conditions statiques et de marche chez des sujets contrôle. Un second objectif était de tester trois méthodes de traitement des données pour retirer la composante gravitationnelle du signal d'accélération pour ensuite tester la plus performante dans un groupe de patients DT2 dans un troisième objectif. L'accélération, issue du capteur intelligent positionné au niveau des lombaires, a été utilisée pour estimer la DEAP avec l'équation de Bouten (1994) pour laquelle trois méthodes pour enlever la composante gravitationnelle du signal d'accélération étaient testées : la méthode de soustraction de la moyenne (MSM), du filtre passe-haut (MFH) et de l'accélération libre (MAL). Lors des conditions statiques, la MSM et la MAL ont surestimé la DEAP alors que la MFH ne présentait pas de différence significative dans le groupe témoin. Lors des marches, les estimations de la DEAP issues des trois méthodes de traitement n'ont pas été différentes statistiquement de celle mesurée par calorimétrie. Lorsque toutes les conditions étaient réunies, les RMSE étaient de 0,43, 0,42 et 0,51 kcal/min et les biais de -0,12, -0,10 et -0,15 kcal/min respectivement pour la MSM, MFH et MAL). Au vu des résultats, seule la MFH a été testée dans le groupe DT2 et a permis d'estimer une DEAP avec un biais de -0,17 kcal/min et un RMSE de 0,58 kcal/min. Nous avons également constaté dans le groupe DT2 une baisse de la précision de l'estimation de la DEAP en comparaison au groupe contrôle. En conclusion, cette étude a permis de valider une approche basée sur l'actimétrie pour estimer la DEAP chez des sujets sains et chez des patients DT2 lors de conditions statiques et de marche. Même si les trois méthodes testées présentent des résultats similaires, la MFH semble être plus intéressante à implémenter dans un capteur pour obtenir des valeurs de DEAP en direct. Enfin, même si les différences semblent minimales, les AP_{séd} accumulées quotidiennement par des patients très sédentaires peuvent induire une surestimation de la DEAP. Ainsi, il semble nécessaire de développer une méthode d'estimation de la DEAP qui prend en compte les spécificités des patients diabétiques.

-- Troisième partie --

Développement d'une nouvelle équation d'estimation de la dépense énergétique chez les patients diabétiques

Publication entrant dans le cadre de cette partie :

Caron N, Caderby T, Peyrot N, Verkindt C, Dalleau G (Article en cours d'écriture). Estimating walking energy expenditure from raw accelerometer data in middle-aged healthy adults and patients with type 2 diabetes.

Introduction

De manière générale, les équations d'estimation de la DE ont été développées à partir des régressions linéaires simple ou multiple entre la DE mesurée et les données d'accélération (i.e. accélération sur chaque axe, vecteur magnitude, intégration de l'accélération) auxquelles sont ajoutées des caractéristiques personnelles telles que l'âge, le sexe ou la masse corporelle (Chen & Sun, 1997). Bien que ces approches semblent avoir de nombreux avantages comparées aux méthodes de références, elles présentent néanmoins plusieurs limites comme présentées dans la section 3.2.4b ; p 58.

Parmi les équations basées sur l'accélération brute, peu ont été testées chez des patients présentant un DT2. Dans la partie précédente, nous avons testé la validité de l'algorithme développé par Bouten et al. (1994) dans l'estimation de la DEAP lors d'AP_{séd} et de marches chez des patients DT2. Nos résultats montrent une surestimation de la DEAP lors des activités statiques et une tendance à sous-estimer la DEAP lors de la marche. Comme discuté précédemment, ces résultats obtenus lors de la marche peuvent être expliqués par un coût énergétique de la marche plus élevé chez les patients DT2 en comparaison aux sujets jeunes et non-diabétiques utilisés dans l'étude de Bouten et al. pour développer l'équation. Cette observation permettrait également d'expliquer les biais et les RMSE plus importants dans le groupe DT2 en comparaison à notre groupe témoin non-diabétique.

Malgré des différences faibles et non significatives observées dans la seconde partie de cette étude, l'accumulation de ces erreurs au fil de la journée pourrait conduire à une surestimation ou une sous-estimation importante de la DEAP respectivement pour des sujets très sédentaires et très actifs. Cette observation confirme la nécessité de développer une nouvelle équation d'estimation de la DE totale qui prenne en compte cette pathologie. Dans ce contexte, nous nous sommes arrêtés sur une approche basée sur des données d'accélération brute afin de proposer une méthode d'estimation de la DE totale pour des activités sédentaires et la marche, étant donné leur prédominance dans le quotidien des patients DT2.

L'objectif de cette étude est de développer et de valider une équation d'estimation de la DE totale, pour des activités statiques et différentes vitesses de marche, basée sur des données d'accélération brute, chez des sujets diabétiques et non-diabétiques. Afin de rendre compte de l'effet du positionnement du capteur sur la précision de l'estimation, trois positions différentes (au niveau des lombaires, de la hanche et de la cheville) sont proposées et de testées.

Méthodologie spécifique

1. Traitement des données

Données métaboliques. La DE totale (kcal/min) est calculée à partir des données moyennées sur la dernière minute de $\dot{V}O_2$ et de $\dot{V}CO_2$, en utilisant l'équation de Weir (Weir, 1949) (Équation 1 ; p 27) (voir section 3.1 ; p 120, pour plus de renseignements).

Données mécaniques. Après avoir filtrées les données d'accélération, la composante gravitationnelle a été retirée du signal d'accélération en utilisant la méthode du filtre passe-haut (MFH) présentée plus en détail dans la partie précédente (Section 1.2 ; p 137). Finalement, le vecteur magnitude moyen (VM), intégrant les trois composantes de l'accélération, a été calculé sur un intervalle (T) de 30s [14] :

$$VM = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^T \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad [14]$$

2. Analyse Statistique

Tous les tests statistiques ont été réalisés à partir de SPSS version 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Le seuil de significativité a été fixé à $\alpha = 0,05$. Les résultats sont exprimés en valeur moyenne (\pm l'écart-type).

2.1. Phase de régression linéaire multiple

Une régression linéaire multiple (méthode pas-à-pas) a été réalisée sur l'ensemble des données afin d'examiner les relations entre la calorimétrie indirecte et le VM de l'accélération (calculé à partir des données issues de chaque capteur) et les paramètres personnels des sujets. Les données personnelles examinées pour être entrées dans le modèle étaient l'âge (année), le sexe (1 pour les hommes et 0 pour les femmes), le poids (kg), la taille (m), l'IMC (kg/m^2) et le statut diabétique (1 pour les patients DT2 et 0 pour les sujets sains). En effet, comme énoncé précédemment, ces différentes variables ont été choisies pour être ajoutées au modèle car elles

étaient susceptibles d'influencer la DE totale. Chaque variable était ensuite entrée dans le modèle si son ajout induit une amélioration significative de la variance expliquée par les variations de la DE totale (r^2), basé sur la variation globale du r^2 dans le modèle pas à pas.

2.2. Phase de validation croisée

Dans le but de développer une équation d'estimation de la DE totale pour les trois placements du capteur, nous avons utilisé la méthode de validation croisée de Monte Carlos (Shao, 1993). Le principe de cette méthode est de diviser l'échantillon en deux sous-groupes (60 % de l'échantillon constitue le sous-groupe de calibration et les 40 % restant le sous-groupe de validation). Ces deux sous-groupes comportent le même nombre de sujets DT2 et non-diabétiques. Ensuite, une régression linéaire multiple a été réalisée avec les données issues du sous-groupe de calibration ($n = 24$) afin de développer une équation d'estimation de la DE totale. Cette équation a ensuite été validée avec les données du sous-groupe de validation ($n = 16$). De plus, l'équation a également été testée seulement chez les patients DT2 du sous-groupe de validation ($n = 8$). Finalement, toute la procédure (division de l'échantillon, régression linéaire et validation) était répétée 500 fois pour les trois placements du capteur (i.e. CM, hanche et cheville). À chaque cycle, la validité de l'ajustement du modèle (r^2), l'erreur standard d'estimation (ESE), le coefficient de détermination (r^2), le biais absolu et relatif entre la valeur mesurée et prédite ainsi que le RMSE ont été calculés et utilisés comme critère d'évaluation de la précision de l'estimation de la DE totale en comparaison à la calorimétrie indirecte. L'équation finale représente la moyenne des 500 répétitions.

Une ANOVA à un facteur a été réalisée sur les RMSE et les biais afin de comparer la précision des estimations de la DE totale issues des trois modèles (CM, hanche et cheville).

Résultats

Comme énoncé dans l'étude 3, tous les sujets non-diabétiques ont réalisé l'ensemble des conditions expérimentales, mais une série de données à 4,5 km/h a été perdue pour un sujet suite à une erreur technique. Lors des marches sur tapis roulant, deux patients DT2 n'ont pas pu compléter les marches à 4,5 et 5,4 km/h du fait d'un déconditionnement physique important.

1. Régression linéaire multiple

Les résultats des différentes régressions linéaires multiples réalisées afin d'expliquer les variations de la DE totale à partir du VM et des caractéristiques personnelles des sujets sont présentés dans le Tableau 15. La taille et le poids ont été exclus des variables potentielles du modèle du fait de leur colinéarité importante avec l'IMC. De plus, l'âge a également été retiré des trois modèles car il n'expliquait qu'une part non significative des variations de la DE totale

Tableau 15 : Résultats des régressions linéaires multiples pour prédire la DET à partir du VM, de l'IMC, du statut DT2, du sexe et de l'âge pour chacun des trois modèles.

Modèle	Variable	r^2	r^2 (% prédit)	ESE (kcal/min)	p-value
CM	VM	,797	79,7	0,692	p < 0,0001
	IMC	,835	3,8	0,624	p < 0,0001
	Groupe	,844	0,9	0,609	p < 0,0001
	Sexe	,865	2,1	0,568	p < 0,0001
	Âge	,865	0,01	0,568	0,22
Hanche	VM	,779	77,9	0,722	p < 0,0001
	IMC	,815	3,6	0,662	p < 0,0001
	Groupe	,821	0,8	0,649	p < 0,0001
	Sexe	,842	2,2	0,608	p < 0,0001
	Âge	,845	0,3	0,603	0,09
Cheville	VM	,772	77,2	0,733	p < 0,0001
	IMC	,805	3,3	0,679	p < 0,0001
	Groupe	,810	0,5	0,671	p < 0,01
	Sexe	,827	1,7	0,642	p < 0,0001
	Âge	,830	0,3	0,638	0,169

ESE, erreur standard d'estimation ; r^2 , coefficient de détermination ; CM, centre de masse ; VM, Vecteur magnitude (m/s^2) ; IMC, indice de masse corporelle (kg/m^2) ; Groupe, 1 pour diabétique et 0 pour non diabétique ; sexe, 1 pour les hommes et 0 pour les femmes.

(compris entre 0 et 0,2 % ; p > 0,05). Le VM de l'accélération ont permis d'expliquer 79,7, 77,9 et 77,2 % des variations de la DE totale (p < 0,0001) dans le modèle basé respectivement sur le capteur du CM, de la hanche et de la cheville. L'IMC contribue à augmenter la variance expliquée respectivement de 3,8, 3,6 et 3,3 % (p < 0,0001). Pour les deux dernières variables

(i.e. le sexe et le statut diabétique), même si l'apport était significatif ($p < 0,0001$), elles n'expliquaient qu'un faible pourcentage additionnel de la variance de la DE totale (1,8 à 2,3 % pour le sexe et 0,5 à 0,9 % pour le statut diabétique).

2. Validation croisée

Les résultats de la méthode de validation croisée de Monte Carlo sont indiqués dans les tableaux 16 et 17. Les trois modèles d'estimation de la DE totale (Équation 15, 16 et 17) présentent un r^2 moyen et une ESE moyenne comparables ($r^2 = 0,86, 0,85$ et $0,83$; ESE = 0,56, 0,60 et 0,63 kcal/min respectivement pour le modèle du CM, de la hanche et de la cheville).

$$DET_{CM} = -0,82 + 0,53 \times VM + 0,066 \times IMC + 0,3 \times Grp + 0,455 \times S \quad [15]$$

$$DET_{hanche} = -0,76 + 0,49 \times VM + 0,063 \times IMC + 0,28 \times Grp + 0,47 \times S \quad [16]$$

$$DET_{cheville} = -0,68 + 0,22 \times VM + 0,063 \times IMC + 0,23 \times Grp + 0,42 \times S \quad [17]$$

Où, VM (m/s^2) représente le vecteur magnitude moyen calculé sur un intervalle de 30s, IMC , (kg/m^2) l'indice de masse corporelle, Grp , le statut diabétique avec 1 pour les patients DT2 et 0 pour les sujets non-diabétiques et S le sexe, était égal à 1 pour les hommes et 0 pour les femmes.

Lors de la phase de validation croisée dans le sous-groupe de validation, les trois modèles de prédiction de la DE totale présentaient des coefficients de détermination élevés ($r^2 = 0,85$ pour le modèle du CM, 0,83 pour le modèle de la hanche et 0,81 pour le modèle de la cheville). Les résultats ont montré que le modèle de prédiction basé sur le capteur placé au niveau du CM surestime légèrement la DE totale en comparaison à la calorimétrie indirecte (biais = 0,005 kcal/min ; 4,1 %), alors que les deux autres modèles (hanche et cheville) tendent à la sous-estimer (-0,008 kcal/min (-4,5 %) et -0,01 kcal/min (4,6 %), respectivement. Les RMSE obtenus avec les trois modèles sont proches et valent 0,60, 0,64 et 0,68 kcal/min respectivement pour le CM, la hanche et la cheville).

Tableau 16 : Coefficients de régression des équations de prédiction de la DE totale pour les trois modèles.

Variable	Centre de masse		Hanche		Cheville	
	Coefficients (95% IC)	ESE	Coefficients (95% IC)	ESE	Coefficients (95% IC)	ESE
Interception	-0,818 (-1,61 à -0,02)	0,437	-0,763 (-1,61 à 0,08)	0,337	-0,683 (-1,58 à 0,22)	0,126
VM	0,530 (0,50 à 0,56)	0,014	0,491 (0,46 à 0,53)	0,014	0,216 (0,20 à 0,23)	0,005
IMC	0,066 (0,03 à 0,10)	0,013	0,063 (0,03 à 0,10)	0,014	0,063 (0,03 à 0,10)	0,005
Groupe	0,299 (0,11 à 0,49)	0,075	0,282 (0,08 à 0,48)	0,080	0,232 (0,02 à 0,44)	0,030
Sexe	0,455 (0,26 à 0,65)	0,076	0,470 (0,26 à 0,68)	0,082	0,420 (0,20 à 0,64)	0,030

ESE, erreur standard d'estimation ; IC, intervalle de confiance ; VM, Vecteur magnitude (m/s²) ; IMC, indice de masse corporelle (kg/m²) ; Groupe, 1 pour diabétique et 0 pour non diabétique ; sexe, 1 pour les hommes et 0 pour les femmes.

Tableau 17 : Résultats de la phase de validation croisée pour le groupe DT2 et pour le groupe mixte (DT2 et non-DT2).

Variable	DT2 (n = 8)				Sous-groupe validation (n = 16)			
	Biais	% Biais	RMSE	r ²	Biais	% Biais	RMSE	r ²
CM	0,01 (0,17)	6,8 (6,3)	0,61 (0,07)	0,88	0,005 (0,14)	4,1 (5,6)	0,60 (0,06)	0,85
Hanche	-0,01 (0,19)	-7,6 (6,8)	0,68 (0,09)	0,85	-0,008 (0,15)	-4,5 (5,6)	0,65 (0,06)	0,83
Cheville	-0,02 (0,20)	-8,3 (7,2)	0,69 (0,09)	0,84	-0,01 (0,16)	-4,6 (6,0)	0,69 (0,03)	0,81

Valeur (± ET) ; RMSE, « root mean square error » (kcal/min) ; r², coefficient de détermination ; Biais, différence absolue moyenne (kcal/min) ; % Biais, différence relative moyenne (%) ; CM, centre de masse.

Lorsque ces différents modèles ont été testés uniquement chez les patients DT2 du sous-groupe de validation, les résultats tendaient vers les mêmes conclusions avec des r² importants (0,88, 0,85 et 0,84 respectivement pour le modèle du CM, de la hanche et de la cheville) ainsi qu'une surestimation non significative de la DE totale avec le modèle du CM (biais = 0,01 kcal/min) et une sous-estimation non significative avec celui de la hanche et de la cheville

(respectivement -0,01 et -0,02 kcal/min). Les RMSE obtenus avec les trois modèles étaient légèrement plus élevés que ceux calculés pour l'ensemble du sous-groupe (0,61, 0,67 et 0,69 kcal/min respectivement pour le CM, la hanche et la cheville).

Les ANOVAs réalisées sur les biais ne présentent pas d'effet significatif du placement du capteur sur les biais avec une différence moyenne de -0,018 kcal/min (95 % IC : -0,004 à 0,04 kcal/min ; $p = 0,14$) entre le CM et la hanche, -0,013 kcal/min (95 % IC : -0,001 à 0,03 kcal/min ; $p = 0,47$) entre le CM et la cheville et -0,005 kcal/min (95 % IC : -0,03 à 0,02 kcal/min ; $p = 0,95$) entre la hanche et la cheville. Toutefois, les tests statistiques font apparaître que les RMSE étaient significativement différents entre les trois modèles de prédiction ($p < 0,005$). En effet, le modèle basé sur les données du capteur placé au niveau du CM présente un RMSE global plus petit que celui du modèle de la hanche (biais = -0,06 kcal/min (95 % IC : -0,07 à -0,05 kcal/min) et ceux de la cheville (biais = -0,085 kcal/min (95 % IC : -0,09 à -0,07 kcal/min). Les RMSE obtenus avec les modèles de la hanche et de la cheville étaient également différents avec un biais de 0,037 kcal/min (95 % IC : -0,05 à -0,03 kcal/min).

Discussion

Cette étude avait pour objectif de proposer une nouvelle méthode d'estimation de la DE totale basée sur des données d'accélération brute et des données personnelles, pour des AP_{séd} et la marche, spécifiquement chez des patients DT2.

Effet de l'accélération et de l'IMC. Les résultats de la régression linéaire multiple confortent la relation entre l'accélération du corps lors d'un mouvement et l'énergie dépensée induite par celui-ci (Bouten et al., 1994; Brandes et al., 2012; Chen & Sun, 1997). En effet, dans notre étude, le VM de l'accélération explique la majeure partie des variations de la DE totale (de 77,2 à 79,7 % vs. $\approx 3,5$ %, 2 % et 1 % respectivement pour l'IMC, le sexe et le statut DT2). Néanmoins, contrairement à nos résultats, l'étude de Brooks et al. (Brooks et al., 2005) observe que l'accélération (exprimée en count/min) enregistrée lors de marche sur plat avec un Actigraph MT1 explique seulement 17 % des variations de la DE totale alors que la plus grande partie était expliquée par le poids (52 %). À l'inverse, nos résultats montrent que l'IMC contribue à expliquer seulement 3,5 % environ de la variance de la DE totale.

Effet du sexe. Le sexe a également été ajouté comme variable indépendante significative dans notre modèle de régression. Néanmoins, aucun consensus n'était clairement établi dans la littérature sur une différence de coût énergétique lors de la marche entre homme et femme (Abadi et al., 2010). Aucune différence de coût énergétique n'a été observée lors de marche à vitesse de marche préférentielle, probablement du fait d'une vitesse plus lente chez les femmes. Toutefois, les femmes semblent dépenser plus d'énergie que les hommes lors de marches à vitesse imposées du fait d'une fréquence de pas plus élevée (Brooks et al., 2005; Wu, 2007). Comme observé dans l'étude de Waters & Mulroy (1999), nos résultats tendent à montrer une plus grande DE totale chez les hommes que chez les femmes. Ce résultat s'explique par le fait que, dans notre étude, la DE totale n'était pas exprimée en fonction du poids de corps. Toutefois, le sexe n'impacte que légèrement le pourcentage de variance expliquée ($\approx 2\%$) et la précision de l'estimation ($\approx -0,01$ kcal/min sur l'ESE) (Tableau 15).

Effet de l'âge. Concernant l'effet de l'âge sur la DE totale, ici encore les résultats diffèrent selon les études. Plusieurs études ont montré une réduction de la DE totale avec l'avancement en âge causée par une diminution de la FFM entraînant une baisse des différentes composantes de la DE totale (DE basale et DEAP) (Abadi et al., 2010). Inversement, d'autres ont observé une augmentation du coût énergétique de la marche avec l'âge induite par une modification de la biomécanique de la marche permettant notamment d'assurer une meilleure stabilité lors de la pose du pied (Peterson & Martin, 2010; Schrack et al., 2012). Dans notre étude, l'âge n'explique pas de manière significative les variations de la DE totale. De ce fait, cette variable a donc été retirée du modèle final. Ce résultat peut être lié au fait que notre population ne présente pas une plage d'âge assez importante pour induire des différences de DE totale dû à l'avancement en âge.

Effet du diabète. Enfin, plusieurs études n'ont pas observé de différences de $\dot{V}O_2$ entre des personnes saines et des sujets DT2 lors d' AP_{mod} (Blaak et al., 2000; Colbert et al., 2011). Toutefois, les résultats de l'étude de Petrovic et al. (2016) étaient cohérents avec ceux de notre deuxième étude qui présentent une augmentation du coût énergétique de la marche chez des patients DT2 en comparaison aux sujets non-diabétiques du même âge. Finalement, même si l'effet reste faible, le statut DT2 apparaît comme un facteur expliquant une part significative de la variance de la DE totale dans les trois modèles (Tableau 15).

