



HAL
open science

Physical activity assessment using accelerometry

Jeremy Vanhelst

► **To cite this version:**

Jeremy Vanhelst. Physical activity assessment using accelerometry. *Epidemiology and Public Health* = *Revue d'Epidémiologie et de Santé Publique*, 2019, 10.1016/j.respe.2018.10.010 . hal