À notre connaissance, les algorithmes d'estimation de la DE totale ou de la DEAP basés sur des données d'accélération brute ont seulement été développés à partir d'une population de

sujets sains et jeunes (Bouten et al., 1994; Chen & Sun, 1997). Ainsi, notre troisième étude (Étude 3 ; p 107-123) avait pour objectif de tester la validité de l'équation de Bouten pour estimer une DEAP lors de positions statiques et lors de la marche dans notre population de sujets DT2. Les résultats ont montré que l'estimation de la DEAP obtenue à partir de l'équation de Bouten lors de la marche ne présentait pas de différence significative avec la méthode de référence (i.e. la calorimétrie indirecte). Néanmoins, ils faisaient apparaître des RMSE relativement élevés (RMSE moyen = 0,53 kcal/min). Comme nous avons pu le voir également, l'équation tendait à sous-estimer légèrement la DEAP avec un biais global de -0,17 kcal/min. Dans la présente étude, cette tendance à la sous-estimation se retrouve seulement avec le modèle basé sur les données du capteur placé à la hanche et à la cheville. Néanmoins, nos résultats diffèrent de ceux de Bouten et al. avec un biais moyen proche de zéro pour ces deux modèles (-0,005 et -0,009 kcal/min respectivement pour la hanche et la cheville). Cette différence de résultat peut être expliquée en partie par la différence entre les deux populations utilisées pour développer l'équation de prédiction de la DE. En effet, Bouten et al. (1994) ont établi leur équation à partir de données obtenues dans une population de 11 hommes jeunes et en bonne santé (âge : 21-27 ans ; IMC moyen = 20,5 kg/m²). C'est pour cette raison que l'équation de Bouten ne permet pas de prendre en compte certaines caractéristiques personnelles (e.g. l'âge, l'IMC ou le DT2) qui peuvent faire varier l'énergie dépensée par un sujet lors d'une activité (Browning et al., 2006; Peterson & Martin, 2010; Petrovic et al., 2016; Peyrot et al., 2012). Toutefois, nous devons rester prudents avec les comparaisons directes entre les études car elles testent des échantillons différents de sujets et ne mesurent pas les mêmes composantes (i.e. DE totale ou DEAP). Cependant, la plus grande justesse de l'estimation de la DE totale dans notre étude pourrait être expliquée par le fait que les trois modèles que nous proposons étaient adaptés aux patients DT2 en prenant en compte, en plus du sexe et du statut DT2, une large plage d'IMC (compris entre 20,2 et 29,8 kg/m²).

De nombreuses études ont utilisé d'autres capteurs pour prédire une DE totale ou une DEAP dans diverses populations. Toutefois, à notre connaissance, seule l'étude de Machac et al. (2013) a été conduite afin de valider l'utilisation du SWA et du Omron pour estimer la DE totale lors de marche à 3 et 4 km/h chez des sujets DT2. Les résultats montrent que ces deux capteurs surestiment la DE totale en comparaison à la calorimétrie indirecte (biais = 70 et 81 % à 3 km/h, 75 et 78 % à 4 km/h respectivement pour le Omron et le SWA). Néanmoins, ici encore la comparaison directe entre les résultats reste difficile du fait de protocole (i.e. activité testée, population) et de modalités de comparaison (RMSE, biais, exprimés en Met, kJ/kg/min ou

kcal/min) différents. Toutefois, en comparaison aux biais obtenus par Machac et al. avec le SWA et le Omron (supérieurs à 70%), les biais obtenus lors de la validation croisée dans le sous-groupe DT2, indépendamment du modèle utilisé, étaient compris entre -7,6 et 6,8 % de la valeur mesurée par calorimétrie indirecte. Ainsi, lorsque que nous comparons ces deux études, il apparaît que nos équations permettent d'estimer plus précisément la DE totale lors de la marche chez des patients DT2 en comparaison au SWA (dispositif couplant plusieurs technologies) et du Omron (accéléromètre biaxial), tous deux développés *a priori* à partir de population présentant des caractéristiques différentes de la population DT2 en termes d'âge, de poids et de condition physique.

Cette étude comporte également différentes limites. Il était important de noter que notre population présente une plage spécifique d'âge (représentative d'adultes d'âge moyen allant de 47 à 69 ans) et inclut des sujets normo-pondérés et en surpoids (IMC allant de 20,2 à 29,8 kg/m²). Cette grande diversité de caractéristiques personnelles contribue à augmenter la précision de nos modèles dans ces plages d'âge et d'IMC, mais limite leur généralisation dans des populations plus jeunes qui pourraient présenter une meilleure condition physique. De la même manière, nos critères d'inclusion ont induit l'exclusion des patients présentant une ou plusieurs comorbidités liées au diabète telles que la neuropathie périphérique ou l'ulcère. Or ces deux pathologies touchent respectivement environ 50 et 30-40 % des patients DT2 (Boulton et al., 2004; Pop-Busui et al., 2009). Par ailleurs, ces pathologies entraînent des modifications du pattern de marche qui peuvent induire une augmentation du coût énergétique de la marche (Brown et al., 2014; Ko et al., 2011; Kwon et al., 2003; Petrovic et al., 2016; Raspovic, 2013; Sawacha et al., 2009). Enfin, les trois équations d'estimation de la DE totale ont été développées à partir de données enregistrées lors de conditions standardisées qui peuvent être différentes de celles rencontrées dans la vie quotidienne. Toutefois, nos trois modèles constituent une approche attractive dans l'estimation de la DE totale lors d'AP statiques et de la marche chez des patients DT2.

En conclusion, les trois équations développées à partir des données d'accélération (issues d'un des trois placements du capteur) et de données personnelles du sujet permettent de prédire la DE totale lors d'AP_{séd} et à la marche chez des patients DT2 et non-diabétiques. Les trois modèles présentent des corrélations comparables et une bonne validité avec la DE totale mesurée à partir de la calorimétrie indirecte. Bien que les biais des trois modèles soient comparables, celui basé sur les données du capteur placé au niveau du CM (Équations 15) présente un RMSE global inférieur en comparaison aux deux autres méthodes (Équations 16 et

17), toutefois, un capteur positionné à la hanche semble être le meilleur compromis entre la précision et l'ergonomie (i.e. facilité de positionnement par le sujet).

$$DET_{CM} = -0,82 + 0,53 \times VM + 0,066 \times IMC + 0,3 \times Grp + 0,455 \times S \quad [15]$$

$$DET_{hanche} = -0,76 + 0,49 \times VM + 0,063 \times IMC + 0,28 \times Grp + 0,47 \times S \quad [16]$$

$$DET_{cheville} = -0,68 + 0,22 \times VM + 0,063 \times IMC + 0,23 \times Grp + 0,42 \times S \quad [17]$$

Résumé

Le contexte de santé actuel a induit le développement et la commercialisation de nombreux outils permettant à un individu de suivre quotidiennement sa dépense énergétique. Toutefois, ces différentes approches étaient généralement développées dans des populations relativement jeunes et en bonne santé et n'étaient pas toujours validées dans d'autres populations aux caractéristiques différentes (i.e. âge plus avancé, surpoids/obésité ou présence d'une pathologie chronique). Seule l'équation de Bouten a été testée chez des sujets DT2 et malgré qu'aucune différence n'ait été trouvée avec la calorimétrie indirecte, les RMSE obtenus restaient cependant élevés. Ainsi, notre étude avait pour objectif de proposer une nouvelle méthode d'estimation de la DE totale lors d'activités statiques et de marche chez des sujets DT2, basée sur les données d'accélération mesurées au niveau du centre de masse (CM), de la hanche ou de la cheville. Pour cela, 40 sujets DT2 et non-diabétiques ont réalisé différentes postures (assise et debout) et marches (de 1,8 à 5,4 km/h) durant lesquelles les échanges gazeux étaient mesurés par calorimétrie indirecte et l'accélération était enregistrée avec trois centrales inertielles (CM, hanche et cheville). Une régression linéaire multiple a été utilisée pour examiner les relations entre la DE totale, les accélérations mesurées aux trois placements et les paramètres personnels du sujet (âge, taille, poids, IMC, sexe et statut DT2). Ensuite, une méthode de validation croisée (Monte Carlo) était utilisée pour développer et valider une équation d'estimation de la DE totale pour chacun des trois capteurs en divisant l'échantillon en un groupe calibration et validation. Seuls l'accélération, l'IMC, le sexe et le statut DT2 ont été retenus dans le modèle final car ils expliquent une part significative des variations de la DE totale (respectivement $\approx 80\%$, $3,5\%$, 2% et 1%). Les trois modèles développés pour prédire la DE totale présentent un coefficient de détermination élevé ($r^2 > 0,8$) et une différence moyenne proche de zéro (0,01, -0,01 et -0,02 kcal/min respectivement pour le modèle du CM, de la hanche et de la cheville) quand ils étaient testés chez les patients DT2. De plus, ils présentent des RMSE respectivement de 0,61, 0,67 et 0,69 kcal/min. Enfin, malgré que les différences moyennes soient proches d'un modèle à l'autre, le RMSE obtenu avec le modèle basé sur les données d'accélération du CM était plus faible que celui de la hanche et de la cheville. Cette étude a permis de développer trois approches permettant d'estimer une DE totale lors d'activité statique ou de marche à partir d'accélérations brutes mesurées au niveau du centre de masse, de la hanche ou de la cheville. Ces trois modèles ont été validés pour une population présentant ou non un diabète de type 2 et normo-pondérée ou en surpoids.

Chapitre 4

Conclusion & Perspectives

Chapitre 4 - Conclusion & Perspectives

L'objectif général de ce travail de thèse était de mieux comprendre les déterminants physiologiques et biomécaniques de la dépense énergétique chez des patients diabétiques de type 2 pour ensuite proposer une nouvelle approche permettant d'estimer la dépense énergétique chez des patients diabétiques de type 2, sur la base d'accélération enregistrée par un capteur intelligent. Afin de développer cette méthode, nous avons dû premièrement mettre en place une phase d'observation qualitative et quantitative des activités réalisées quotidiennement par des patients DT2 (Étude 1). Dans un second temps (Étude 2), nous nous sommes intéressés à la dépense énergétique à la marche et au repos pour ensuite tester chez les patients DT2 une équation d'estimation de la dépense énergétique, déjà validée chez des adultes jeunes et en bonne santé. Enfin, en conclusion de cette seconde étude, notre objectif était de développer et de valider une nouvelle équation d'estimation associant des données d'accélération et des données personnelles du sujet.

Dans la première étude, nous avons pu mettre en évidence une prédominance des activités sédentaires ($< 1,5$ Met) telles qu'être assis pour lire ou regarder la télévision. Les AP d'intensité faible (entre 1,5 et 3 Met) représentent également une part importante des activités journalières des patients DT2. Nous y retrouvons des activités telles que faire la cuisine, différentes tâches domestiques ou encore des activités de loisir comme le jardinage et le bricolage. Bien que de nombreuses organisations préconisent d'accumuler 30 min/jour d'AP d'intensité modérée (entre 3 et 6 Met) ou intense (> 6 Met) (Mendes et al., 2016), celles-ci ne représentent qu'une faible proportion des AP journalières. Enfin, parmi les AP programmées, la marche était l'activité majoritairement réalisée de façon quotidienne dans notre population. De plus, pour environ un quart des patients de cette étude, la marche était associée avec une autre AP, réalisée une à deux fois par semaine. Bien que notre cohorte de sujet ne compte que 35 patients DT2, nous retrouvons des résultats similaires avec d'autres études réalisées dans diverses populations de patients diabétiques (Arshad et al., 2016; Croix, 2011; Wood, 2004).

Comme nous avons pu le voir dans l'étude précédente, la marche représente l'une des activités physiques la plus courante chez des patients DT2. Toutefois, il semble que les patients DT2 sont moins enclins à respecter les prescriptions en termes d'AP en comparaison de la population générale. Cette moindre quantité de marche chez les patients DT2 pourrait être expliquée en partie par une diminution des capacités de marche qui se traduit par une diminution de la vitesse de marche préférentielle. Ainsi, nous sommes intéressés à la puissance métabolique et au coût énergétique de la marche chez des patients DT2 en comparaison de sujets témoins aux caractéristiques similaires. Il en ressort que les puissances métaboliques brutes et nettes

Chapitre 4 - Conclusion & Perspectives

ainsi que le coût énergétique de la marche sont plus élevés lors de la marche chez les sujets DT2. De plus, malgré une vitesse préférentielle de marche plus lente, ces patients dépensent tout de même plus d'énergie que les sujets témoins non diabétiques. Ces différences ont pour origine différentes altérations du pattern de marche observables chez les patients DT2, parmi lesquelles des niveaux élevés d'activation et de co-contraction des muscles agonistes de la cheville et du genou, une augmentation de la fréquence de pas ou une plus grande raideur articulaire (e.g. notamment au niveau de la cheville). Ces modifications du pattern de marche peuvent traduire des stratégies permettant d'augmenter l'équilibre dynamique lors de la marche en augmentant la stabilité (e.g. particulièrement au niveau du genou et de la cheville) lors de la phase d'appui. Ces résultats permettent d'ouvrir différentes perspectives concernant l'évaluation de la DE chez les sujets DT2. En effet, dans le domaine de l'actimétrie par exemple, de nombreuses méthodes ont été développées afin d'estimer la DE totale ou la DEAP pour des personnes saines pour qui la DE à la marche ne semble plus faible.

Au vu des recherches scientifiques actuelles, l'actimétrie semble représenter une approche intéressante afin d'estimer l'énergie dépensée par un individu lors de multiples activités. Parmi les équations publiées et utilisant des données d'accélération libre, nous avons décidé de tester l'algorithme développé par Bouten et al. (1994). C'était un algorithme simple et développé à partir de données enregistrées lors de différentes activités sédentaires et marches à plusieurs vitesses qui étaient représentatives des activités journalières de patients DT2. Il ressort de cette étude qu'une approche basée sur l'équation de Bouten permet d'estimer avec une bonne précision la DEAP lors de marche sur tapis roulant à différentes vitesses. De plus, en testant différentes méthodes de soustraction de la composante gravitationnelle du signal d'accélération, nous avons pu montrer que la méthode utilisée influence peu la précision de la DEAP estimée même si la méthode basée sur le filtre passe-haut de Butterworth semble produire une estimation plus précise que les deux autres méthodes (i.e. méthode de soustraction de la moyenne et l'utilisation de l'accélération libre). Néanmoins, indépendamment de la méthode utilisée, l'équation de Bouten semble sous-estimer la DEAP à la marche, ce qui reflète une dépense d'énergie plus importante chez nos patients DT2 en comparaison aux sujets sains utilisés pour la développer. Ce résultat concorde avec de nombreuses études démontrant une augmentation du coût énergétique de la marche causée par différents facteurs que nous pouvons retrouver dans notre population (l'âge avancé, le surpoids ou l'obésité et le diabète) (Browning et al., 2006; Gougeon et al., 2002; D. S. Peterson & Martin, 2010; Petrovic et al., 2016; Schrack et al., 2012)

Chapitre 4 - Conclusion & Perspectives

Les résultats précédents nous confortent dans la nécessité de développer une méthode d'estimation de la DEAP adaptée aux spécificités de la population diabétique. En nous basant sur une méthode de validation croisée, trois équations ont été développées pour prédire la DE totale lors d'AP_{séd} et à la marche à partir des données d'accélération (issues d'un capteur positionné au niveau du centre de masse, de la hanche ou à la cheville) et de données personnelles qui étaient l'IMC, le sexe et le statut diabétique. Ces équations étaient les premières à être développées pour prédire la DE totale dans une population spécifique à partir de n'importe quel capteur permettant d'enregistrer une accélération brute. Elles pourront être utilisées, par exemple, lors de programme de réentraînement, afin d'estimer précisément l'énergie dépensée lors d'une séance et ainsi mieux comprendre la relation dose réponse entre la quantité d'activité physique et ses répercussions sur l'organisme (e.g. résistance à l'insuline).

Les perspectives dans le champ des méthodes d'estimation de la dépense énergétique en condition de vie quotidienne sont nombreuses. En effet, la recherche d'une méthode optimale de prédiction de la dépense énergétique est depuis plusieurs années au cœur de nombreux projets de recherche s'inscrivant dans un contexte de lutte contre la sédentarité et la recrudescence des maladies chroniques.

- Comme réalisé dans ce travail de thèse, de nombreuses méthodes ont été développées en laboratoire (Bouten et al., 1994; Chen & Sun, 1997; Crouter et al., 2006). Toutefois, comme nous avons pu le voir dans la revue de littérature, peu ont ensuite été testées dans des conditions de vie quotidienne. Il serait envisageable de comparer la valeur de DE totale estimée par l'une de nos équations à la valeur mesurée avec la méthode de l'eau doublement marquée en condition de vie quotidienne chez des patients DT2. En effet, cette dernière reste la méthode de référence pour valider une nouvelle méthode d'estimation de la DE en condition de vie quotidienne.

- Comme nous avons pu le voir dans la revue de littérature, plusieurs méthodes ont été développées en couplant différentes technologies comme le SenseWear Armband ou l'Actiheart. D'autres méthodes encore combinent plusieurs dispositifs similaires comme dans l'étude de Bussmann et al. (2001) qui utilise cinq accéléromètres placés aux niveaux des deux poignets, du sternum et sur la face externe des deux cuisses. L'utilisation de plusieurs accéléromètres permet en effet de prendre en compte les mouvements de l'ensemble du corps afin de pallier aux limites de l'utilisation d'un seul placé au niveau de la hanche. En effet, un capteur unique à la hanche ne permet pas de quantifier correctement les activités impliquant

Chapitre 4 - Conclusion & Perspectives

majoritairement les membres supérieurs et qui peuvent potentiellement augmenter la DE totale (e.g. manutention de charges debout ou assis, certaines tâches domestiques comme la vaisselle ou de bricolage comme scier). Il était envisageable de coupler un accéléromètre placé à la hanche qui mesurerait l'accélération générale du corps avec un accéléromètre placé au niveau du poignet pour quantifier les mouvements du haut du corps. À partir de là, il était possible d'utiliser la même méthode que celle développée par Brage et al. (2005) pour l'Actiheart. La DE totale serait estimée par les deux capteurs puis ces estimations seraient favorisées en fonction de données d'accélération issues des deux capteurs permettant de discriminer les activités qui utilisent principalement les membres inférieurs, supérieurs ou les deux. Cette perspective de recherche nécessite toutefois de compléter notre base de données avec des activités impliquant le haut du corps et des données enregistrées au niveau du poignet. Cette approche pourrait facilement être applicable dans la vie quotidienne en l'implémentant dans une montre connectée à un smartphone qui permettra d'enregistrer les données d'accélération respectivement au poignet et au niveau de la hanche.

- De manière général, les capteurs de mouvement estiment la DE à partir d'une régression linéaire entre une DE mesurée et l'accélération (brute ou en count). Toutefois, les travaux de Bonomi et al. (2009) montrent qu'une seule équation n'était pas suffisante pour estimer précisément la DE pour un pattern d'activité aussi vaste que celui de la vie quotidienne. Ils proposent alors d'utiliser préalablement une méthode d'identification de l'AP pour ensuite déterminer la DE à partir d'une équation adaptée. Ces méthodes de reconnaissance de l'AP utilisent généralement les mêmes étapes. Premièrement, le signal d'accélération (ou autre) était découpé en fenêtre d'environ 10s avec ou sans chevauchement (Zhang & Sawchuk, 2013), ou en période correspondante à une activité particulière (ici, la durée de la fenêtre n'était pas fixe) (Preece et al., 2009). Ainsi, un traitement du signal par ondelette n'a jamais été utilisé pour délimiter le signal. En effet, comme nous l'avons vu précédemment, le signal est généralement découpé en fenêtre de quelques secondes. Toutefois cette méthodologie est limitée par deux phénomènes. Première, dans le cas d'une fenêtre plus grande, certaines activités très courtes seront mélangées avec d'autres activités ce qui réduira leur précision de l'identification. À l'inverse, dans le cas de fenêtre trop courte, la fréquence d'échantillonnage (souvent faible des actimètres) ne permettra pas d'avoir un nombre de points suffisant pour conserver toutes les fréquences du signal, ce qui va également engendrer une imprécision. Le principal avantage du traitement du signal par ondelette est qu'il va permettre d'analyser le contenu fréquentiel afin de détecter les transitions qui correspondront au changement d'activité. Ainsi, les fenêtres

Chapitre 4 - Conclusion & Perspectives

seront découpées de façon régulière afin d'englober toute l'activité. Ensuite, le contenu fréquentiel de ces fenêtres pourra être analysé pour en extraire les différentes variables qui permettront d'améliorer la précision de l'identification. Cette nouvelle approche pourrait permettre ainsi d'identifier un plus grand nombre d'activités avec un seul capteur. Suite à ce traitement du signal, les variables d'entrée peuvent être utilisées avec différents algorithmes, certains étant plus simples (e.g. méthode des seuils, arbre de décision) que d'autres qui nécessitent une phase d'apprentissage (e.g. réseau de neurones artificiels) pour lui permettent de déterminer les variables les plus pertinentes à utiliser. Le choix de l'algorithme dépendra principalement du nombre de catégories d'activités à reconnaître et des capteurs utilisés (type de capteur, nombre et placement). Par exemple, l'utilisation d'un capteur positionné au niveau de la hanche permet de dissocier plusieurs catégories d'activités comme les postures, la locomotion, le vélo et certaines activités de la vie quotidienne (Bonomi et al., 2009). Dans cette perspective, l'utilisation d'une centrale inertielle permettrait d'enregistrer une plus grande variété de données qui amélioreraient les possibilités de discrimination de certaines activités (e.g. marche en pente, montée/descente marche) (Fahridin et al., 2011; Yüksek & Barshan, 2011). Ainsi, l'identification préalable de l'activité physique offre un vaste champ de recherche du fait des nombreuses combinaisons possibles, mais nécessite une base de données incluant des signaux enregistrés lors de différentes activités susceptibles d'être reconnues.

Références Bibliographiques

Références bibliographiques

A

- Abadi, F. H., Muhamad, T. A., & Salamuddin, N. (2010). Energy expenditure through walking: Meta analysis on gender and age. In *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 7, 512-521.
- Abate, M., Schiavone, C., Salini, V., & Andia, I. (2013). Occurrence of tendon pathologies in metabolic disorders. *Rheumatology (Oxford)*, 52(4), 599-608.
- Acheson, K. J., Ravussin, E., Wahren, J., & Jequier, E. (1984). Thermic effect of glucose in man. Obligatory and facultative thermogenesis. *J Clin Invest*, 74(5), 1572-1580.
- Ahmed, R. M., Landin-Romero, R., Collet, T. H., van der Klaauw, A. A., Devenney, E., Henning, E., et al. (2017). Energy expenditure in frontotemporal dementia: a behavioural and imaging study. *Brain*, 140(Pt 1), 171-183.
- Ainslie, P., Reilly, T., & Westerterp, K. (2003). Estimating human energy expenditure: a review of techniques with particular reference to doubly labelled water. *Sports Med*, 33(9), 683-698.
- Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Whitt, M. C., Irwin, M. L., Swartz, A. M., Strath, S. J., et al. (2000). Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9 Suppl), S498-504.
- Alawad, A. O., Merghani, T. H., & Ballal, M. A. (2013). Resting metabolic rate in obese diabetic and obese non-diabetic subjects and its relation to glycaemic control. *BMC Res Notes*, 6, 382.
- Albinali, F., Intille, S., Haskell, W., & Rosenberger, M. (2010). Using wearable activity type DE total election to improve physical activity energy expenditure estimation. Paper presented at the Proceedings of the 12th ACM international conference on Ubiquitous computing, Copenhagen, Denmark.
- Albright, A., Franz, M., Hornsby, G., Kriska, A., Marrero, D., Ullrich, I., et al. (2000). American College of Sports Medicine position stand. Exercise and type 2 diabetes. *Med Sci Sports Exerc*, 32(7), 1345-1360.
- Alexander, R. M. (1991). Energy-saving mechanisms in walking and running. *J Exp Biol*, 160, 55-69.
- Anastasopoulou, P., Tubic, M., Schmidt, S., Neumann, R., Woll, A., & Hartel, S. (2014). Validation and comparison of two methods to assess human energy expenditure during free-living activities. *PLoS One*, 9(2), e90606.
- Andersen, H., Nielsen, S., Mogensen, C. E., & Jakobsen, J. (2004). Muscle strength in type 2 diabetes. *Diabetes*, 53(6), 1543-1548.
- Andreassen, T. T., Seyer-Hansen, K., & Bailey, A. J. (1981). Thermal stability, mechanical properties and reducible cross-links of rat tail tendon in experimental diabetes. *Biochim Biophys Acta*, 677(2), 313-317.
- Agence Nationale de Sécurité Sanitaire, de l'Alimentation, de l'Environnement et du Travail. (2016). Actualisation des repères du PNNS - Révisions des repères relatifs à l'activité physique et à la sédentarité. Edition scientifique, (Vol. 1). Saisine n° 2012-SA-0155.
- Araiza, P., Hewes, H., Gashetewa, C., Vella, C. A., & Burge, M. R. (2006). Efficacy of a pedometer-based physical activity program on parameters of diabetes control in type 2 diabetes mellitus. *Metabolism*, 55(10), 1382-1387.
- Ardigo, L. P., Saibene, F., & Minetti, A. E. (2003). The optimal locomotion on gradients: walking, running or cycling? *Eur J Appl Physiol*, 90(3-4), 365-371.
- Arshad, R., Younis, B. B., Masood, J., Tahira, M., & Khurhsid, S. (2016). Pattern of physical activity among persons with type 2 diabetes with special consideration to daily routine. *Pak J Med Sci*, 32(1), 234-238.
- Arvidsson, D., Slinde, F., Larsson, S., & Hulthen, L. (2007). Energy cost of physical activities in children: validation of SenseWear Armband. *Med Sci Sports Exerc*, 39(11), 2076-2084.

Références bibliographiques

- Assah, F. K., Ekelund, U., Brage, S., Corder, K., Wright, A., Mbanya, J. C., et al. (2009). Predicting physical activity energy expenditure using accelerometry in adults from sub-Saharan Africa. *Obesity (Silver Spring)*, 17(8), 1588-1595.
- Assah, F. K., Ekelund, U., Brage, S., Wright, A., Mbanya, J. C., & Wareham, N. J. (2011). Accuracy and validity of a combined heart rate and motion sensor for the measurement of free-living physical activity energy expenditure in adults in Cameroon. *Int J Epidemiol*, 40(1), 112-120.
- Astrand, P. O., & Ryhming, I. (1954). A nomogram for calculation of aerobic capacity (physical fitness) from pulse rate during sub-maximal work. *J Appl Physiol*, 7(2), 218-221.
- Atiyeh, B. S., Gunn, S. W., & Dibo, S. A. (2008). Metabolic implications of severe burn injuries and their management: a systematic review of the literature. *World J Surg*, 32(8), 1857-1869.
- Aune, D., Norat, T., Leitzmann, M., Tonstad, S., & Vatten, L. J. (2015). Physical activity and the risk of type 2 diabetes: a systematic review and dose-response meta-analysis. *Eur J Epidemiol*.
- Avesani, C. M., Draibe, S. A., Kamimura, M. A., Dalboni, M. A., Colugnati, F. A., & Cuppari, L. (2004). Decreased resting energy expenditure in non-dialysed chronic kidney disease patients. *Nephrol Dial Transplant*, 19(12), 3091-3097.
- B**
-
- Baarends, E. M., Schols, A. M., Westerterp, K. R., & Wouters, E. F. (1997). Total daily energy expenditure relative to resting energy expenditure in clinically stable patients with COPD. *Thorax*, 52(9), 780-785.
- Baecke, J. A., Burema, J., & Frijters, J. E. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *Am J Clin Nutr*, 36(5), 936-942.
- Bai, Y., Welk, G. J., Nam, Y. H., Lee, J. A., Lee, J. M., Kim, Y., et al. (2016). Comparison of Consumer and Research Monitors under Semistructured Settings. *Med Sci Sports Exerc*, 48(1), 151-158.
- Baldew, S. S., Krishnadath, I. S., Smits, C. C., Toelsie, J. R., Vanhees, L., & Cornelissen, V. (2015). Self-reported physical activity behavior of a multi-ethnic adult population within the urban and rural setting in Suriname. *BMC Public Health*, 15, 485.
- Bao, L., & Intille, S. S. (2004). Activity Recognition from User-Annotated Acceleration Data. In A. Ferscha & F. Mattern (Eds.), *Pervasive Computing: Second International Conference, PERVASIVE 2004, Linz/Vienna, Austria, April 21-23, 2004. Proceedings* (pp. 1-17). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Bareira, T. V., Kang, M., Caputo, J. L., Farley, R. S., & Renfrow, M. S. (2009). Validation of the Actiheart monitor for the measurement of physical activity. *Int J Med Sci*, 2(1), p. 60-71.
- Barrett, J. E., Plotnikoff, R. C., Courneya, K. S., & Raine, K. D. (2007). Physical activity and type 2 diabetes: exploring the role of gender and income. *Diabetes Educ*, 33(1), 128-143.
- Bassett, D. R., Jr., Ainsworth, B. E., Swartz, A. M., Strath, S. J., O'Brien, W. L., & King, G. A. (2000). Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9 Suppl), S471-480.
- Bauman, A., Bull, F., Chey, T., Craig, C. L., Ainsworth, B. E., Sallis, J. F., et al. (2009). The International Prevalence Study on Physical Activity: results from 20 countries. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 6, 21.
- Bauman, A., Bellew, B., Booth, M., Hahn, A., Stoker, L., Thomas, M. (1997). Towards best practice for the promotion of physical activity in the areas of NSW. Sydney: New South Wales Health Department, Centre for Disease Prevention and Health. *Public Health Bulletin*, 8(3), 11-20.

Références bibliographiques

- Benito, P. J., Neiva, C., Gonzalez-Quijano, P. S., Cupeiro, R., Morencos, E., & Peinado, A. B. (2012). Validation of the SenseWear armband in circuit resistance training with different loads. *Eur J Appl Physiol*, 112(8), 3155-3159.
- Bergman, P., Grjibovski, A. M., Hagstromer, M., Bauman, A., & Sjostrom, M. (2008). Adherence to physical activity recommendations and the influence of socio-demographic correlates - a population-based cross-sectional study. *BMC Public Health*, 8, 367.
- Bernstein, R. S., Thornton, J. C., Yang, M. U., Wang, J., Redmond, A. M., Pierson, R. N., Jr., et al. (1983). Prediction of the resting metabolic rate in obese patients. *Am J Clin Nutr*, 37(4), 595-602.
- Berthouze, S. E., Minaire, P. M., Castells, J., Busso, T., Vico, L., & Lacour, J. R. (1995). Relationship between mean habitual daily energy expenditure and maximal oxygen uptake. *Med Sci Sports Exerc*, 27(8), 1170-1179.
- Berthouze, S. E., Minaire, P. M., Chatard, J. C., Boutet, C., Castells, J., & Lacour, J. R. (1993). A new tool for evaluating energy expenditure: the "QAPSE" development and validation. *Med Sci Sports Exerc*, 25(12), 1405-1414.
- Bertoli, S., Posata, A., Battezzati, A., Spadafranca, A., Testolin, G., & Bedogni, G. (2008). Poor agreement between a portable armband and indirect calorimetry in the assessment of resting energy expenditure. *Clin Nutr*, 27(2), 307-310.
- Bhammar, D. M., Sawyer, B. J., Tucker, W. J., Lee, J. M., & Gaesser, G. A. (2016). Validity of SenseWear(R) Armband v5.2 and v2.2 for estimating energy expenditure. *J Sports Sci*, 34(19), 1830-1838.
- Bigard, A. X., Duforez, F., Portero, P., & Guezennec, C. Y. (1992). Détermination de l'activité physique par questionnaire: validation du questionnaire autoadministrable de Baecke. *Sci & Sports*, 7(4), 215-221.
- Bitar, A., Vermorel, M., Fellmann, N., Bedu, M., Chamoux, A., & Coudert, J. (1996). Heart rate recording method validated by whole body indirect calorimetry in 10-yr-old children. *J Appl Physiol* (1985), 81(3), 1169-1173.
- Bitz, C., Toubro, S., Larsen, T. M., Harder, H., Rennie, K. L., Jebb, S. A., et al. (2004). Increased 24-h energy expenditure in type 2 diabetes. *Diabetes Care*, 27(10), 2416-2421.
- Bjorgaas, M., Vik, J. T., Saeterhaug, A., Langlo, L., Sakshaug, T., Mohus, R. M., et al. (2005). Relationship between pedometer-registered activity, aerobic capacity and self-reported activity and fitness in patients with type 2 diabetes. *Diabetes Obes Metab*, 7(6), 737-744.
- Blaak, E. E., van Aggel-Leijssen, D. P., Wagenmakers, A. J., Saris, W. H., & van Baak, M. A. (2000). Impaired oxidation of plasma-derived fatty acids in type 2 diabetic subjects during moderate-intensity exercise. *Diabetes*, 49(12), 2102-2107.
- Black, A. E., Coward, W. A., Cole, T. J., & Prentice, A. M. (1996). Human energy expenditure in affluent societies: an analysis of 574 doubly-labelled water measurements. *Eur J Clin Nutr*, 50(2), 72-92.
- Blair, S. N., Haskell, W. L., Ho, P., Paffenbarger, R. S., Jr., Vranizan, K. M., Farquhar, J. W., et al. (1985). Assessment of habitual physical activity by a seven-day recall in a community survey and controlled experiments. *Am J Epidemiol*, 122(5), 794-804.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307-310.
- Bonnefoy, M., Normand, S., Pachiardi, C., Lacour, J. R., Laville, M., & Kostka, T. (2001). Simultaneous validation of ten physical activity questionnaires in older men: a doubly labeled water study. *J Am Geriatr Soc*, 49(1), 28-35.
- Bonomi, A. G., Plasqui, G., Goris, A. H., & Westerterp, K. R. (2009). Improving assessment of daily energy expenditure by identifying types of physical activity with a single accelerometer. *J Appl Physiol* (1985), 107(3), 655-661.

Références bibliographiques

- Bonomi, A. G., Plasqui, G., Goris, A. H., & Westerterp, K. R. (2010). Estimation of free-living energy expenditure using a novel activity monitor designed to minimize obtrusiveness. *Obesity (Silver Spring)*, 18(9), 1845-1851.
- Bonomi, A. G., & Westerterp, K. R. (2012). Advances in physical activity monitoring and lifestyle interventions in obesity: a review. *Int J Obes (Lond)*, 36(2), 167-177.
- Boonstra, M. C., van der Slikke, R. M., Keijsers, N. L., van Lummel, R. C., de Waal Malefijt, M. C., & Verdonschot, N. (2006). The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *J Biomech*, 39(2), 354-358.
- Borges, J. H., Langer, R. D., Cirolini, V. X., Pascoa, M. A., Guerra-Junior, G., & Goncalves, E. M. (2016). Minimum Time to Achieve the Steady State and Optimum Abbreviated Period to Estimate the Resting Energy Expenditure by Indirect Calorimetry in Healthy Young Adults. *Nutr Clin Pract*, 31(3), 349-354.
- Bosy-Westphal, A., Kossel, E., Goele, K., Later, W., Hitze, B., Settler, U., et al. (2009). Contribution of individual organ mass loss to weight loss-associated decline in resting energy expenditure. *Am J Clin Nutr*, 90(4), 993-1001.
- Bosy-Westphal, A., Schautz, B., Lagerpusch, M., Pourhassan, M., Braun, W., Goele, K., et al. (2013). Effect of weight loss and regain on adipose tissue distribution, composition of lean mass and resting energy expenditure in young overweight and obese adults. *Int J Obes (Lond)*, 37(10), 1371-1377.
- Bouchard, C., Blair, S., & Haskell, W. (2007). Physical activity and health. *Human Kinetics* 409
- Bouchard, C. (2001). Physical activity and health: introduction to the dose-response symposium. *Med Sci Sports Exerc* 33: S347-350.
- Bouchard, C., Tremblay, A., Leblanc, C., Lortie, G., Savard, R., & Theriault, G. (1983). A method to assess energy expenditure in children and adults. *Am J Clin Nutr*, 37(3), 461-467.
- Boulton, A. J., Kirsner, R. S., & Vileikyte, L. (2004). Clinical practice. Neuropathic diabetic foot ulcers. *N Engl J Med*, 351(1), 48-55.
- Bouten, C. V., Westerterp, K. R., Verduin, M., & Janssen, J. D. (1994). Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. *Med Sci Sports Exerc*, 26(12), 1516-1523.
- Brage, S., Brage, N., Franks, P. W., Ekelund, U., & Wareham, N. J. (2005). Reliability and validity of the combined heart rate and movement sensor Actiheart. *Eur J Clin Nutr*, 59(4), 561-570.
- Brage, S., Westgate, K., Franks, P. W., Stegle, O., Wright, A., Ekelund, U., et al. (2015). Estimation of Free-Living Energy Expenditure by Heart Rate and Movement Sensing: A Doubly-Labelled Water Study. *PLoS One*, 10(9), e0137206.
- Brandes, M., VT, V. A. N. H., Hannover, V., & Brage, S. (2012). Estimating energy expenditure from raw accelerometry in three types of locomotion. *Med Sci Sports Exerc*, 44(11), 2235-2242.
- Brazeau, A. S., Beaudoin, N., Belisle, V., Messier, V., Karelis, A. D., & Rabasa-Lhoret, R. (2016). Validation and reliability of two activity monitors for energy expenditure assessment. *J Sci Med Sport*, 19(1), 46-50.
- Brooks, A. G., Gunn, S. M., Withers, R. T., Gore, C. J., & Plummer, J. L. (2005). Predicting walking METs and energy expenditure from speed or accelerometry. *Med Sci Sports Exerc*, 37(7), 1216-1223.
- Brown, S. J., Handsaker, J. C., Bowling, F. L., Maganaris, C. N., Boulton, A. J., & Reeves, N. D. (2014). Do patients with diabetic neuropathy use a higher proportion of their maximum strength when walking? *J Biomech*, 47(15), 3639-3644.
- Browning, R. C., Baker, E. A., Herron, J. A., & Kram, R. (2006). Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *J Appl Physiol* (1985), 100(2), 390-398.
- Bull, F. C., Maslin, T. S., & Armstrong, T. (2009). Global physical activity questionnaire (GPAQ): nine country reliability and validity study. *J Phys Act Health*, 6(6), 790-804.

Références bibliographiques

- Buscemi, S., Donatelli, M., Grosso, G., Vasto, S., Galvano, F., Costa, F., et al. (2014). Resting energy expenditure in type 2 diabetic patients and the effect of insulin bolus. *Diabetes Res Clin Pract*, 106(3), 605-610.
- Bussmann, J. B., Martens, W. L., Tulen, J. H., Schasfoort, F. C., van den Berg-Emons, H. J., & Stam, H. J. (2001). Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry: the Activity Monitor. *Behav Res Methods Instrum Comput*, 33(3), 349-356.
- Byrne, N. M., Hills, A. P., Hunter, G. R., Weinsier, R. L., & Schutz, Y. (2005). Metabolic equivalent: one size does not fit all. *J Appl Physiol* (1985), 99(3), 1112-1119.
- Byrne, N. M., Wood, R. E., Schutz, Y., & Hills, A. P. (2012). Does metabolic compensation explain the majority of less-than-expected weight loss in obese adults during a short-term severe diet and exercise intervention? *Int J Obes (Lond)*, 36(11), 1472-1478.
- C
-
- Calabro, M. A., Kim, Y., Franke, W. D., Stewart, J. M., & Welk, G. J. (2015). Objective and subjective measurement of energy expenditure in older adults: a doubly labeled water study. *Eur J Clin Nutr*, 69(7), 850-855.
- Calabro, M. A., Lee, J. M., Saint-Maurice, P. F., Yoo, H., & Welk, G. J. (2014). Validity of physical activity monitors for assessing lower intensity activity in adults. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 11, 119.
- Calabro, M. A., Welk, G. J., & Eisenmann, J. C. (2009). Validation of the SenseWear Pro Armband algorithms in children. *Med Sci Sports Exerc*, 41(9), 1714-1720.
- Campbell, K. L., Crocker, P. R., & McKenzie, D. C. (2002). Field evaluation of energy expenditure in women using Tritrac accelerometers. *Med Sci Sports Exerc*, 34(10), 1667-1674.
- Camps, S. G. J. A., Verhoef, S. P. M., Westerterp, K. R. (2015). Leptin and energy restriction induced adaptation in energy expenditure. *Metabolism*, 64(10), 1284-1290.
- Carlson, M. C., Helms, M. J., Steffens, D. C., Burke, J. R., Potter, G. G., & Plassman, B. L. (2008). Midlife activity predicts risk of dementia in older male twin pairs. *Alzheimers Dement*, 4(5), 324-331.
- Carneiro, I. P., Elliott, S. A., Siervo, M., Padwal, R., Bertoli, S., Battezzati, A., et al. (2016). Is Obesity Associated with Altered Energy Expenditure? *Adv Nutr*, 7(3), 476-487.
- Casale, P., Pujol, O., & Radeva, P. (2011). Human Activity Recognition from Accelerometer Data Using a Wearable Device. In J. Vitrià, J. M. Sanches & M. Hernández (Eds.), *Pattern Recognition and Image Analysis: 5th Iberian Conference, IbPRIA 2011, Las Palmas de Gran Canaria, Spain, June 8-10, 2011. Proceedings* (pp. 289-296). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Cassidy, S., Chau, J. Y., Catt, M., Bauman, A., & Trenell, M. I. (2017). Low physical activity, high television viewing and poor sleep duration cluster in overweight and obese adults; a cross-sectional study of 398,984 participants from the UK Biobank. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 14(1), 57.
- Castaneda, C., Layne, J. E., Munoz-Orians, L., Gordon, P. L., Walsmith, J., Foldvari, M., et al. (2002). A randomized controlled trial of resistance exercise training to improve glycemic control in older adults with type 2 diabetes. *Diabetes Care*, 25(12), 2335-2341.
- Catharina, B., Gunnevi, S., & Christel, L. (2010). Validity of armband measuring energy expenditure in overweight and obese children. *Med Sci Sports Exerc*, 42(6), 1154-1161.
- Ceesay, S. M., Prentice, A. M., Day, K. C., Murgatroyd, P. R., Goldberg, G. R., Scott, W., et al. (1989). The use of heart rate monitoring in the estimation of energy expenditure: a validation study using indirect whole-body calorimetry. *Br J Nutr*, 61(2), 175-186.

Références bibliographiques

- Celi, F. S., Le, T. N., & Ni, B. (2015). Physiology and relevance of human adaptive thermogenesis response. *Trends Endocrinol Metab*, 26(5), 238-247.
- Cereda, E., Turrini, M., Ciapanna, D., Marbello, L., Pietrobelli, A., & Corradi, E. (2007). Assessing energy expenditure in cancer patients: a pilot validation of a new wearable device. *JPEN J Parenter Enteral Nutr*, 31(6), 502-507.
- Charlton, M. R., & Nair, K. S. (1998). Role of hyperglucagonemia in catabolism associated with type 1 diabetes: effects on leucine metabolism and the resting metabolic rate. *Diabetes*, 47(11), 1748-1756.
- Chen, K. Y., & Bassett, D. R., Jr. (2005). The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Med Sci Sports Exerc*, 37(11 Suppl), S490-500.
- Chen, K. Y., Brychta, R. J., Linderman, J. D., Smith, S., Courville, A., Dieckmann, W., et al. (2013). Brown fat activation mediates cold-induced thermogenesis in adult humans in response to a mild decrease in ambient temperature. *J Clin Endocrinol Metab*, 98(7), E1218-1223.
- Chen, K. Y., & Sun, M. (1997). Improving energy expenditure estimation by using a triaxial accelerometer. *J Appl Physiol* (1985), 83(6), 2112-2122.
- Christensen, C. C., Frey, H. M., Foenstelien, E., Aadland, E., & Refsum, H. E. (1983). A critical evaluation of energy expenditure estimates based on individual O₂ consumption/heart rate curves and average daily heart rate. *Am J Clin Nutr*, 37(3), 468-472.
- Chu, E. Y., McManus, A. M., & Yu, C. C. (2007). Calibration of the RT3 accelerometer for ambulation and nonambulation in children. *Med Sci Sports Exerc*, 39(11), 2085-2091.
- Chudyk, A., & Petrella, R. J. (2011). Effects of exercise on cardiovascular risk factors in type 2 diabetes: a meta-analysis. *Diabetes Care*, 34(5), 1228-1237.
- Clark, A., Imran, J., Madni, T., & Wolf, S. E. (2017). Nutrition and metabolism in burn patients. *Burns Trauma*, 5, 11.
- Clausen, T. (1996). The Na⁺, K⁺-ATPase pump in skeletal muscle: quantification, regulation and functional significance. *Acta Physiol Scand*, 156: 227-235.
- Cleland, I., Kikhia, B., Nugent, C., Boytsov, A., Hallberg, J., Synnes, K., et al. (2013). Optimal placement of accelerometers for the DE total election of everyday activities. *Sensors (Basel)*, 13(7), 9183-9200.
- Colberg, S. R., Hagberg, J. M., McCole, S. D., Zmuda, J. M., Thompson, P. D., & Kelley, D. E. (1996). Utilization of glycogen but not plasma glucose is reduced in individuals with NIDDM during mild-intensity exercise. *J Appl Physiol* (1985), 81(5), 2027-2033.
- Colbert, L. H., Matthews, C. E., Havighurst, T. C., Kim, K., & Schoeller, D. A. (2011). Comparative validity of physical activity measures in older adults. *Med Sci Sports Exerc*, 43(5), 867-876.
- Compher, C., Frankenfield, D., Keim, N., Roth-Yousey, L., & Evidence Analysis Working, G. (2006). Best practice methods to apply to measurement of resting metabolic rate in adults: a systematic review. *J Am Diet Assoc*, 106(6), 881-903.
- Comte, M., Hobin, E., Majumdar, S. R., Plotnikoff, R. C., Ball, G. D., McGavock, J., et al. (2013). Patterns of weekday and weekend physical activity in youth in 2 Canadian provinces. *Appl Physiol Nutr Metab*, 38(2), 115-119.
- Conway, J. M., Seale, J. L., Jacobs, D. R., Jr., Irwin, M. L., & Ainsworth, B. E. (2002). Comparison of energy expenditure estimates from doubly labeled water, a physical activity questionnaire, and physical activity records. *Am J Clin Nutr*, 75(3), 519-525.
- Cooper, K. H., Purdy, J. G., White, S. R., Pollock, M. L., & Linnerud, A. C. (1977). Age-Fitness Adjusted Maximal Heart Rates. *Medicine and Sport Science*, 10, 78-88.

Références bibliographiques

- Corder, K., Brage, S., Wareham, N. J., & Ekelund, U. (2005). Comparison of PAEE from combined and separate heart rate and movement models in children. *Med Sci Sports Exerc*, 37(10), 1761-1767.
- Coupe, C., Svensson, R. B., Kongsgaard, M., Kovanen, V., Grosset, J. F., Snorgaard, O., et al. (2016). Human Achilles tendon glycation and function in diabetes. *J Appl Physiol* (1985), 120(2), 130-137.
- Cox, N. S., Alison, J. A., Button, B. M., Wilson, J. W., Morton, J. M., Dowman, L. M., et al. (2014). Validation of a multi-sensor armband during free-living activity in adults with cystic fibrosis. *J Cyst Fibros*, 13(3), 347-350.
- Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjostrom, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., et al. (2003). International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc*, 35(8), 1381-1395.
- Criniere, L., Lhommet, C., Caille, A., Giraudeau, B., Lecomte, P., Couet, C., et al. (2011). Reproducibility and validity of the French version of the long international physical activity questionnaire in patients with type 2 diabetes. *J Phys Act Health*, 8(6), 858-865.
- Croix, L. (2011). *Activite physique et ses DE totaleerminants chez des personnes diabetiques de type 2 vivant en france*. Université François Rabelais.
- Crouter, S. E., & Bassett, D. R., Jr. (2008). A new 2-regression model for the Actical accelerometer. *Br J Sports Med*, 42(3), 217-224.
- Crouter, S. E., Churilla, J. R., & Bassett, D. R., Jr. (2008). Accuracy of the Actiheart for the assessment of energy expenditure in adults. *Eur J Clin Nutr*, 62(6), 704-711.
- Crouter, S. E., Clowers, K. G., & Bassett, D. R., Jr. (2006). A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure. *J Appl Physiol* (1985), 100(4), 1324-1331.
- Crouter, S. E., Schneider, P. L., Karabulut, M., & Bassett, D. R., Jr. (2003). Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med Sci Sports Exerc*, 35(8), 1455-1460.
- Cunningham, J. J. (1991). Body composition as a DE totaleerminant of energy expenditure: a synthetic review and a proposed general prediction equation. *Am J Clin Nutr*, 54(6), 963-969.

D

- Davidson, L., McNeill, G., Haggarty, P., Smith, J. S., & Franklin, M. F. (1997). Free-living energy expenditure of adult men assessed by continuous heart-rate monitoring and doubly-labelled water. *Br J Nutr*, 78(5), 695-708.
- Davis, J. R., Tagliaferro, A. R., Kertzer, R., Gerardo, T., Nichols, J., & Wheeler, J. (1983). Variations of dietary-induced thermogenesis and body fatness with aerobic capacity. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 50(3), 319-329.
- de Figueiredo Ferreira, M., DE totalerano, F., Coelho, G. M., Barros, M. E., Serrao Lanzillotti, R., Firmino Nogueira Neto, J., et al. (2014). Body composition and Basal metabolic rate in women with type 2 diabetes mellitus. *J Nutr Metab*, 2014, 574057.
- de Jonge, L., & Bray, G. A. (1997). The thermic effect of food and obesity: a critical review. *Obes Res*, 5(6), 622-631.
- De Lorenzo, A., Tagliabue, A., Andreoli, A., Testolin, G., Comelli, M., & Deurenberg, P. (2001). Measured and predicted resting metabolic rate in Italian males and females, aged 18-59 y. *Eur J Clin Nutr*, 55(3), 208-214.
- de Mullenheim, P. Y., Dumond, R., Gernigon, M., Mahe, G., Lavenu, A., Bickert, S., et al. (2016). Predicting metabolic rate during level and uphill outdoor walking using a low-cost GPS receiver. *J Appl Physiol* (1985), 121(2), 577-588.

Références bibliographiques

- de Souto Barreto, P. (2013). Construct and convergent validity and repeatability of the Questionnaire d'Activité Physique pour les Personnes Agees (QAPPA), a physical activity questionnaire for the elderly. *Public Health*, 127(9), 844-853.
- Devlin, J. T., & Horton, E. S. (1985). Effects of prior high-intensity exercise on glucose metabolism in normal and insulin-resistant men. *Diabetes*, 34(10), 973-979.
- Donahoo, W. T., Levine, J. A., & Melanson, E. L. (2004). Variability in energy expenditure and its components. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*, 7(6), 599-605.
- Dorminy, C. A., Choi, L., Akohoue, S. A., Chen, K. Y., & Buchowski, M. S. (2008). Validity of a multisensor armband in estimating 24-h energy expenditure in children. *Med Sci Sports Exerc*, 40(4), 699-706.
- Doucet, E., St-Pierre, S., Almeras, N., Despres, J. P., Bouchard, C., & Tremblay, A. (2001). Evidence for the existence of adaptive thermogenesis during weight loss. *Br J Nutr*, 85(6), 715-723.
- Drenowatz, C., & Eisenmann, J. (2011). Validation of the SenseWear Armband at high intensity exercise. *Eur J Appl Physiol*, 111(5), 883-887.
- Dulloo, A. G., Jacquet, J., Montani, J. P., & Schutz, Y. (2012). Adaptive thermogenesis in human body weight regulation: more of a concept than a measurable entity? *Obes Rev*, 13 Suppl 2, 105-121.
- Dumith, S. C., Hallal, P. C., Reis, R. S., & Kohl, H. W., 3rd. (2011). Worldwide prevalence of physical inactivity and its association with human development index in 76 countries. *Prev Med*, 53(1-2), 24-28.
- Dunstan, D. W., Salmon, J., Owen, N., Armstrong, T., Zimmet, P. Z., Welborn, T. A., et al. (2004). Physical activity and television viewing in relation to risk of undiagnosed abnormal glucose metabolism in adults. *Diabetes Care*, 27(11), 2603-2609.
- Dunstan, D. W., Salmon, J., Owen, N., Armstrong, T., Zimmet, P. Z., Welborn, T., et al. (2005). Associations of TV viewing and physical activity with the metabolic syndrome in Australian adults. *Diabetologia*, 48(11), 2254-2261.
- Dunton, G. F., Whalen, C. K., Jamner, L. D., Henker, B., & Floro, J. N. (2005). Using ecologic momentary assessment to measure physical activity during adolescence. *Am J Prev Med*, 29(4), 281-287.

E

- Egede, L. E., & Poston, M. E. (2004). Racial/ethnic differences in leisure-time physical activity levels among individuals with diabetes. *Diabetes Care*, 27(10), 2493-2494.
- Elia, M., & Livesey, G. (1992). Energy expenditure and fuel selection in biological systems: the theory and practice of calculations based on indirect calorimetry and tracer methods. *World Rev Nutr Diet*, 70, 68-131.
- Emerenziani, G. P., Gallotta, M. C., Meucci, M., Di Luigi, L., Migliaccio, S., Donini, L. M., et al. (2015). Effects of Aerobic Exercise Based upon Heart Rate at Aerobic Threshold in Obese Elderly Subjects with Type 2 Diabetes. *Int J Endocrinol*, 2015, 695297.
- Ermes, M., Parkka, J., Mantyjarvi, J., & Korhonen, I. (2008). DE totalection of daily activities and sports with wearable sensors in controlled and uncontrolled conditions. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 12(1), 20-26.
- Eyler, A. A., Matson-Koffman, D., Vest, J. R., Evenson, K. R., Sanderson, B., Thompson, J. L., et al. (2002). Environmental, policy, and cultural factors related to physical activity in a diverse sample of women: The Women's Cardiovascular Health Network Project--summary and discussion. *Women Health*, 36(2), 123-134.

F

Références bibliographiques

- Fagour, C., Gonzalez, C., Pezzino, S., Florenty, S., Rosette-Narece, M., Gin, H., et al. (2013). Low physical activity in patients with type 2 diabetes: the role of obesity. *Diabetes Metab*, 39(1), 85-87.
- Fahriddin, M., Song, M. G., Kim, J. Y., & Na, S. Y. (2011). Human Activity Recognition Using New Multi-Sensor Module in Mobile Environment. *Journal of Korean Institute of Information Technology*, 9(5), 167-174.
- Farooqi, N., Slinde, F., Haglin, L., & Sandstrom, T. (2013). Validation of SenseWear Armband and ActiHeart monitors for assessments of daily energy expenditure in free-living women with chronic obstructive pulmonary disease. *Physiol Rep*, 1(6), e00150.
- Felber, J. P., Meyer, H. U., Curchod, B., Maeder, E., Pahud, P., & Jequier, E. (1981). Effect of a 3-day fast on glucose storage and oxidation in obese hyperinsulinemic diabetics. *Metabolism*, 30(2), 184-189.
- Fernando, M., Crowther, R., Lazzarini, P., Sangla, K., Cunningham, M., Buttner, P., et al. (2013). Biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle, muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 28(8), 831-845.
- Ferrannini, E. (2010). Sodium-glucose transporter-2 inhibition as an antidiabetic therapy. *Nephrol Dial Transplant*, 25(7), 2041-2043.
- Ferraro, R., & Ravussin, E. (1992). Fat mass in predicting resting metabolic rate. *Am J Clin Nutr*, 56(2), 460-461.
- Ford, E.S., and Herman, W.H. (1995). Leisure-time physical activity patterns in the U.S. diabetic population. Findings from the 1990 National Health Interview Survey--Health Promotion and Disease Prevention Supplement. *Diabetes Care* 18(1), 27-33.
- Fontvieille, A. M., Lillioja, S., Ferraro, R. T., Schulz, L. O., Rising, R., & Ravussin, E. (1992). Twenty-four-hour energy expenditure in Pima Indians with type 2 (non-insulin-dependent) diabetes mellitus. *Diabetologia*, 35(8), 753-759.
- Forouzanfar, M. H., Alexander, L., Anderson, H. R., Bachman, V. F., Biryukov, S., Brauer, M., et al. (2016). Global, regional, and national comparative risk assessment of 79 behavioural, environmental and occupational, and metabolic risks or clusters of risks in 188 countries, 1990-2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *Lancet*, 386(10010), 2287-2323.
- Fox, S. M., 3rd, Naughton, J. P., & Haskell, W. L. (1971). Physical activity and the prevention of coronary heart disease. *Ann Clin Res*, 3(6), 404-432.
- Frankenfield, D., Roth-Yousey, L., & Compher, C. (2005). Comparison of predictive equations for resting metabolic rate in healthy nonobese and obese adults: a systematic review. *J Am Diet Assoc*, 105(5), 775-789.
- Frankenfield, D. C., Coleman, A., Alam, S., & Cooney, R. N. (2009). Analysis of estimation methods for resting metabolic rate in critically ill adults. *JPEN J Parenter Enteral Nutr*, 33(1), 27-36.
- Frankenfield, D. C., Rowe, W. A., Smith, J. S., & Cooney, R. N. (2003). Validation of several established equations for resting metabolic rate in obese and nonobese people. *J Am Diet Assoc*, 103(9), 1152-1159.
- Franssila-Kallunki, A., & Groop, L. (1992). Factors associated with basal metabolic rate in patients with type 2 (non-insulin-dependent) diabetes mellitus. *Diabetologia*, 35(10), 962-966.
- Fredrix, E. W., Soeters, P. B., Deerenberg, I. M., Kester, A. D., von Meyenfeldt, M. F., & Saris, W. H. (1990). Resting and sleeping energy expenditure in the elderly. *Eur J Clin Nutr*, 44(10), 741-747.
- Freedson, P. S., Melanson, E., & Sirard, J. (1998). Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. *Med Sci Sports Exerc*, 30(5), 777-781.
- Frisard, M. I., Broussard, A., Davies, S. S., Roberts, L. J., 2nd, Rood, J., de Jonge, L., et al. (2007). Aging, resting metabolic rate, and oxidative damage: results from the Louisiana Healthy Aging Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 62(7), 752-759.

Références bibliographiques

Fruin, M. L., & Rankin, J. W. (2004). Validity of a multi-sensor armband in estimating rest and exercise energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc*, 36(6), 1063-1069.

Fuller, Z., Horgan, G., O'Reilly, L. M., Ritz, P., Milne, E., & Stubbs, R. J. (2008). Comparing different measures of energy expenditure in human subjects resident in a metabolic facility. *Eur J Clin Nutr*, 62(4), 560-569.

G

Gallagher, D., Belmonte, D., Deurenberg, P., Wang, Z., Krasnow, N., Pi-Sunyer, F. X., et al. (1998). Organ-tissue mass measurement allows modeling of REE and metabolically active tissue mass. *Am J Physiol*, 275(2 Pt 1), E249-258.

Ganpule, A. A., Tanaka, S., Ishikawa-Takata, K., & Tabata, I. (2007). Interindividual variability in sleeping metabolic rate in Japanese subjects. *Eur J Clin Nutr*, 61(11), 1256-1261.

Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I. M., et al. (2011). ACSM position stand. 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(7), 1334-1359.

Gardner, A. W., & Poehlman, E. T. (1998). Assessment of free-living daily physical activity in older claudicants: validation against the doubly labeled water technique. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 53(4), M275-280.

Garet, M., BouDE totale, G., Montaurier, C., Vermorel, M., Coudert, J., & Chamoux, A. (2005). Estimating relative physical workload using heart rate monitoring: a validation by whole-body indirect calorimetry. *Eur J Appl Physiol*, 94(1-2), 46-53.

Garet, M., Degache, F., Costes, F., Da-Costa, A., Lacour, Jr., Barthelemy, J., et al. (2004). DAQIHF: methodology and validation of a daily activity questionnaire in heart failure. *Med Sci Sports Exerc*, 36(8), 1275-1282.

Gautschi, G. (2002). *Piezoelectric Sensorics : Force Strain Pressure Acceleration and Acoustic Emission Sensors Materials and Amplifiers*. Springer - Verlag Berlin Heidelberg.

Geisler, C., Braun, W., Pourhassan, M., Schweitzer, L., Gluer, C. C., Bosity-Westphal, A., et al. (2016). Age-Dependent Changes in Resting Energy Expenditure (REE): Insights from DE totaleailed Body Composition Analysis in Normal and Overweight Healthy Caucasians. *Nutrients*, 8(6).

Gernigon, M., Le Faucheur, A., Noury-Desvaux, B., Mahe, G., Abraham, P., & Post, G. P. S. S. C. G. (2014). Applicability of global positioning system for the assessment of walking ability in patients with arterial claudication. *J Vasc Surg*, 60(4), 973-981 e971.

Gibney, E., Elia, M., Jebb, S. A., Murgatroyd, P., & Jennings, G. (1997). Total energy expenditure in patients with small-cell lung cancer: results of a validated study using the bicarbonate-urea method. *Metabolism*, 46(12), 1412-1417.

Gill, S. V., & Narain, A. (2012). Quantifying the effects of body mass index on safety: reliability of a video coding procedure and utility of a rhythmic walking task. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(4), 728-730.

Goele, K., Bosity-Westphal, A., Rumcker, B., Lagerpusch, M., & Muller, M. J. (2009). Influence of changes in body composition and adaptive thermogenesis on the difference between measured and predicted weight loss in obese women. *Obes Facts*, 2(2), 105-109.

Golay, A., Swislocki, A. L., Chen, Y. D., & Reaven, G. M. (1987). Relationships between plasma-free fatty acid concentration, endogenous glucose production, and fasting hyperglycemia in normal and non-insulin-dependent diabetic individuals. *Metabolism*, 36(7), 692-696.

Gougeon, R., Lamarche, M., Yale, J. F., & Venuta, T. (2002). The prediction of resting energy expenditure in type 2 diabetes mellitus is improved by factoring for glycemia. *Int J Obes Relat Metab Disord*, 26(12), 1547-1552.

Références bibliographiques

- Gougeon, R., Pencharz, P. B., & Marliss, E. B. (1994). Effect of NIDDM on the kinetics of whole-body protein metabolism. *Diabetes*, 43(2), 318-328.
- Granata, G. P., & Brandon, L. J. (2002). The thermic effect of food and obesity: discrepant results and methodological variations. *Nutr Rev*, 60(8), 223-233.
- Gregg, E. W., Gerzoff, R. B., Caspersen, C. J., Williamson, D. F., & Narayan, K. M. (2003). Relationship of walking to mortality among US adults with diabetes. *Arch Intern Med*, 163(12), 1440-1447.
- Grontved, A., Pan, A., Mekary, R. A., Stampfer, M., Willett, W. C., Manson, J. E., et al. (2014). Muscle-strengthening and conditioning activities and risk of type 2 diabetes: a prospective study in two cohorts of US women. *PLoS Med*, 11(1), e1001587.
- Grontved, A., Rimm, E. B., Willett, W. C., Andersen, L. B., & Hu, F. B. (2012). A prospective study of weight training and risk of type 2 diabetes mellitus in men. *Arch Intern Med*, 172(17), 1306-1312.
- Groop, L. C., Bonadonna, R. C., DelPrato, S., Ratheiser, K., Zyck, K., Ferrannini, E., et al. (1989). Glucose and free fatty acid metabolism in non-insulin-dependent diabetes mellitus. Evidence for multiple sites of insulin resistance. *J Clin Invest*, 84(1), 205-213.
- Guariguata, L., Whiting, D. R., Hambleton, I., Beagley, J., Linnenkamp, U., & Shaw, J. E. (2014). Global estimates of diabetes prevalence for 2013 and projections for 2035. *Diabetes Res Clin Pract*, 103(2), 137-149.
- Guiraud, T., Granger, R., Bousquet, M., & Gremeaux, V. (2012). Validity of a questionnaire to assess the physical activity level in coronary artery disease patients. *Int J Rehabil Res*, 35(3), 270-274.
- Guthold, R., Ono, T., Strong, K. L., Chatterji, S., & Morabia, A. (2008). Worldwide variability in physical inactivity a 51-country survey. *Am J Prev Med*, 34(6), 486-494.
- Gutzwiller, F., Marazzi, A., Nater, B., Howald, H., & Haller, E. (1985). [Ergometric validation of a questionnaire on the physical activity in 2 Swiss towns]. *Rev Epidemiol Sante Publique*, 33(2), 103-107.

H

- Hagstromer, M., Ainsworth, B. E., Oja, P., & Sjostrom, M. (2010). Comparison of a subjective and an objective measure of physical activity in a population sample. *J Phys Act Health*, 7(4), 541-550.
- Hakim, A. A., Petrovitch, H., Burchfiel, C. M., Ross, G. W., Rodriguez, B. L., White, L. R., Abbott, R. D. (1998). Effects of walking on mortality among nonsmoking retired men. *N Engl J Med*, 338(2), 94-99.
- Hallal, P. C., Andersen, L. B., Bull, F. C., Guthold, R., Haskell, W., Ekelund, U., et al. (2012). Global physical activity levels: surveillance progress, pitfalls, and prospects. *Lancet*, 380(9838), 247-257.
- Hamada, Y., Kashima, H. & Hayashi, N. (2014). The number of chews and meal duration affect diet-induced thermogenesis and splanchnic circulation. *Obesity*, 22(5), 62-69.
- Hamasaki, H. (2016). Daily physical activity and type 2 diabetes: A review. *World J Diabetes*, 7(12), 243-251.
- Hamer, M., Yates, T., & Demakakos, P. (2017). Television viewing and risk of mortality: Exploring the biological plausibility. *Atherosclerosis*, 263, 151-155.
- Hamilton, M. T., Hamilton, D. G., & Zderic, T. W. (2007). Role of low energy expenditure and sitting in obesity, metabolic syndrome, type 2 diabetes, and cardiovascular disease. *Diabetes*, 56(11), 2655-2667.
- Hamrik, Z., Sigmundova, D., Kalman, M., Pavelka, J., & Sigmund, E. (2014). Physical activity and sedentary behaviour in Czech adults: results from the GPAQ study. *Eur J Sport Sci*, 14(2), 193-198.

Références bibliographiques

- Hansen, J. S., Zhao, X., Imler, M., Liu, X., Hoene, M., Scheler, M., et al. (2015). Type 2 diabetes alters metabolic and transcriptional signatures of glucose and amino acid metabolism during exercise and recovery. *Diabetologia*, 58(8), 1845-1854.
- Harris, A. M., Jensen, M. D., & Levine, J. A. (2006). Weekly changes in basal metabolic rate with eight weeks of overfeeding. *Obesity (Silver Spring)*, 14(4), 690-695.
- Harris, J. A., & Benedict, F. G. (1918). A Biometric Study of Human Basal Metabolism. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 4(12), 370-373.
- Hart, T. L., Swartz, A. M., Cashin, S. E., & Strath, S. J. (2011). How many days of monitoring predict physical activity and sedentary behaviour in older adults? *Int J Behav Nutr Phys Act*, 8, 62.
- Haskell, W. L., Lee, I. M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., et al. (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(8), 1423-1434.
- Haskell, W. L., Yee, M. C., Evans, A., & Irby, P. J. (1993). Simultaneous measurement of heart rate and body motion to quantitate physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 25(1), 109-115.
- Hays, L. M., & Clark, D. O. (1999). Correlates of physical activity in a sample of older adults with type 2 diabetes. *Diabetes Care*, 22(5), 706-712.
- He, Q., Heshka, S., Albu, J., Boxt, L., Krasnow, N., Elia, M., et al. (2009). Smaller organ mass with greater age, except for heart. *J Appl Physiol* (1985), 106(6), 1780-1784.
- Heil, D. P. (2006). Predicting activity energy expenditure using the Actical activity monitor. *Res Q Exerc Sport*, 77(1), 64-80.
- Hendelman, D., Miller, K., Baggett, C., DE basaleold, E., & Freedson, P. (2000). Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9 Suppl), S442-449.
- Henry, C. J. (2005). Basal metabolic rate studies in humans: measurement and development of new equations. *Public Health Nutr*, 8(7A), 1133-1152.
- Hermann, A., Ried-Larsen, M., Jensen, A. K., Holst, R., Andersen, L. B., Overgaard, S., et al. (2014). Low validity of the Sensewear Pro3 activity monitor compared to indirect calorimetry during simulated free living in patients with osteoarthritis of the hip. *BMC Musculoskelet Disord*, 15, 43.
- Heshka, S., Yang, M. U., Wang, J., Burt, P., & Pi-Sunyer, F. X. (1990). Weight loss and change in resting metabolic rate. *Am J Clin Nutr*, 52(6), 981-986.
- Hiilloskorpi, H. K., Pasanen, M. E., Fogelholm, M. G., Laukkanen, R. M., & Manttari, A. T. (2003). Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels. *Int J Sports Med*, 24(5), 332-336.
- Hill, A. V., Long, C. N., & Lupton, H. (1924). The effect of fatigue on the relation between work and speed, in contraction of human arm muscles. *J Physiol*, 58(4-5), 334-337.
- Hills, A. P., Mokhtar, N., & Byrne, N. M. (2014). Assessment of physical activity and energy expenditure: an overview of objective measures. *Front Nutr*, 1, 5.
- Hnatiuk, J. A., Salmon, J., Hinkley, T., Okely, A. D., & Trost, S. (2014). A review of preschool children's physical activity and sedentary time using objective measures. *Am J Prev Med*, 47(4), 487-497.
- Houde-Nadeau, M., de Jonge, L., & Garrel, D. R. (1993). Thermogenic response to food: intra-individual variability and measurement reliability. *J Am Coll Nutr*, 12(5), 511-516.
- Hoyt, R. W., Buller, M. J., Santee, W. R., Yokota, M., Weyand, P. G., & Delany, J. P. (2004). Total energy expenditure estimated using foot-ground contact pedometry. *Diabetes Technol Ther*, 6(1), 71-81.

Références bibliographiques

Huang, K. C., Kormas, N., Steinbeck, K., Loughnan, G., & Caterson, I. D. (2004). Resting metabolic rate in severely obese diabetic and nondiabetic subjects. *Obes Res*, 12(5), 840-845.

Huggett, R. J., Scott, E. M., Gilbey, S. G., Stoker, J. B., Mackintosh, A. F., & Mary, D. A. (2003). Impact of type 2 diabetes mellitus on sympathetic neural mechanisms in hypertension. *Circulation*, 108(25), 3097-3101.

I

Ikeda, K., Fujimoto, S., Goto, M., Yamada, C., Hamasaki, A., Ida, M., et al. (2013). A new equation to estimate basal energy expenditure of patients with diabetes. *Clin Nutr*, 32(5), 777-782.

Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (2008). Expertise collective. *Activité physique : Contextes et effets sur la santé*. Les éditions Inserm, (Vol. 1). Paris. ISBN 978-2-85598-862-4

Isbell, T. R., Klesges, R. C., Meyers, A. W., & Klesges, L. M. (1991). Measurement reliability and reactivity using repeated measurements of resting energy expenditure with a face mask, mouthpiece, and ventilated canopy. *JPEN J Parenter Enteral Nutr*, 15(2), 165-168.

Ishii, S., Osaki, N., & Shimotoyodome, A. (2016). The Effects of a Hypocaloric Diet on Diet-Induced Thermogenesis and Blood Hormone Response in Healthy Male Adults: A Pilot Study. *J Nutr Sci Vitaminol (Tokyo)*, 62(1), 40-46.

J

Jakicic, J., Kang, J., Robertson, R. J., Wing, R. R., & Goss, F. L. (1993). Validity of a portable heat sensing system to measure energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc*, 25(5), 9.

Jakicic, J. M., Gregg, E., Knowler, W., Kelley, D. E., Lang, W., Miller, G. D., et al. (2010). Activity patterns of obese adults with type 2 diabetes in the look AHEAD study. *Med Sci Sports Exerc*, 42(11), 1995-2005.

Jakicic, J. M., Marcus, M., Gallagher, K. I., Randall, C., Thomas, E., Goss, F. L., et al. (2004). Evaluation of the SenseWear Pro Armband to assess energy expenditure during exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 36(5), 897-904.

Jakicic, J. M., Winters, C., Lagally, K., Ho, J., Robertson, R. J., & Wing, R. R. (1999). The accuracy of the TriTrac-R3D accelerometer to estimate energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc*, 31(5), 747-754.

Janevic, M. R., McLaughlin, S. J., & Connell, C. M. (2013). The association of diabetes complications with physical activity in a representative sample of older adults in the United States. *Chronic Illn*, 9(4), 251-257.

Jasiewicz, J. M., Allum, J. H., Middleton, J. W., Barriskill, A., Condie, P., Purcell, B., et al. (2006). Gait event DE totalection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait Posture*, 24(4), 502-509.

Jebb, S. A., Prentice, A. M., Goldberg, G. R., Murgatroyd, P. R., Black, A. E., & Coward, W. A. (1996). Changes in macronutrient balance during over- and underfeeding assessed by 12-d continuous whole-body calorimetry. *Am J Clin Nutr*, 64(3), 259-266.

Jefferis, B. J., Sartini, C., Lee, I. M., Choi, M., Amuzu, A., Gutierrez, C., et al. (2014). Adherence to physical activity guidelines in older adults, using objectively measured physical activity in a population-based study. *BMC Public Health*, 14, 382.

Jefferis, B. J., Whincup, P. H., Lennon, L., & Wannamethee, S. G. (2012). Longitudinal associations between changes in physical activity and onset of type 2 diabetes in older British men: the influence of adiposity. *Diabetes Care*, 35(9), 1876-1883.

Références bibliographiques

- Jensen, M. D., Braun, J. S., Vetter, R. J., & Marsh, H. M. (1988). Measurement of body potassium with a whole-body counter: relationship between lean body mass and resting energy expenditure. *Mayo Clin Proc*, 63(9), 864-868.
- Johannsen, D. L., Calabro, M. A., Stewart, J., Franke, W., Rood, J. C., & Welk, G. J. (2010). Accuracy of armband monitors for measuring daily energy expenditure in healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*, 42(11), 2134-2140.
- Johnsen, N. F., Ekblond, A., Thomsen, B. L., Overvad, K., & Tjønneland, A. (2013). Leisure time physical activity and mortality. *Epidemiology*, 24(5), 717-725.
- K
-
- Kanade, R. V., van Deursen, R. W., Harding, K., & Price, P. (2006). Walking performance in people with diabetic neuropathy: benefits and threats. *Diabetologia*, 49(8), 1747-1754.
- Karst, H., Steiniger, J., Noack, R., & Steglich, H. D. (1984). Diet-induced thermogenesis in man: thermic effects of single proteins, carbohydrates and fats depending on their energy amount. *Ann Nutr Metab*, 28(4), 245-252.
- Kashiwazaki, H., Suzuki, T., & Inaoka, T. (1988). Postprandial resting metabolic rate and body composition in the moderately obese and normal-weight adult subjects at sitting posture. *J Nutr Sci Vitaminol (Tokyo)*, 34(4), 399-411.
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait Posture*, 28(1), 1-15.
- Kavouras, S. A., Sarras, S. E., Tsekouras, Y. E., & Sidossis, L. S. (2008). Assessment of energy expenditure in children using the RT3 accelerometer. *J Sports Sci*, 26(9), 959-966.
- King, G. A., Torres, N., Potter, C., Brooks, T. J., & Coleman, K. J. (2004). Comparison of activity monitors to estimate energy cost of treadmill exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 36(7), 1244-1251.
- Klein, S., Horowitz, J. F., Landt, M., Goodrick, S. J., Mohamed-Ali, V., Coppack, S. W. (2000). Leptin production during early starvation in lean and obese women. *Am J Physiol Endocrinol Metab*, 278, 280-284.
- Klippel, N. J., & Heil, D. P. (2003). Validation of energy expenditure prediction algorithms in adults using the Actical electronic activity monitor. *Med Sci Sports Exerc*, 35(284).
- Ko, M., Hughes, L., & Lewis, H. (2012). Walking speed and peak plantar pressure distribution during barefoot walking in persons with diabetes. *Physiother Res Int*, 17(1), 29-35.
- Ko, S. U., Stenholm, S., Chia, C. W., Simonsick, E. M., & Ferrucci, L. (2011). Gait pattern alterations in older adults associated with type 2 diabetes in the absence of peripheral neuropathy--results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Gait Posture*, 34(4), 548-552.
- Kohrt, W. M., Obert, K. A., & Holloszy, J. O. (1992). Exercise training improves fat distribution patterns in 60- to 70-year-old men and women. *J Gerontol*, 47(4), M99-105.
- Korth, O., Bosy-Westphal, A., Zschoche, P., Gluer, C. C., Heller, M., & Müller, M. J. (2007). Influence of methods used in body composition analysis on the prediction of resting energy expenditure. *Eur J Clin Nutr*, 61(5), 582-589.
- Kotz, C. M., Teske, J. A., & Billington, C. J. (2008). Neuroregulation of nonexercise activity thermogenesis and obesity resistance. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, 294(3), R699-710.
- Kramer, P. A. (2010). The effect on energy expenditure of walking on gradients or carrying burdens. *Am J Hum Biol*, 22(4), 497-507.

Références bibliographiques

- Krems, C., Luhrmann, P. M., Strassburg, A., Hartmann, B., & Neuhauser-Berthold, M. (2005). Lower resting metabolic rate in the elderly may not be entirely due to changes in body composition. *Eur J Clin Nutr*, 59(2), 255-262.
- Kriska, A. M. (1997). Modifiable activity questionnaire. In M. A. Pereira, S. J. FitzGerald & E. W. Gregg (Eds.), *A collection of physical activity questionnaires for health-related research* (Vol. 29, pp. 73-78). *Med. Sci. Sports Exerc.*
- Kriska, A. M., Hanley, A. J., Harris, S. B., & Zinman, B. (2001). Physical activity, physical fitness, and insulin and glucose concentrations in an isolated Native Canadian population experiencing rapid lifestyle change. *Diabetes Care*, 24(10), 1787-1792.
- Kriska, A. M. (1997). Modifiable activity questionnaire. In: *A collection of physical activity questionnaires for health-related research*, Pereira, M. S., FitzGerald, S. J., Gregg, E. W., et al. *Med Sci Sports Exerc.* 29(Suppl. 6), S73-S78.
- Kriska, A. M., Knowler, W. C., LaPorte, R. E., Drash, A. L., Wing, R. R., Blair, S. N., et al. (1990). Development of questionnaire to examine relationship of physical activity and diabetes in Pima Indians. *Diabetes Care*, 13(4), 401-411.
- Kukidome, D., Nishikawa, T., Sato, M., Nishi, Y., Shimamura, R., Kawashima, J., et al. (2017). Impaired balance is related to the progression of diabetic complications in both young and older adults. *J Diabetes Complications*, 31(8), 1275-1282.
- Kumahara, H., Tanaka, H., & Schutz, Y. (2009). Are pedometers adequate instruments for assessing energy expenditure? *Eur J Clin Nutr*, 63(12), 1425-1432.
- Kurpad, A. V., Raj, R., Maruthy, K. N., & Vaz, M. (2006). A simple method of measuring total daily energy expenditure and physical activity level from the heart rate in adult men. *Eur J Clin Nutr*, 60(1), 32-40.
- Kwon, O. Y., Minor, S. D., Maluf, K. S., & Mueller, M. J. (2003). Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. *Gait Posture*, 18(1), 105-113.

L

- Lagerpusch, M., Bosy-Westphal, A., Kehden, B., Peters, A., & Muller, M. J. (2012). Effects of brief perturbations in energy balance on indices of glucose homeostasis in healthy lean men. *Int J Obes (Lond)*, 36(8), 1094-1101.
- Lahti, J., Holstila, A., Lahelma, E., & Rahkonen, O. (2014). Leisure-time physical activity and all-cause mortality. *PLoS One*, 9(7), e101548.
- Lamola, G., Venturi, M., Martelli, D., Iacopi, E., Fanciullacci, C., Coppelli, A., et al. (2015). Quantitative assessment of early biomechanical modifications in diabetic foot patients: the role of foot kinematics and step width. *J Neuroeng Rehabil*, 12(98), 254-263
- Lazarevic, G., Antic, S., Cvetkovic, T., Vlahovic, P., Tasic, I., & Stefanovic, V. (2006). A physical activity programme and its effects on insulin resistance and oxidative defense in obese male patients with type 2 diabetes mellitus. *Diabetes Metab*, 32(6), 583-590.
- Lazzer, S., Agosti, F., Resnik, M., Marazzi, N., Mornati, D., & Sartorio, A. (2007). Prediction of resting energy expenditure in severely obese Italian males. *J Endocrinol Invest*, 30(9), 754-761.
- Le Faucheur, A., Abraham, P., Jaquinandi, V., Bouye, P., Saumet, J. L., & Noury-Desvaux, B. (2007). Study of human outdoor walking with a low-cost GPS and simple spreadsheet analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 39(9), 1570-1578.
- Le Faucheur, A., Abraham, P., Jaquinandi, V., Bouye, P., Saumet, J. L., & Noury-Desvaux, B. (2008). Measurement of walking distance and speed in patients with peripheral arterial disease: a novel method using a global positioning system. *Circulation*, 117(7), 897-904.

Références bibliographiques

- Le Masurier, G. C., Lee, S. M., & Tudor-Locke, C. (2004). Motion sensor accuracy under controlled and free-living conditions. *Med Sci Sports Exerc*, 36(5), 905-910.
- Le Masurier, G. C., Sidman, C. L., & Corbin, C. B. (2003). Accumulating 10,000 steps: does this meet current physical activity guidelines? *Res Q Exerc Sport*, 74(4), 389-394.
- Le Masurier, G. C., & Tudor-Locke, C. (2003). Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions. *Med Sci Sports Exerc*, 35(5), 867-871.
- LeCheminant, J. D., Heden, T., Smith, J., & Covington, N. K. (2009). Comparison of energy expenditure, economy, and pedometer counts between normal weight and overweight or obese women during a walking and jogging activity. *Eur J Appl Physiol*, 106(5), 675-682.
- Lee, J. M., Kim, Y., Bai, Y., Gaesser, G. A., & Welk, G. J. (2016). Validation of the SenseWear mini armband in children during semi-structure activity settings. *J Sci Med Sport*, 19(1), 41-45.
- Lee, I. M., Rexrode, K. M., Cook, N. R., Manson, J. E., & Buring, J. E. (2001). Physical activity and coronary heart disease in women: is "no pain, no gain" passe? *JAMA*, 285(11), 1447-1454.
- Leenders, M., Verdijk, L. B., van der Hoeven, L., Adam, J. J., van Kranenburg, J., Nilwik, R., et al. (2013). Patients with type 2 diabetes show a greater decline in muscle mass, muscle strength, and functional capacity with aging. *J Am Med Dir Assoc*, 14(8), 585-592.
- Leenders, N. Y., Sherman, W. M., Nagaraja, H. N., & Kien, C. L. (2001). Evaluation of methods to assess physical activity in free-living conditions. *Med Sci Sports Exerc*, 33(7), 1233-1240.
- Leger, L., & Mercier, D. (1984). Gross energy cost of horizontal treadmill and track running. *Sports Med*, 1(4), 270-277.
- Levine, J., Melanson, E. L., Westerterp, K. R., & Hill, J. O. (2001). Measurement of the components of nonexercise activity thermogenesis. *Am J Physiol Endocrinol Metab*, 281(4), E670-675.
- Levine, J. A. (2004). Nonexercise activity thermogenesis (NEAT): environment and biology. *Am J Physiol Endocrinol Metab*, 286(5), E675-685.
- Levine, J. A. (2005). Measurement of energy expenditure. *Public Health Nutr*, 8(7A), 1123-1132.
- Levine, J. A., Eberhardt, N. L., & Jensen, M. D. (1999). Role of nonexercise activity thermogenesis in resistance to fat gain in humans. *Science*, 283(5399), 212-214.
- Lichtman, S. W., Pisarska, K., Berman, E. R., Pestone, M., Dowling, H., Offenbacher, E., et al. (1992). Discrepancy between self-reported and actual caloric intake and exercise in obese subjects. *N Engl J Med*, 327(27), 1893-1898.
- Liu, H. Y., Lu, Y. F., & Chen, W. J. (1995). Predictive equations for basal metabolic rate in Chinese adults: a cross-validation study. *J Am Diet Assoc*, 95(12), 1403-1408.
- Livingston, E. H., & Kohlstadt, I. (2005). Simplified resting metabolic rate-predicting formulas for normal-sized and obese individuals. *Obes Res*, 13(7), 1255-1262.
- Livingstone, M. B., Prentice, A. M., Coward, W. A., Ceesay, S. M., Strain, J. J., McKenna, P. G., et al. (1990). Simultaneous measurement of free-living energy expenditure by the doubly labeled water method and heart-rate monitoring. *Am J Clin Nutr*, 52(1), 59-65.
- Livingstone, M. B., Strain, J. J., Prentice, A. M., Coward, W. A., Nevin, G. B., Barker, M. E., et al. (1991). Potential contribution of leisure activity to the energy expenditure patterns of sedentary populations. *Br J Nutr*, 65(2), 145-155.
- Lof, M., Hannestad, U., & Forsum, E. (2002). Assessing physical activity of women of childbearing age. Ongoing work to develop and evaluate simple methods. *Food Nutr Bull*, 23(3 Suppl), 30-33.

Références bibliographiques

- Lof, M., Hannestad, U., & Forsum, E. (2003). Comparison of commonly used procedures, including the doubly-labelled water technique, in the estimation of total energy expenditure of women with special reference to the significance of body fatness. *Br J Nutr*, 90(5), 961-968.
- Lof, M., Henriksson, H., & Forsum, E. (2013). Evaluations of Actiheart, IDEEA(R) and RT3 monitors for estimating activity energy expenditure in free-living women. *J Nutr Sci*, 2, e31.
- Longstaff, B., Reddy, S., & Estri, D. (2010). Improving activity classification for health applications on mobile devices using active and semi-supervised learning. Paper presented at the 4th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, Munich, Germany.
- Lopez, G. A., Brond, J. C., Andersen, L. B., Dencker, M., & Arvidsson, D. (2017). Validation of SenseWear Armband in children, adolescents, and adults. *Scand J Med Sci Sports*.
- Lowell, B. B., & Spiegelman, B. M. (2000). Towards a molecular understanding of adaptive thermogenesis. *Nature*, 404(6778), 652-660.
- Luhrmann, P. M., Edelmann-Schafer, B., & Neuhauser-Berthold, M. (2010). Changes in resting metabolic rate in an elderly German population: cross-sectional and longitudinal data. *J Nutr Health Aging*, 14(3), 232-236.
- Luinge, H. J., & Veltink, P. H. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Med Biol Eng Comput*, 43(2), 273-282.
- Luke, A., & Schoeller, D. A. (1992). Basal metabolic rate, fat-free mass, and body cell mass during energy restriction. *Metabolism*, 41(4), 450-456.
- Luzak, A., Heier, M., Thorand, B., Laxy, M., Nowak, D., Peters, A., et al. (2017). Physical activity levels, duration pattern and adherence to WHO recommendations in German adults. *PLoS One*, 12(2), e0172503.
- Lyden, K., Kozey, S. L., Staudenmeyer, J. W., & Freedson, P. S. (2011). A comprehensive evaluation of commonly used accelerometer energy expenditure and MET prediction equations. *Eur J Appl Physiol*, 111(2), 187-201.
- Lyden, K., Swibas, T., Catenacci, V., Guo, R., Szuminsky, N., & Melanson, E. L. (2014). Estimating energy expenditure using heat flux measured at a single body site. *Med Sci Sports Exerc*, 46(11), 2159-2167.

M

- Machac, S., Prochazka, M., Radvansky, J., & Slaby, K. (2013). Validation of physical activity monitors in individuals with diabetes: energy expenditure estimation by the multisensor SenseWear Armband Pro3 and the step counter Omron HJ-720 against indirect calorimetry during walking. *Diabetes Technol Ther*, 15(5), 413-418.
- Mackey, D. C., Manini, T. M., Schoeller, D. A., Koster, A., Glynn, N. W., Goodpaster, B. H., et al. (2011). Validation of an armband to measure daily energy expenditure in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 66(10), 1108-1113.
- Macleod, P. S., Bergouignan, A., Cornier, M. A., & Jackman, M. R. (2011). Biology's response to dieting: the impetus for weight regain. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, 301(3), R581-600.
- Maddison, R., Jiang, Y., Hoorn, S. V., Mhurchu, C. N., Lawes, C. M., Rodgers, A., et al. (2009). Estimating energy expenditure with the RT3 triaxial accelerometer. *Res Q Exerc Sport*, 80(2), 249-256.
- Maddison, R., & Ni Mhurchu, C. (2009). Global positioning system: a new opportunity in physical activity measurement. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 6, 73.
- Maffeis, C., & Castellani, M. (2007). Physical activity: an effective way to control weight in children? *Nutr Metab Cardiovasc Dis*, 17(5), 394-408.

Références bibliographiques

- Makimattila, S., Nikkila, K., & Yki-Jarvinen, H. (1999). Causes of weight gain during insulin therapy with and without metformin in patients with Type II diabetes mellitus. *Diabetologia*, 42(4), 406-412.
- Malatesta, D., Simar, D., Dauvilliers, Y., Candau, R., Ben Saad, H., Prefaut, C., et al. (2004). Aerobic DE totaleterminants of the decline in preferred walking speed in healthy, active 65- and 80-year-olds. *Pflugers Arch*, 447(6), 915-921.
- Manini, T. M. (2010). Energy expenditure and aging. *Ageing Res Rev*, 9(1), 1-11.
- Margaria, R. (1976). *Biomechanics and Energetics of muscular exercise*. UK : Clarendon.
- Martin, K., Wallace, P., Rust, P. F., & Garvey, W. T. (2004). Estimation of resting energy expenditure considering effects of race and diabetes status. *Diabetes Care*, 27(6), 1405-1411.
- Martin, P. E., Rothstein, D. E., & Larish, D. D. (1992). Effects of age and physical activity status on the speed-aerobic demand relationship of walking. *J Appl Physiol* (1985), 73(1), 200-206.
- Masse, L. C., Fuemmeler, B. F., Anderson, C. B., Matthews, C. E., Trost, S. G., Catellier, D. J., et al. (2005). Accelerometer data reduction: a comparison of four reduction algorithms on select outcome variables. *Med Sci Sports Exerc*, 37(11 Suppl), S544-554.
- Mattocks, C., Leary, S., Ness, A., Deere, K., Saunders, J., Tilling, K., et al. (2007). Calibration of an accelerometer during free-living activities in children. *Int J Pediatr Obes*, 2(4), 218-226.
- McGavock, J. M., Eves, N. D., Mandic, S., Glenn, N. M., Quinney, H. A., & Haykowsky, M. J. (2004). The role of exercise in the treatment of cardiovascular disease associated with type 2 diabetes mellitus. *Sports Med*, 34(1), 27-48.
- Mckenzie, T. (2002). Use of direct observation to assess physical activity. In W. GJ (Ed.), *Human Kinetics Champaign* (pp. 179-195).
- McNeill, G., Rivers, J. P., Payne, P. R., de Britto, J. J., & Abel, R. (1987). Basal metabolic rate of Indian men: no evidence of metabolic adaptation to a low plane of nutrition. *Hum Nutr Clin Nutr*, 41(6), 473-483.
- Melanson, E. L., Jr., & Freedson, P. S. (1996). Physical activity assessment: a review of methods. *Crit Rev Food Sci Nutr*, 36(5), 385-396.
- Mendes, R., Sousa, N., Almeida, A., Subtil, P., Guedes-Marques, F., Reis, V. M., et al. (2016). Exercise prescription for patients with type 2 diabetes-a synthesis of international recommendations: narrative review. *Br J Sports Med*, 50(22), 1379-1381.
- Menz, H. B., Lord, S. R., St George, R., & Fitzpatrick, R. C. (2004). Walking stability and sensorimotor function in older people with diabetic peripheral neuropathy. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(2), 245-252.
- Merghani, T. H., Alawad, A. O., & Ballal, M. A. (2013). Measured Versus Predicted Resting Metabolic Rate in Obese Diabetic and Obese Non-Diabetic Subjects. *Journal of Dental and Medical Sciences*, 10(2), pp 63-67.
- Mifflin, M. D., St Jeor, S. T., Hill, L. A., Scott, B. J., Daugherty, S. A., & Koh, Y. O. (1990). A new predictive equation for resting energy expenditure in healthy individuals. *Am J Clin Nutr*, 51(2), 241-247.
- Mignault, D., St-Onge, M., Karelis, A. D., Allison, D. B., & Rabasa-Lhoret, R. (2005). Evaluation of the Portable HealthWear Armband: a device to measure total daily energy expenditure in free-living type 2 diabetic individuals. *Diabetes Care*, 28(1), 225-227.
- Miller, K. M., Beck, R. W., Bergenstal, R. M., Golland, R. S., Haller, M. J., McGill, J. B., et al. (2013). Evidence of a strong association between frequency of self-monitoring of blood glucose and hemoglobin A1c levels in T1D exchange clinic registry participants. *Diabetes Care*, 36(7), 2009-2014.
- Minetti, A. E., Capelli, C., Zamparo, P., di Prampero, P. E., & Saibene, F. (1995). Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Med Sci Sports Exerc*, 27(8), 1194-1202.

Références bibliographiques

- Mitsui, T., Shimaoka, K., Tsuzuku, S., Kajioaka, T., & Sakakibara, H. (2008). Pedometer-DE totaleermined physical activity and indicators of health in Japanese adults. *J Physiol Anthropol*, 27(4), 179-184.
- Miyake, R., Ohkawara, K., Ishikawa-Takata, K., Morita, A., Watanabe, S., & Tanaka, S. (2011). Obese Japanese adults with type 2 diabetes have higher basal metabolic rates than non-diabetic adults. *J Nutr Sci Vitaminol (Tokyo)*, 57(5), 348-354.
- Molnar, D., Jeges, S., Erhardt, E., & Schutz, Y. (1995). Measured and predicted resting metabolic rate in obese and nonobese adolescents. *J Pediatr*, 127(4), 571-577.
- Montoye, H., Kemper, H., & Saris, W. (1996). Measuring physical activity and energy expenditure. *Human Kinetics*.
- Morgan, J. B., & York, D. A. (1983). Thermic effect of feeding in relation to energy balance in elderly men. *Ann Nutr Metab*, 27(1), 71-77.
- Mueller, M. J., Sinacore, D. R., Hoogstrate, S., & Daly, L. (1994). Hip and ankle walking strategies: effect on peak plantar pressures and implications for neuropathic ulceration. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(11), 1196-1200.
- Muller, M. J., & Bosy-Westphal, A. (2013). Adaptive thermogenesis with weight loss in humans. *Obesity (Silver Spring)*, 21(2), 218-228.
- Muller, M. J., Bosy-Westphal, A., Klaus, S., Kreyman, G., Luhrmann, P. M., Neuhauser-Berthold, M., et al. (2004). World Health Organization equations have shortcomings for predicting resting energy expenditure in persons from a modern, affluent population: generation of a new reference standard from a retrospective analysis of a German database of resting energy expenditure. *Am J Clin Nutr*, 80(5), 1379-1390.
- Muller, M. J., Wang, Z., Heymsfield, S. B., Schautz, B., & Bosy-Westphal, A. (2013). Advances in the understanding of specific metabolic rates of major organs and tissues in humans. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*, 16(5), 501-508.
- Murphy, S. L. (2009). Review of physical activity measurement using accelerometers in older adults: considerations for research design and conduct. *Prev Med*, 48(2), 108-114.
- Mynarski, W., Psurek, A., Borek, Z., Rozpara, M., Grabara, M., & Strojek, K. (2012). Declared and real physical activity in patients with type 2 diabetes mellitus as assessed by the International Physical Activity Questionnaire and Caltrac accelerometer monitor: a potential tool for physical activity assessment in patients with type 2 diabetes mellitus. *Diabetes Res Clin Pract*, 98(1), 46-50.
- N
-
- Nair, K. S., Garrow, J. S., Ford, C., Mahler, R. F., & Halliday, D. (1983). Effect of poor diabetic control and obesity on whole body protein metabolism in man. *Diabetologia*, 25(5), 400-403.
- Najafipour, H., Moazen-zadeh, M., Afshari, M., Nasri, H. R., Khaksari, M., Forood, A., et al. (2016). The prevalence of low physical activity in an urban population and its relationship with other cardiovascular risk factors: Findings of a community-based study (KERCADRS) in southeast of Iran. *ARYA Atheroscler*, 12(5), 212-219.
- Nelson, K. M., Reiber, G., Boyko, E. J., & Nhanes, III. (2002). Diet and exercise among adults with type 2 diabetes: findings from the third national health and nutrition examination survey (NHANES III). *Diabetes Care*, 25(10), 1722-1728.
- Nelson, M. E., Rejeski, W. J., Blair, S. N., Duncan, P. W., Judge, J. O., King, A. C., et al. (2007). Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation*, 116(9), 1094-1105.
- 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.

Références bibliographiques

- Nightingale, T. E., Walhin, J. P., Thompson, D., & Bilzon, J. L. (2015). Predicting physical activity energy expenditure in wheelchair users with a multisensor device. *BMJ Open Sport Exerc Med*, 1(1).
- Nothwehr, F., & Stump, T. (2000). Health-promoting behaviors among adults with type 2 diabetes: findings from the Health and Retirement Study. *Prev Med*, 30(5), 407-414.
- Noury-Desvaux, B., Abraham, P., Mahe, G., Sauvaget, T., Leftheriotis, G., & Le Faucheur, A. (2011). The accuracy of a simple, low-cost GPS data logger/receiver to study outdoor human walking in view of health and clinical studies. *PLoS One*, 6(9), e23027.
- Nwasuruba, C., Khan, M., & Egede, L. E. (2007). Racial/ethnic differences in multiple self-care behaviors in adults with diabetes. *J Gen Intern Med*, 22(1), 115-120.

O

- Oppert, J. M. (2004). [Why and how to evaluate physical activity?]. *Journ Annu Diabetol Hotel Dieu*, 47-59.
- Oppert, J. M. (2004). L'activité physique comme moyen de traitement du diabète de type 2 : l'aspect concret et interventionnel. *Ann Endocrinol*, 65(1), 52-58.
- Ouellet, V., Labbe, S. M., Blondin, D. P., Phoenix, S., Guerin, B., Haman, F., et al. (2012). Brown adipose tissue oxidative metabolism contributes to energy expenditure during acute cold exposure in humans. *J Clin Invest*, 122(2), 545-552.
- Owen, O. E. (1988). Resting metabolic requirements of men and women. *Mayo Clin Proc*, 63(5), 503-510.
- Owen, O. E., Holup, J. L., D'Alessio, D. A., Craig, E. S., Polansky, M., Smalley, K. J., et al. (1987). A reappraisal of the caloric requirements of men. *Am J Clin Nutr*, 46(6), 875-885.
- Owen, O. E., Kavle, E., Owen, R. S., Polansky, M., Caprio, S., Mozzoli, M. A., et al. (1986). A reappraisal of caloric requirements in healthy women. *Am J Clin Nutr*, 44(1), 1-19.

P

- Pandolf, K. B., Givoni, B., & Goldman, R. F. (1977). Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slowly. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 43(4), 577-581.
- Papazoglou, D., Augello, G., Tagliaferri, M., Savia, G., Marzullo, P., Maltezos, E., et al. (2006). Evaluation of a multisensor armband in estimating energy expenditure in obese individuals. *Obesity (Silver Spring)*, 14(12), 2217-2223.
- Park, J., Kazuko, I.-T., Kim, E., Kim, J., & Yoon, J. (2014). Estimating free-living human energy expenditure: Practical aspects of the doubly labeled water method and its applications. *Nutr Res Pract*, 8(3), 241-248.
- Park, H. S., Kelly, J. M., Milligan, L. P. (1992). Energetics and cell membranes. In: *Energy Metabolism: Tissue DE totale erminants and Cellular Corollaries*, Kinney JM, Tucker HN, editors, NY: Raven Press, pp 411-437.
- Pate, R. R., Pratt, M., Blair, S. N., Haskell, W. L., Macera, C. A., Bouchard, C., et al. (1995). Physical activity and public health. A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. *JAMA*, 273(5), 402-407.
- Pearce, M. E., Cunningham, D. A., Donner, A. P., Rechnitzer, P. A., Fullerton, G. M., & Howard, J. H. (1983). Energy cost of treadmill and floor walking at self-selected paces. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 52(1), 115-119.
- Peterson, C. M., Lecoultre, V., Frost, E. A., Simmons, J., Redman, L. M., & Ravussin, E. (2016). The thermogenic responses to overfeeding and cold are differentially regulated. *Obesity (Silver Spring)*, 24(1), 96-101.

Références bibliographiques

- Peterson, D. S., & Martin, P. E. (2010). Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait Posture*, 31(3), 355-359.
- Petrofsky, J., Lee, S., & Bweir, S. (2005). Gait characteristics in people with type 2 diabetes mellitus. *Eur J Appl Physiol*, 93(5-6), 640-647.
- Petrovic, M., Deschamps, K., Verschueren, S. M., Bowling, F. L., Maganaris, C. N., Boulton, A. J., et al. (2016). Is the metabolic cost of walking higher in people with diabetes? *J Appl Physiol* (1985), 120(1), 55-62.
- Peyrot, N., Thivel, D., Isacco, L., Morin, J. B., Belli, A., & Duche, P. (2012). Why does walking economy improve after weight loss in obese adolescents? *Med Sci Sports Exerc*, 44(4), 659-665.
- Plasqui, G., Joosen, A. M., Kester, A. D., Goris, A. H., & Westerterp, K. R. (2005). Measuring free-living energy expenditure and physical activity with triaxial accelerometry. *Obes Res*, 13(8), 1363-1369.
- Plasqui, G., & Westerterp, K. R. (2007). Physical activity assessment with accelerometers: an evaluation against doubly labeled water. *Obesity (Silver Spring)*, 15(10), 2371-2379.
- Plotnikoff, R. C., Taylor, L. M., Wilson, P. M., Courneya, K. S., Sigal, R. J., Birkett, N., et al. (2006). Factors associated with physical activity in Canadian adults with diabetes. *Med Sci Sports Exerc*, 38(8), 1526-1534.
- Poehlman, E. T., & Dvorak, R. V. (1998). Energy expenditure in Alzheimer's disease. *J Nutr Health Aging*, 2(2), 115-118.
- Poehlman, E. T., Melby, C. L., & Badylak, S. F. (1991). Relation of age and physical exercise status on metabolic rate in younger and older healthy men. *J Gerontol*, 46(2), B54-58.
- Pomeroy, J., Brage, S., Curtis, J. M., Swan, P. D., Knowler, W. C., & Franks, P. W. (2011). Between-monitor differences in step counts are related to body size: implications for objective physical activity measurement. *PLoS One*, 6(4), e18942.
- Pop-Busui, R., Lu, J., Lopes, N., Jones, T. L., & Investigators, B. D. (2009). Prevalence of diabetic peripheral neuropathy and relation to glycemic control therapies at baseline in the BARI 2D cohort. *J Peripher Nerv Syst*, 14(1), 1-13.
- Powell, S. M., & Rowlands, A. V. (2004). Intermonitor variability of the RT3 accelerometer during typical physical activities. *Med Sci Sports Exerc*, 36(2), 324-330.
- Preece, S. J., Goulermas, J. Y., Kenney, L. P., Howard, D., Meijer, K., & Crompton, R. (2009). Activity identification using body-mounted sensors--a review of classification techniques. *Physiol Meas*, 30(4), R1-33.
- Puyau, M. R., Adolph, A. L., Vohra, F. A., & Butte, N. F. (2002). Validation and calibration of physical activity monitors in children. *Obes Res*, 10(3), 150-157.

Q

- Quatela, A., Callister, R., Patterson, A., & MacDonald-Wicks, L. (2016). The Energy Content and Composition of Meals Consumed after an Overnight Fast and Their Effects on Diet Induced Thermogenesis: A Systematic Review, Meta-Analyses and Meta-Regressions. *Nutrients*, 8(11).

R

- Racette, S. B., Schoeller, D. A., & Kushner, R. F. (1995). Comparison of heart rate and physical activity recall with doubly labeled water in obese women. *Med Sci Sports Exerc*, 27(1), 126-133.

Références bibliographiques

- Rafamantanantsoa, H. H., Ebine, N., Yoshioka, M., Higuchi, H., Yoshitake, Y., Tanaka, H., et al. (2002). Validation of three alternative methods to measure total energy expenditure against the doubly labeled water method for older Japanese men. *J Nutr Sci Vitaminol (Tokyo)*, 48(6), 517-523.
- Ramirez-Rico, E., Hilland, T. A., Foweather, L., Fernandez-Garcia, E., & Fairclough, S. J. (2014). Weekday and weekend patterns of physical activity and sedentary time among Liverpool and Madrid youth. *Eur J Sport Sci*, 14(3), 287-293.
- Randle, P. J., Garland, P. B., Hales, C. N., & Newsholme, E. A. (1963). The glucose fatty-acid cycle. Its role in insulin sensitivity and the metabolic disturbances of diabetes mellitus. *Lancet*, 1(7285), 785-789.
- Raspovic, A. (2013). Gait characteristics of people with diabetes-related peripheral neuropathy, with and without a history of ulceration. *Gait Posture*, 38(4), 723-728.
- Ravussin, E., Acheson, K. J., Vernet, O., Danforth, E., & Jequier, E. (1985). Evidence that insulin resistance is responsible for the decreased thermic effect of glucose in human obesity. *J Clin Invest*, 76(3), 1268-1273.
- Ravussin, E., & Bogardus, C. (1989). Relationship of genetics, age, and physical fitness to daily energy expenditure and fuel utilization. *Am J Clin Nutr*, 49(5 Suppl), 968-975.
- Ravussin, E., Bogardus, C., Schwartz, R. S., Robbins, D. C., Wolfe, R. R., Horton, E. S., et al. (1983). Thermic effect of infused glucose and insulin in man. Decreased response with increased insulin resistance in obesity and noninsulin-dependent diabetes mellitus. *J Clin Invest*, 72(3), 893-902.
- Ravussin, E., & Gautier, J. F. (2002). [DE totaleerminants and control of energy expenditure]. *Ann Endocrinol (Paris)*, 63(2 Pt 1), 96-105.
- Ravussin, E., Lillioja, S., Anderson, T. E., Christin, L., & Bogardus, C. (1986). DE totaleerminants of 24-hour energy expenditure in man. Methods and results using a respiratory chamber. *J Clin Invest*, 78(6), 1568-1578.
- Reece, J. D., Barry, V., Fuller, D. K., & Caputo, J. (2015). Validation of the SenseWear Armband as a Measure of Sedentary Behavior and Light Activity. *J Phys Act Health*, 12(9), 1229-1237.
- Reed, G. W., & Hill, J. O. (1996). Measuring the thermic effect of food. *Am J Clin Nutr*, 63(2), 164-169.
- Reilly, J. J., Penpraze, V., Hislop, J., Davies, G., Grant, S., & Paton, J. Y. (2008). Objective measurement of physical activity and sedentary behaviour: review with new data. *Arch Dis Child*, 93(7), 614-619.
- Resnick, H. E., Foster, G. L., Bardsley, J., & Ratner, R. E. (2006). Achievement of American Diabetes Association clinical practice recommendations among U.S. adults with diabetes, 1999-2002: the National Health and Nutrition Examination Survey. *Diabetes Care*, 29(3), 531-537.
- Richardson, C. R., Mehari, K. S., McIntyre, L. G., Janney, A. W., Fortlage, L. A., Sen, A., et al. (2007). A randomized trial comparing structured and lifestyle goals in an internet-mediated walking program for people with type 2 diabetes. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 4, 59.
- Richardson, J. K. (2002). Factors associated with falls in older patients with diffuse polyneuropathy. *J Am Geriatr Soc*, 50(11), 1767-1773.
- Rigaud, D., Hassid, J., Meulemans, A., Poupard, A. T., & Boulrier, A. (2000). A paradoxical increase in resting energy expenditure in malnourished patients near death: the king penguin syndrome. *Am J Clin Nutr*, 72(2), 355-360.
- Robert, H., Casillas, J. M., Iskandar, M., D'Athis, P., Antoine, D., Taha, S., et al. (2004). [The Dijon Physical Activity Score: reproducibility and correlation with exercise testing in healthy elderly subjects]. *Ann Readapt Med Phys*, 47(8), 546-554.
- Robertson, J. D., & Reid, D. D. (1952). Standards for the basal metabolism of normal people in Britain. *Lancet*, 1(6715), 940-943.

Références bibliographiques

- Rodriguez, D. A., Brown, A. L., & Troped, P. J. (2005). Portable global positioning units to complement accelerometry-based physical activity monitors. *Med Sci Sports Exerc*, 37(11 Suppl), S572-581.
- Roetenberg, D., Baten, C. T., & Veltink, P. H. (2007). Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 15(3), 469-471.
- Roetenberg, D., Luinge, H. J., Baten, C. T., & Veltink, P. H. (2005). Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 13(3), 395-405.
- Roetenberg, D., Slycke, P. J., & Veltink, P. H. (2007). Ambulatory position and orientation tracking fusing magnetic and inertial sensing. *IEEE Trans Biomed Eng*, 54(5), 883-890.
- Rogerson, M. C., Le Grande, M. R., Dunstan, D. W., Magliano, D. J., Murphy, B. M., Salmon, J., et al. (2016). Television Viewing Time and 13-year Mortality in Adults with Cardiovascular Disease: Data from the Australian Diabetes, Obesity and Lifestyle Study (AusDiab). *Heart Lung Circ*, 25(8), 829-836.
- Rolfe, D. F., & Brand, M. D. (1996). Contribution of mitochondrial proton leak to skeletal muscle respiration and to standard metabolic rate. *Am J Physiol*, 271(4 Pt 1), C1380-1389.
- Rosenbaum, M., Goldsmith, R., Bloomfield, D., Magnano, A., Weimer, L., Heymsfield, S., et al. (2005). Low-dose leptin reverses skeletal muscle, autonomic, and neuroendocrine adaptations to maintenance of reduced weight. *J Clin Invest*, 115(12), 3579-3586.
- Rosenbaum, M., Hirsch, J., Gallagher, D. A., & Leibel, R. L. (2008). Long-term persistence of adaptive thermogenesis in subjects who have maintained a reduced body weight. *Am J Clin Nutr*, 88(4), 906-912.
- Rosenbaum, M., Murphy, E. M., Heymsfield, S. B., Matthews, D. E., & Leibel, R. L. (2002). Low dose leptin administration reverses effects of sustained weight-reduction on energy expenditure and circulating concentrations of thyroid hormones. *J Clin Endocrinol Metab*, 87(5), 2391-2394.
- Rosique-Esteban, N., Diaz-Lopez, A., Martinez-Gonzalez, M. A., Corella, D., Goday, A., Martinez, J. A., et al. (2017). Leisure-time physical activity, sedentary behaviors, sleep, and cardiometabolic risk factors at baseline in the PREDIMED-PLUS intervention trial: A cross-sectional analysis. *PLoS One*, 12(3), e0172253.
- Rothney, M. P., Brychta, R. J., Meade, N. N., Chen, K. Y., & Buchowski, M. S. (2010). Validation of the ActiGraph two-regression model for predicting energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc*, 42(9), 1785-1792.
- Rothney, M. P., Schaefer, E. V., Neumann, M. M., Choi, L., & Chen, K. Y. (2008). Validity of physical activity intensity predictions by ActiGraph, Actical, and RT3 accelerometers. *Obesity (Silver Spring)*, 16(8), 1946-1952.
- Rousset, S., FarDE totale, A., Lacomme, P., Normand, S., Montaurier, C., Boirie, Y., et al. (2015). Comparison of total energy expenditure assessed by two devices in controlled and free-living conditions. *Eur J Sport Sci*, 15(5), 391-399.
- Rowlands, A. V., Thomas, P. W., Eston, R. G., & Topping, R. (2004). Validation of the RT3 triaxial accelerometer for the assessment of physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 36(3), 518-524.
- Roza, A. M., & Shizgal, H. M. (1984). The Harris Benedict equation reevaluated: resting energy requirements and the body cell mass. *Am J Clin Nutr*, 40(1), 168-182.
- Rutten, A., Ziemainz, H., Schena, F., Stahl, T., Stiggelbout, M., Auweele, Y. V., et al. (2003). Using different physical activity measurements in eight European countries. Results of the European Physical Activity Surveillance System (EUPASS) time series survey. *Public Health Nutr*, 6(4), 371-376.
- Ryan, M., Salle, A., Guilloteau, G., Genaitay, M., Livingstone, M. B., & Ritz, P. (2006). Resting energy expenditure is not increased in mildly hyperglycaemic obese diabetic patients. *Br J Nutr*, 96(5), 945-948.

Références bibliographiques

S

- Sabatini, A. M. (2005). Quaternion-based strap-down integration method for applications of inertial sensing to gait analysis. *Med Biol Eng Comput*, 43(1), 94-101.
- Sabatini, A. M., Martelloni, C., Scapellato, S., & Cavallo, F. (2005). Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans Biomed Eng*, 52(3), 486-494.
- Sallis, J. F., Buono, M. J., Roby, J. J., Micale, F. G., & Nelson, J. A. (1993). Seven-day recall and other physical activity self-reports in children and adolescents. *Med Sci Sports Exerc*, 25(1), 99-108.
- Saltzman, E., & Roberts, S. B. (1995). The role of energy expenditure in energy regulation: findings from a decade of research. *Nutr Rev*, 53(8), 209-220.
- Santos-Lozano, A., Hernandez-Vicente, A., Perez-Isaac, R., Santin-Medeiros, F., Cristi-Montero, C., Casajus, J. A., et al. (2017). Is the SenseWear Armband accurate enough to quantify and estimate energy expenditure in healthy adults? *Ann Transl Med*, 5(5), 97.
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major DE totaleerminants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am*, 35-A(3), 543-558.
- Savelberg, H. H., Ilgin, D., Angin, S., Willems, P. J., Schaper, N. C., & Meijer, K. (2010). Prolonged activity of knee extensors and dorsal flexors is associated with adaptations in gait in diabetes and diabetic polyneuropathy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25(5), 468-475.
- Sawacha, Z., Gabriella, G., Cristoferi, G., Guiotto, A., Avogaro, A., & Cobelli, C. (2009). Diabetic gait and posture abnormalities: a biomechanical investigation through three dimensional gait analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(9), 722-728.
- Sawacha, Z., Guarneri, G., Cristoferi, G., Guiotto, A., Avogaro, A., & Cobelli, C. (2012). Integrated kinematics-kinetics-plantar pressure data analysis: a useful tool for characterizing diabetic foot biomechanics. *Gait Posture*, 36(1), 20-26.
- Scheers, T., Philippaerts, R., & Lefevre, J. (2013). Compliance with different physical activity recommendations and its association with socio-demographic characteristics using an objective measure. *BMC Public Health*, 13, 136.
- Scherrer, U., & Sartori, C. (1997). Insulin as a vascular and sympathoexcitatory hormone: implications for blood pressure regulation, insulin sensitivity, and cardiovascular morbidity. *Circulation*, 96(11), 4104-4113.
- Schneider, P. L., Crouter, S. E., Lukajic, O., & Bassett, D. R., Jr. (2003). Accuracy and reliability of 10 pedometers for measuring steps over a 400-m walk. *Med Sci Sports Exerc*, 35(10), 1779-1784.
- Schneller, M. B., Pedersen, M. T., Gupta, N., Aadahl, M., & Holtermann, A. (2015). Validation of five minimally obstructive methods to estimate physical activity energy expenditure in young adults in semi-standardized settings. *Sensors (Basel)*, 15(3), 6133-6151.
- Schoenborn, C. A. (1986). Health Habits of U.S. Adults, 1985: The "Alameda 7" Revisited. *Public Health Reports*, 101(6), 571-580.
- Schofield, W. N. (1985). Predicting basal metabolic rate, new standards and review of previous work. *Hum Nutr Clin Nutr*, 39 Suppl 1, 5-41.
- Schrack, J. A., Simonsick, E. M., Chaves, P. H., & Ferrucci, L. (2012). The role of energetic cost in the age-related slowing of gait speed. *J Am Geriatr Soc*, 60(10), 1811-1816.
- Schulz, L. O., Harper, I. T., Smith, C. J., Kriska, A. M., & Ravussin, E. (1994). Energy intake and physical activity in Pima Indians: comparison with energy expenditure measured by doubly-labeled water. *Obes Res*, 2(6), 541-548.

Références bibliographiques

- Schulz, S., Westerterp, K. R., & Bruck, K. (1989). Comparison of energy expenditure by the doubly labeled water technique with energy intake, heart rate, and activity recording in man. *Am J Clin Nutr*, 49(6), 1146-1154.
- Schutz, Y., & Chambaz, A. (1997). Could a satellite-based navigation system (GPS) be used to assess the physical activity of individuals on earth? *Eur J Clin Nutr*, 51(5), 338-339.
- Schutz, Y., Weinsier, R. L., & Hunter, G. R. (2001). Assessment of free-living physical activity in humans: an overview of currently available and proposed new measures. *Obes Res*, 9(6), 368-379.
- Schwartz, R. S., Jaeger, L. F., & Veith, R. C. (1990). The thermic effect of feeding in older men: the importance of the sympathetic nervous system. *Metabolism*, 39(7), 733-737.
- Seale, J. L., Conway, J. M., & Canary, J. J. (1993). Seven-day validation of doubly labeled water method using indirect room calorimetry. *J Appl Physiol* (1985), 74(1), 402-409.
- Segal, K. R., Blando, L., Ginsberg-Fellner, F., & Edano, A. (1992). Postprandial thermogenesis at rest and postexercise before and after physical training in lean, obese, and mildly diabetic men. *Metabolism*, 41(8), 868-878.
- Segal, K. R., Chun, A., Coronel, P., & Valdez, V. (1992). Effects of exercise mode and intensity on postprandial thermogenesis in lean and obese men. *J Appl Physiol* (1985), 72(5), 1754-1763.
- Shao, J. (1993). Linear model selection by cross-validation. *J Am Stat Assoc*, 88(422), 486-494.
- Shephard, R. J. (2003). Limits to the measurement of habitual physical activity by questionnaires. *Br J Sports Med*, 37(3), 197-206; discussion 206.
- Shulman, G. I., Cline, G., Schumann, W. C., Chandramouli, V., Kumaran, K., & Landau, B. R. (1990). Quantitative comparison of pathways of hepatic glycogen repletion in fed and fasted humans. *Am J Physiol*, 259(3 Pt 1), E335-341.
- Sieverdes, J. C., Sui, X., Lee, D. C., Church, T. S., McClain, A., Hand, G. A., et al. (2010). Physical activity, cardiorespiratory fitness and the incidence of type 2 diabetes in a prospective study of men. *Br J Sports Med*, 44(4), 238-244.
- Sigal, R. J., Kenny, G. P., Boule, N. G., Wells, G. A., Prud'homme, D., Fortier, M., et al. (2007). Effects of aerobic training, resistance training, or both on glycemic control in type 2 diabetes: a randomized trial. *Ann Intern Med*, 147(6), 357-369.
- Silva, A. M., Santos, D. A., Matias, C. N., Judice, P. B., Magalhaes, J. P., Ekelund, U., et al. (2015). Accuracy of a combined heart rate and motion sensor for assessing energy expenditure in free-living adults during a double-blind crossover caffeine trial using doubly labeled water as the reference method. *Eur J Clin Nutr*, 69(1), 20-27.
- Slinde, F., Bertz, F., Winkvist, A., Ellegard, L., Olausson, H., & Brekke, H. K. (2013). Energy expenditure by multisensor armband in overweight and obese lactating women validated by doubly labeled water. *Obesity (Silver Spring)*, 21(11), 2231-2235.
- Smith, K. M., Lanningham-Foster, L. M., Welk, G. J., & Campbell, C. G. (2012). Validity of the SenseWear(R) Armband to predict energy expenditure in pregnant women. *Med Sci Sports Exerc*, 44(10), 2001-2008.
- Smyrniotis, N. A., Curley, F. J., & Shaker, K. G. (1997). Accuracy of 30-minute indirect calorimetry studies in predicting 24-hour energy expenditure in mechanically ventilated, critically ill patients. *JPEN J Parenter Enteral Nutr*, 21(3), 168-174.
- Speakman, J. R. (1998). The history and theory of the doubly labeled water technique. *Am J Clin Nutr*, 68(4), 932S-938S.
- Speakman, J. R., Levitsky, D. A., Allison, D. B., Bray, M. S., de Castro, J. M., Clegg, D. J., et al. (2011). Set points, settling points and some alternative models: theoretical options to understand how genes and environments combine to regulate body adiposity. *Dis Model Mech*, 4(6), 733-745.

Références bibliographiques

- Spieler, D. K., Hagins, M., Rundle, A., & Pappas, E. (2011). A comparison of energy expenditure estimates from the Actiheart and Actical physical activity monitors during low intensity activities, walking, and jogging. *Eur J Appl Physiol*, 111(4), 659-667.
- Spiro, S. G. (1977). Exercise testing in clinical medicine. *Br J Dis Chest*, 71(3), 145-172.
- Spurr, G. B., Prentice, A. M., Murgatroyd, P. R., Goldberg, G. R., Reina, J. C., & Christman, N. T. (1988). Energy expenditure from minute-by-minute heart-rate recording: comparison with indirect calorimetry. *Am J Clin Nutr*, 48(3), 552-559.
- St-Onge, M., Mignault, D., Allison, D. B., & Rabasa-Lhoret, R. (2007). Evaluation of a portable device to measure daily energy expenditure in free-living adults. *Am J Clin Nutr*, 85(3), 742-749.
- Starling, R. D., Matthews, D. E., Ades, P. A., & Poehlman, E. T. (1999). Assessment of physical activity in older individuals: a doubly labeled water study. *J Appl Physiol* (1985), 86(6), 2090-2096.
- 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* (1985), 107(4), 1300-1307.
- Steeves, J. A., Murphy, R. A., Crainiceanu, C. M., Zipunnikov, V., Van Domelen, D. R., & Harris, T. B. (2015). Daily Patterns of Physical Activity by Type 2 Diabetes Definition: Comparing Diabetes, Prediabetes, and Participants with Normal Glucose Levels in NHANES 2003-2006. *Prev Med Rep*, 2, 152-157.
- Stein, T. P., Rumpler, W. V., Leskiw, M. J., Schluter, M. D., Staples, R., & Bodwell, C. E. (1991). Effect of reduced dietary intake on energy expenditure, protein turnover, and glucose cycling in man. *Metabolism*, 40(5), 478-483.
- Stewart, K. J. (2002). Exercise training and the cardiovascular consequences of type 2 diabetes and hypertension: plausible mechanisms for improving cardiovascular health. *JAMA*, 288(13), 1622-1631.
- Stovitz, S. D., VanWormer, J. J., Center, B. A., & Bremer, K. L. (2005). Pedometers as a means to increase ambulatory activity for patients seen at a family medicine clinic. *J Am Board Fam Pract*, 18(5), 335-343.
- Strycker, L. A., Duncan, S. C., Chaumeton, N. R., Duncan, T. E., & Toobert, D. J. (2007). Reliability of pedometer data in samples of youth and older women. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 4, 4.
- Sukla, P., Shrivastava, S. R., & Shrivastava, P. S. (2015). A longitudinal study to assess the impact of exercise on clinical, biochemical, and anthropometric parameters among the type 2 diabetes patients of South India. *Avicenna J Med*, 5(1), 16-20.
- Suter, P. M., Jequier, E., & Schutz, Y. (1994). Effect of ethanol on energy expenditure. *Am J Physiol*, 266(4 Pt 2), R1204-1212.
- Swartz, A. M., Bassett, D. R., Jr., Moore, J. B., Thompson, D. L., & Strath, S. J. (2003). Effects of body mass index on the accuracy of an electronic pedometer. *Int J Sports Med*, 24(8), 588-592.
- Swartz, A. M., Strath, S. J., Bassett, D. R., Jr., O'Brien, W. L., King, G. A., & Ainsworth, B. E. (2000). Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and wrist sites. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9 Suppl), S450-456.
- Swartz, A. M., Strath, S. J., Miller, N. E., Grimm, E. K., Ewalt, L. A., Loy, M. S., et al. (2009). Validity of Physical Activity Monitors in Assessing Energy Expenditure in Normal, Overweight, and Obese Adults. *Open Sports Sci J*, 2, 58-64.

T

- Takacs, J., Pollock, C. L., Guenther, J. R., Bahar, M., Napier, C., & Hunt, M. A. (2014). Validation of the Fitbit One activity monitor device during treadmill walking. *J Sci Med Sport*, 17(5), 496-500.

Références bibliographiques

- Tataranni, P. A., Larson, D. E., Snitker, S., & Ravussin, E. (1995). Thermic effect of food in humans: methods and results from use of a respiratory chamber. *Am J Clin Nutr*, 61(5), 1013-1019.
- Taylor, M. E., Delbaere, K., Mikolaizak, A. S., Lord, S. R., & Close, J. C. (2013). Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. *Gait Posture*, 37(1), 126-130.
- Tessier, S., Vuillemin, A., & Briancon, S. (2007). Propriétés psychométriques d'un questionnaire de mesure de l'activité physique chez l'enfant scolarisé âgé de six à dix ans : QAPE-semaine. *Science & Sports*, 22(5), 224-231. .
- Tharion, W. J., Yokota, M., Buller, M. J., DeLany, J. P., & Hoyt, R. W. (2004). Total energy expenditure estimated using a foot-contact pedometer. *Med Sci Monit*, 10(9), CR504-509.
- Thearle, M. S., Pannacciulli, N., Bonfiglio, S., Pacak, K., & Krakoff, J. (2013). Extent and DE totaleerminants of thermogenic responses to 24 hours of fasting, energy balance, and five different overfeeding diets in humans. *J Clin Endocrinol Metab*, 98(7), 2791-2799.
- Thomas, L. E., Jakicic, J. M., Otto, A. D., & McDermott, M. D. (2006). Validation of a Portable Device to Estimate Energy Expenditure during Exercise using Heat Flux Technology. *Med Sci Sports Exerc*, 38.
- Thompson, D., Batterham, A. M., Bock, S., Robson, C., & Stokes, K. (2006). Assessment of low-to-moderate intensity physical activity thermogenesis in young adults using synchronized heart rate and accelerometry with branched-equation modeling. *J Nutr*, 136(4), 1037-1042.
- Tierney, M., Fraser, A., Purtil, H., & Kennedy, N. (2013). Study to DE totaleermine the criterion validity of the SenseWear Armband as a measure of physical activity in people with rheumatoid arthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 65(6), 888-895.
- Toth, M. J., & Poehlman, E. T. (2000). Energetic adaptation to chronic disease in the elderly. *Nutr Rev*, 58(3 Pt 1), 61-66.
- Trivel, D., Calmels, P., Leger, L., Busso, T., Devillard, X., Castells, J., et al. (2004). Validity and reliability of the Huet questionnaire to assess maximal oxygen uptake. *Can J Appl Physiol*, 29(5), 623-638.
- Troiano, R. P., Berrigan, D., Dodd, K. W., Masse, L. C., Tilert, T., & McDowell, M. (2008). Physical activity in the United States measured by accelerometer. *Med Sci Sports Exerc*, 40(1), 181-188.
- Tseng, Y. H., Cypess, A. M., & Kahn, C. R. (2010). Cellular bioenergetics as a target for obesity therapy. *Nat Rev Drug Discov*, 9(6), 465-482.
- Tudor-Locke, C. (2001). A preliminary study to DE totaleermine instrument responsiveness to change with a walking program: physical activity logs versus pedometers. *Res Q Exerc Sport*, 72(3), 288-292.
- Tudor-Locke, C., Ainsworth, B. E., Thompson, R. W., & Matthews, C. E. (2002). Comparison of pedometer and accelerometer measures of free-living physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 34(12), 2045-2051.
- Tudor-Locke, C., & Bassett, D. R., Jr. (2004). How many steps/day are enough? Preliminary pedometer indices for public health. *Sports Med*, 34(1), 1-8.
- 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(3), 445-453.
- Tudor-Locke, C., Camhi, S. M., Leonardi, C., Johnson, W. D., Katzmarzyk, P. T., Earnest, C. P., et al. (2011). Patterns of adult stepping cadence in the 2005-2006 NHANES. *Prev Med*, 53(3), 178-181.
- Tudor-Locke, C., Hatano, Y., Pangrazi, R. P., & Kang, M. (2008). Revisiting "how many steps are enough?". *Med Sci Sports Exerc*, 40(7 Suppl), S537-543.
- Tudor-Locke, C., Sisson, S. B., Collova, T., Lee, S. M., & Swan, P. D. (2005). Pedometer-DE totaleermined step count guidelines for classifying walking intensity in a young ostensibly healthy population. *Can J Appl Physiol*, 30(6), 666-676.

Références bibliographiques

Twarog, J. P., Politis, M. D., Woods, E. L., Boles, M. K., & Daniel, L. M. (2015). Daily television viewing time and associated risk of obesity among U.S. preschool aged children: An analysis of NHANES 2009-2012. *Obes Res Clin Pract*, 9(6), 636-638.

Twomey, N., Faul, S., & Marnane, W. P. (2010). Comparison of accelerometer-based energy expenditure estimation algorithms. Paper presented at the Pervasive Computing Technologies for Healthcare.

U

U.S Department of Health and Human Services. (1996). *Physical activity and health: a report of the Surgeon General*. Atlanta, GA: U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion.

Ucok, K., Yalcinkaya, H., Acay, A., Coban, N. F., Aslanalp, S., Akkan, G., et al. (2015). Do patients with newly diagnosed type 2 diabetes have impaired physical fitness, and energy expenditures? *Neth J Med*, 73(6), 276-283.

V

van Baak, M. A. (1999). Physical activity and energy balance. *Public Health Nutr*, 2(3A), 335-339.

van der Velde, J., Savelberg, H., van der Berg, J. D., Sep, S. J. S., van der Kallen, C. J. H., Dagnelie, P. C., et al. (2017). Sedentary Behavior Is Only Marginally Associated with Physical Function in Adults Aged 40-75 Years—the Maastricht Study. *Front Physiol*, 8, 242.

van der Walt, W. H., & Wyndham, C. H. (1973). An equation for prediction of energy expenditure of walking and running. *J Appl Physiol*, 34(5), 559-563.

van Hees, V. T., Gorzelniak, L., Dean Leon, E. C., Eder, M., Pias, M., Taherian, S., et al. (2013). Separating movement and gravity components in an acceleration signal and implications for the assessment of human daily physical activity. *PLoS One*, 8(4), e61691.

Van Hoye, K., Boen, F., & Lefevre, J. (2015). Validation of the SenseWear Armband in different ambient temperatures. *J Sports Sci*, 33(10), 1007-1018.

van Hoye, K., Mortelmans, P., & Lefevre, J. (2014). Validation of the SenseWear Pro3 Armband using an incremental exercise test. *J Strength Cond Res*, 28(10), 2806-2814.

van Marken Lichtenbelt, W. D., & Schrauwen, P. (2011). Implications of nonshivering thermogenesis for energy balance regulation in humans. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, 301(2), R285-296.

Van Pelt, R. E., Jones, P. P., Davy, K. P., Desouza, C. A., Tanaka, H., Davy, B. M., et al. (1997). Regular exercise and the age-related decline in resting metabolic rate in women. *J Clin Endocrinol Metab*, 82(10), 3208-3212.

Vanhelst, J., Fardy, P. S., Duhamel, A., & Beghin, L. (2013). How many days of accelerometer monitoring predict weekly physical activity behaviour in obese youth? *Clin Physiol Funct Imaging*.

Vanhelst, J., Fardy, P. S., Duhamel, A., & Beghin, L. (2014). How many days of accelerometer monitoring predict weekly physical activity behaviour in obese youth? *Clin Physiol Funct Imaging*, 34(5), 384-388.

Veltink, P. H., Bussmann, H. B., de Vries, W., Martens, W. L., & Van Lummel, R. C. (1996). DE totalection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 4(4), 375-385.

Vernillo, G., Savoldelli, A., Pellegrini, B., & Schena, F. (2015). Validity of the SenseWear Armband to assess energy expenditure in graded walking. *J Phys Act Health*, 12(2), 178-183.

Références bibliographiques

- Vickery, W. M., Dascombe, B. J., Baker, J. D., Higham, D. G., Spratford, W. A., & Duffield, R. (2014). Accuracy and reliability of GPS devices for measurement of sports-specific movement patterns related to cricket, tennis, and field-based team sports. *J Strength Cond Res*, 28(6), 1697-1705.
- Villars, C. (2011). *Mesure objective de l'activité physique en conditions de vie quotidienne et relations avec l'adiponectine*. Université de Lyon. (301-2011)
- Villars, C., Bergouignan, A., Dugas, J., Antoun, E., Schoeller, D. A., Roth, H., et al. (2012). Validity of combining heart rate and uniaxial acceleration to measure free-living physical activity energy expenditure in young men. *J Appl Physiol*, 113(11), 1763-1771.
- Visovsky, C., Kip, K. E., Rice, J. L., Hardwick, M., & Hall, P. (2013). Choosing Instruments for Research: an Evaluation of Two Activity Monitors in Healthy Women. *J Nov Physiother*, 3(171).
- Volpato, S., Bianchi, L., Lauretani, F., Lauretani, F., Bandinelli, S., Guralnik, J. M., et al. (2012). Role of muscle mass and muscle quality in the association between diabetes and gait speed. *Diabetes Care*, 35(8), 1672-1679.
- Vuillemin, A., Guillemin, F., Denis, G., Huot, J., & Jeandel, C. (2000). A computer-assisted assessment of lifetime physical activity: reliability and validity of the QUANTAP software. *Rev Epidemiol Sante Publique*, 48(2), 157-167.
- Vuillemin, A., Oppert, J. M., Guillemin, F., Essermeant, L., Fontvieille, A. M., Galan, P., et al. (2000). Self-administered questionnaire compared with interview to assess past-year physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 32(6), 1119-1124.
- W
-
- Wang, Z., Heshka, S., Gallagher, D., Boozer, C. N., Kotler, D. P., & Heymsfield, S. B. (2000). Resting energy expenditure-fat-free mass relationship: new insights provided by body composition modeling. *Am J Physiol Endocrinol Metab*, 279(3), E539-545.
- Wang, Z., Ying, Z., Bosy-Westphal, A., Zhang, J., Heller, M., Later, W., et al. (2011). Evaluation of specific metabolic rates of major organs and tissues: comparison between men and women. *Am J Hum Biol*, 23(3), 333-338.
- Wang, Z., Ying, Z., Bosy-Westphal, A., Zhang, J., Heller, M., Later, W., et al. (2012). Evaluation of specific metabolic rates of major organs and tissues: comparison between nonobese and obese women. *Obesity (Silver Spring)*, 20(1), 95-100.
- Wang, Z., Ying, Z., Bosy-Westphal, A., Zhang, J., Schautz, B., Later, W., et al. (2010). Specific metabolic rates of major organs and tissues across adulthood: evaluation by mechanistic model of resting energy expenditure. *Am J Clin Nutr*, 92(6), 1369-1377.
- Ward, D. S., Evenson, K. R., Vaughn, A., Rodgers, A. B., & Troiano, R. P. (2005). Accelerometer use in physical activity: best practices and research recommendations. *Med Sci Sports Exerc*, 37(11 Suppl), S582-588.
- Warwick, P. M., Edmundson, H. M., & Thomson, E. S. (1988). Prediction of energy expenditure: simplified FAO/WHO/UNU factorial method vs continuous respirometry and habitual energy intake. *Am J Clin Nutr*, 48(5), 1188-1196.
- Waters, R. L., & Mulroy, S. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture*, 9(3), 207-231.
- Watson, J. D. (2014). Type 2 diabetes as a redox disease. *Lancet*, 1(383). d
- Weigle, D. S., Sande, K. J., Iverius, P. H., Monsen, E. R., & Brunzell, J. D. (1988). Weight loss leads to a marked decrease in nonresting energy expenditure in ambulatory human subjects. *Metabolism*, 37(10), 930-936.

Références bibliographiques

- Weir, J. B. (1949). New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. *J Physiol*, 109(1-2), 1-9.
- Welk, G. J., Blair, S. N., Wood, K., Jones, S., & Thompson, R. W. (2000). A comparative evaluation of three accelerometry-based physical activity monitors. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9 Suppl), S489-497.
- Westerterp-Plantenga, M. S., van Marken Lichtenbelt, W. D., Strobbe, H., & Schrauwen, P. (2002). Energy metabolism in humans at a lowered ambient temperature. *Eur J Clin Nutr*, 56(4), 288-296.
- Westerterp, K. R. (1999). Physical activity assessment with accelerometers. *Int J Obes Relat Metab Disord*, 23 Suppl 3, S45-49.
- Westerterp, K. R. (2004). Diet induced thermogenesis. *Nutr Metab (Lond)*, 1(1), 5. Westerterp, K. R. (2009). Assessment of physical activity: a critical appraisal. *Eur J Appl Physiol*, 105(6), 823-828.
- Westerterp, K. R., Brouns, F., Saris, W. H., & ten Hoor, F. (1988). Comparison of doubly labeled water with respirometry at low- and high-activity levels. *J Appl Physiol* (1985), 65(1), 53-56.
- Westerterp, K. R., Wilson, S. A., & Rolland, V. (1999). Diet induced thermogenesis measured over 24h in a respiration chamber: effect of diet composition. *Int J Obes Relat Metab Disord*, 23(3), 287-292.
- Wetten, A. A., Batterham, M., Tan, S. Y., & Tapsell, L. (2014). Relative validity of 3 accelerometer models for estimating energy expenditure during light activity. *J Phys Act Health*, 11(3), 638-647.
- Weyer, C., Bogardus, C., & Pratley, R. E. (1999). Metabolic factors contributing to increased resting metabolic rate and decreased insulin-induced thermogenesis during the development of type 2 diabetes. *Diabetes*, 48(8), 1607-1614.
- WHO. (1985). Energy and protein requirements. Report of a joint FAO/WHO/UNU Expert Consultation. *World Health Organ Tech Rep Ser*, 724, 1-206.
- Wicks, J. R., Oldridge, N. B., Nielsen, L. K., & Vickers, C. E. (2011). HR index--a simple method for the prediction of oxygen uptake. *Med Sci Sports Exerc*, 43(10), 2005-2012.
- Wild, S., Roglic, G., Green, A., Sicree, R., & King, H. (2004). Global prevalence of diabetes: estimates for the year 2000 and projections for 2030. *Diabetes Care*, 27(5), 1047-1053.
- Wilms, B., Ernst, B., Thurnheer, M., Weisser, B., & Schultes, B. (2014). Correction factors for the calculation of metabolic equivalents (MET) in overweight to extremely obese subjects. *Int J Obes (Lond)*, 38(11), 1383-1387.
- Winter, D. A., & Yack, H. J. (1987). EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 67(5), 402-411.
- Winters, C., Legally, K., Jakicic, J. M., Wing, R. R., & Robertson, R. J. (1998). Estimated energy expenditure using KAL-X heat flux monitor during several modes of physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 30(5), 55.
- Wolf, A. M., Hunter, D. J., Colditz, G. A., Manson, J. E., Stampfer, M. J., Corsano, K. A., et al. (1994). Reproducibility and validity of a self-administered physical activity questionnaire. *Int J Epidemiol*, 23(5), 991-999.
- Wood, F. G. (2004). Leisure time activity of Mexican Americans with diabetes. *J Adv Nurs*, 45(2), 190-196.
- Wu, C. (2007). Physiological Cost Index of Walking for Normal Adults. *Journal of Special Education and Rehabilitation*, 96(17), 1-19.

Y

Références bibliographiques

- Yates, T., Haffner, S. M., Schulte, P. J., Thomas, L., HuFFMan, K. M., Bales, C. W., et al. (2014). Association between change in daily ambulatory activity and cardiovascular events in people with impaired glucose tolerance (NAVIGATOR trial): a cohort analysis. *Lancet*, 383(9922), 1059-1066.
- Yavuzer, G., Yetkin, I., Toruner, F. B., Koca, N., & Bolukbasi, N. (2006). Gait deviations of patients with diabetes mellitus: looking beyond peripheral neuropathy. *Eura Medicophys*, 42(2), 127-133.
- Yngve, A., Nilsson, A., Sjostrom, M., & Ekelund, U. (2003). Effect of monitor placement and of activity setting on the MTI accelerometer output. *Med Sci Sports Exerc*, 35(2), 320-326.
- Yüksek, M. C., & Barshan, B. (2011, Aug. 29 2011-Sept. 2 2011). Human activity classification with miniature inertial and magnetic sensor signals. Paper presented at the 2011 19th European Signal Processing Conference.
- Z
-
- Zakeri, I., Adolph, A. L., Puyau, M. R., Vohra, F. A., & Butte, N. F. (2008). Application of cross-sectional time series modeling for the prediction of energy expenditure from heart rate and accelerometry. *J Appl Physiol* (1985), 104(6), 1665-1673.
- Zarrugh, M. Y., Todd, F. N., & Ralston, H. J. (1974). Optimization of energy expenditure during level walking. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 33(4), 293-306.
- Zhang, G., Wu, L., Zhou, L., Lu, W., & Mao, C. (2016). Television watching and risk of childhood obesity: a meta-analysis. *Eur J Public Health*, 26(1), 13-18.
- Zhang, M., & Sawchuk, A. A. (2013). Human daily activity recognition with sparse representation using wearable sensors. *IEEE J Biomed Health Inform*, 17(3), 553-560.
- Zhang, M., & Sawchuk, A. A. (2013). Human Daily Activity Recognition With Sparse Representation Using Wearable Sensors. *IEEE J Biomed Health Inform*, 17(3), 553 - 560.
- Zhao, G., Ford, E. S., Li, C., & Balluz, L. S. (2011). Physical activity in U.S. older adults with diabetes mellitus: prevalence and correlates of meeting physical activity recommendations. *J Am Geriatr Soc*, 59(1), 132-137.
- Zhu, Z., Chen, P., & Zhuang, J. (2013). Predicting Chinese children and youth's energy expenditure using ActiGraph accelerometers: a calibration and cross-validation study. *Res Q Exerc Sport*, 84 Suppl 2, S56-63.
- Zijlstra, W., & Hof, A. L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture*, 18(2), 1-10.

Liste des figures

Figure 1 : Courbes de la relation dose-réponse entre quantité d'activité physique et bénéfiques sur la santé (d'après Bouchard, 2001)	2
Figure 2 : Composantes de la dépense énergétique totale sur 24 heures (d'après MacLean et al., 2011)	13
Figure 3 : Répartition de la contribution des organes et tissus à la dépense énergétique basale (d'après Elia, 1992)	14
Figure 4 : Système homéostatique permettant le maintien du poids (adapté de MacLean et al., 2011)	17
Figure 5 : Consommation d'énergie au cours de la Thermogenèse postprandiale	20
Figure 6 : Système de calorimétrie indirecte à circuit ouvert à partir d'une canopy (Cosmed, CA, USA)	32
Figure 7 : Méthode de la calorimétrie indirecte avec la méthode des sacs de Douglas (tirées de Astrand & Rodahl, 1970 (à gauche) et Hill et al., 1924 (à droite))	32
Figure 8 : Méthode de la calorimétrie indirecte à partir d'un analyseur des échanges gazeux portable	33
Figure 9 : Cinétique de disparition des isotopes ^2H et ^{18}O	35
Figure 10 : Exemple de deux modèles de cardio-fréquencemètre utilisant une technologie différente	46
Figure 11 : Nomogramme d'Astrand et Ryhming (1967)	48
Figure 12 : Relation entre la fréquence cardiaque et la consommation d' O_2 pour des activités d'intensité faible à modérée (d'après Spurr et al., 1988)	49
Figure 13 : Principe de détection de la position du récepteur GPS par triangulation à partir de trois satellites	53
Figure 14 : Schéma d'un accéléromètre piézoélectrique (d'après Gautschi, 2002)	55
Figure 15 : Exemple de plusieurs podomètres disponibles sur le marché	56
Figure 16 : Dispositif Actiheart et son emplacement avec deux électrodes ECG ou intégré à une ceinture	64
Figure 17 : Le SenseWear Armband [®] et son placement au niveau du bras du sujet	66
Figure 18 : Exemple d'une page du carnet de report des activités	103
Figure 19 : Répartition journalière moyenne des activités sédentaires (posture statique) et activités physiques	108
Figure 20 : Exemple des variations du niveau d'activité physique moyen au cours d'une période de mesure	110
Figure 21 : Coût énergétique brut (A) et net (B) (W/kg) en fonction de la vitesse de marche, pour le groupe DT2 (carré blanc) et témoin (carré noir)	127
Figure 22 : Coût énergétique brut <i>per</i> distance en (J/kg/m) en fonction de la vitesse de marche, pour le groupe DT2 (carré blanc) et témoin (carré noir)	129
Figure 23 : Les graphiques de Bland & Altman – Groupe témoin	144
Figure 24 : RMSE obtenus avec chacune des méthodes de traitement du signal, pour chaque activité dans le groupe contrôle	145
Figure 25 : Les graphiques de Bland & Altman – Groupe DT2	147

Liste des tableaux

Tableau 1 : Exemples d'équations d'estimation de la dépense énergétique de repos _____	38
Tableau 2 : Principaux questionnaires francophones validés dans la littérature _____	43
Tableau 3 : Exemples d'équations d'estimation de la dépense énergétique lors de la marche et de la course à partir de la vitesse et de la pente _____	54
Tableau 4 : Exemples d'équations d'estimation de la DE totale ou DEAP, basées sur des données d'accélération en count _____	59
Tableau 5 : Équations publiées et libre d'estimation de la dépense énergétique liée à l'activité physique à partir de donnée d'accélération _____	62
Tableau 6 : Références et résultats des études comparant la DE basale estimée à partir d'une équation avec la valeur mesurée par calorimétrie directe ou indirecte _____	76
Tableau 7 : Équations d'estimation de la DE basale (en kcal/jour) développées à partir de population DT2 ou mixtes _____	79
Tableau 8 : Références et résultats des études portant sur l'estimation de la DEAP chez des patients diabétiques _____	89
Tableau 9 : Caractéristiques de la population de l'étude 1 _____	102
Tableau 10 : Prévalence et équivalent métabolique des activités observées dans le carnet de report _____	109
Tableau 11 : Caractéristiques personnelles des sujets volontaires de l'étude dans le groupe Diabétique et le groupe Témoin _____	120
Tableau 12 : Fréquence de pas (pas/min) pour chaque vitesse de marche dans le groupe DT2 et témoin _____	129
Tableau 13 : Dépense énergétique liée à l'activité physique et les biais moyens pour chaque condition pour la calorimétrie indirecte et les trois méthodes basées sur l'algorithme de Bouten modifié dans le groupe témoin _____	143
Tableau 14 : Dépense énergétique liée à l'activité physique et différences moyennes pour chaque condition pour la calorimétrie indirecte et la MFH dans le groupe Diabétique _____	146
Tableau 15 : Résultats des régressions linéaires multiples pour prédire la DE totale à partir du VM, de l'IMC, du statut DT2, du sexe et de l'âge pour chacun des trois modèles _____	159
Tableau 16 : Coefficients de régression des équations de prédiction de la DE totale pour les trois modèles _____	161
Tableau 17 : Résultats de la validation croisée de Monte Carlo pour le sous-groupe validation complet et pour les sujets DT2 sur sous-validation _____	161

Liste des équations

Équation 1 : Équation de Weir (1949)	31
Équation 2 : Estimation de la $\dot{V}CO_2$ à partir de la cinétique de disparition des deux isotopes utilisés dans la méthode de l'eau doublement marquée	35
Équation 3 : Équation de Cooper et al. (1977)	47
Équation 4 : Équation de Spiro (1977)	47
Équation 5 : Équation de Fox et al. (1971)	47
Équation 6 : Équation Tudor-Locke et al. (2005)	57
Équation 7 : Équation Tudor-Locke et al. (2005)	57
Équation 8 : Calcul du vecteur magnitude de l'accélération	105
Équation 9 : Calcul du niveau d'activité physique	107
Équation 10 : Transposition des accélérations de la centrale inertielle dans le référentiel terrestre à partir des angles d'Euler	139
Équation 11 : Remplacement des accélérations de la centrale inertielle dans le référentiel du capteur en utilisant la transposée de la matrice de rotation	140
Équation 12 : Équation de Bouten et al. (1994)	140
Équation 13 : Calcul de l'intégrale des valeurs absolues d'accélération	140
Équation 14 : Calcul du vecteur magnitude de l'accélération moyen sur 30s	157
Équation 15 : Équation d'estimation de la DE totale chez des sujets DT2 à partir des données du capteur positionné au niveau du CM	160
Équation 16 : Équation d'estimation de la DE totale chez des sujets DT2 à partir des données du capteur positionné au niveau de la hanche	160
Équation 17 : Équation d'estimation de la DE totale chez des sujets DT2 à partir des données du capteur positionné au niveau de la cheville	160

ESTIMATING ENERGY EXPENDITURE IN TYPE 2 DIABETES PATIENTS BY USING A « SMART SENSOR »

Abstract: Physical activity, coupling with a healthy diet, represent the cornerstone in the management of type 2 diabetes (T2D) and its associated complications. Using the energy expenditure (EE) as evaluation criteria for the daily physical activity has gain importance for many years due to advanced technology and the democratization of measurement device. However, the advent of these new devises also involves testing their adaptability for specific population as T2D patients. Indeed, most of these EE estimation tools have been developed in healthy population, in whom EE may defers compared to that in T2D patients. Thus, the aim of this thesis is to review the methods and tools validated in T2D patients and to developed precise and adapted EE estimation method for these patients. After defining the most common daily activity in T2D patients (Study 1), we are interested, in particular, on static activities and walking. The results of our second study showed that the gross and net metabolic rate were 8.7 % and 14.3 % higher in T2D patients than in control subjects, respectively. Moreover, despite a decrease in self-selected walking speed in T2D patients, they expended more energy at a comfortable walking speed than healthy subjects. These results highlight the need to validate an EE estimation method, adapted to diabetic's specificities. The results of our third study demonstrated the validity of the activity-related EE estimated with a smart sensor and a validated algorithm during static activities and walking in T2D patients and healthy subjects. However, our results showed a lower accuracy of the estimated EE during walking in T2D patients in comparison with healthy subjects. Finally, in a fourth study, three equations estimating the total EE have been developed with acceleration data from three smart sensors (lower back, hip and ankle) and personal data (body mass index, sex, diabetes) from T2D and healthy subjects. These three equations allow to estimate the total EE during static activities and walking with a mean bias of 0.01, -0.01 et -0.02 kcal/min for the lower back, hip and ankle equation, respectively, in comparison with the reference value. Thus, this thesis enables to validate three suitable equations for the estimation of total EE in population including healthy and T2D patients, normal-weighted and overweighed and aged between 35 and 80 years, based on data from a smart sensor.

ESTIMATION DE LA DÉPENSE ÉNERGÉTIQUE CHEZ DES PATIENTS DIABÉTIQUES DE TYPE 2 À L'AIDE D'UN CAPTEUR « INTELLIGENT »

Résumer : L'activité physique, conjuguée à une alimentation équilibrée, représente la principale voie de prévention du diabète de type 2 (DT2) et de ses répercussions sur la santé. L'utilisation de la dépense énergétique (DE) comme critère de quantification de l'activité physique quotidienne s'est popularisée depuis plusieurs années du fait de l'avancée de la technologie et de la démocratisation des dispositifs de mesure. Néanmoins, l'avènement de ces nouveaux capteurs fait également émerger la question de leur adaptabilité pour des publics spécifiques comme les patients DT2. En effet, la majorité ces outils d'estimation de la DE ont été développés à partir d'une population de sujets sains chez qui la DE peut différer de celle de patients DT2. Ainsi, l'objectif de cette thèse est de faire un bilan des méthodes et outils validés chez les patients DT2 et de développer une méthode d'estimation de la DE précise et adaptée à ces patients. Après avoir défini les activités quotidiennes les plus couramment réalisées dans une population de patients DT2 (Étude 1), nous nous sommes intéressés plus particulièrement aux activités statiques et à la marche. Les résultats de notre seconde étude montrent que le coût énergétique brut et net lors de la marche est respectivement 8,7 et 14,3 % plus élevé chez les patients DT2 en comparaison aux sujets du groupe témoin. De plus, malgré une vitesse de marche préférentielle plus lente chez les patients DT2, ceux-ci dépensent plus d'énergie en marchant à leur vitesse de marche préférentielle que les sujets témoins. Ce résultat met en avant la nécessité de valider une méthode d'estimation de la DE adaptée aux spécificités de la population diabétique. Les résultats de notre troisième étude démontrent la validité de la DE estimée à partir d'un capteur intelligent et d'un algorithme existant pour différentes positions statiques et vitesses de marche chez des sujets DT2 et témoins. Toutefois, nos résultats mettent en évidence une baisse de la précision de l'estimation de la DE lors des marches dans le groupe DT2 en comparaison au groupe témoin. Ainsi, dans une quatrième étude, trois équations d'estimation de la DE totale ont été développées à partir des données d'accélérations issues de trois capteurs intelligents (bas du dos, hanche et cheville) et de données personnelles (IMC, sexe, condition diabétique) issues d'une population de sujets DT2 et témoins. Ces trois équations permettent d'estimer une DE totale lors d'activités statiques et de marches avec une différence moyenne respectivement de 0,01, -0,01 et -0,02 kcal/min pour le bas du dos, la hanche et la cheville en comparaison à celle de référence. Ainsi, ce travail de thèse a permis de valider trois équations d'estimation de la DE totale adaptés à une population de patients diabétiques de type 2, normo-pondérés ou en surpoids et âgés de 35 à 80 ans, basés sur les données d'un capteur intelligent.



LETTRE D'ENGAGEMENT DE NON-PLAGIAT

Je, soussigné(e) Caron Nathan, en ma qualité de doctorant(e) de l'Université de La Réunion, déclare être conscient(e) que le plagiat est un acte délictueux passible de sanctions disciplinaires. Aussi, dans le respect de la propriété intellectuelle et du droit d'auteur, je m'engage à systématiquement citer mes sources, quelle qu'en soit la forme (textes, images, audiovisuel, internet), dans le cadre de la rédaction de ma thèse et de toute autre production scientifique, sachant que l'établissement est susceptible de soumettre le texte de ma thèse à un logiciel anti-plagiat.

Fait au Tampon, le 14/11/17

Signature :

Extrait du Règlement intérieur de l'Université de La Réunion
(validé par le Conseil d'Administration en date du 11 décembre 2014)

Article 9. Protection de la propriété intellectuelle – Faux et usage de faux, contrefaçon, plagiat

L'utilisation des ressources informatiques de l'Université implique le respect de ses droits de propriété intellectuelle ainsi que ceux de ses partenaires et plus généralement, de tous tiers titulaires de tels droits.

En conséquence, chaque utilisateur doit :

- utiliser les logiciels dans les conditions de licences souscrites ;
- ne pas reproduire, copier, diffuser, modifier ou utiliser des logiciels, bases de données, pages Web, textes, images, photographies ou autres créations protégées par le droit d'auteur ou un droit privatif, sans avoir obtenu préalablement l'autorisation des titulaires de ces droits.

La contrefaçon et le faux

Conformément aux dispositions du code de la propriété intellectuelle, toute représentation ou reproduction intégrale ou partielle d'une œuvre de l'esprit faite sans le consentement de son auteur est illicite et constitue un délit pénal.

L'article 444-1 du code pénal dispose : « Constitue un faux toute altération frauduleuse de la vérité, de nature à causer un préjudice et accomplie par quelque moyen que ce soit, dans un écrit ou tout autre support d'expression de la pensée qui a pour objet ou qui peut avoir pour effet d'établir la preuve d'un droit ou d'un fait ayant des conséquences juridiques ».

L'article L335_3 du code de la propriété intellectuelle précise que : « Est également un délit de contrefaçon toute reproduction, représentation ou diffusion, par quelque moyen que ce soit, d'une œuvre de l'esprit en violation des droits de l'auteur, tels qu'ils sont définis et réglementés par la loi. Est également un délit de contrefaçon la violation de l'un des droits de l'auteur d'un logiciel (...) ».

Le plagiat est constitué par la copie, totale ou partielle d'un travail réalisé par autrui, lorsque la source empruntée n'est pas citée, quel que soit le moyen utilisé. Le plagiat constitue une violation du droit d'auteur (au sens des articles L 335-2 et L 335-3 du code de la propriété intellectuelle). Il peut être assimilé à un délit de contrefaçon. C'est aussi une faute disciplinaire, susceptible d'entraîner une sanction.

Les sources et les références utilisées dans le cadre des travaux (préparations, devoirs, mémoires, thèses, rapports de stage...) doivent être clairement citées. Des citations intégrales peuvent figurer dans les documents rendus, si elles sont assorties de leur référence (nom d'auteur, publication, date, éditeur...) et identifiées comme telles par des guillemets ou des italiques.

Les délits de contrefaçon, de plagiat et d'usage de faux peuvent donner lieu à une sanction disciplinaire indépendante de la mise en œuvre de poursuites pénales.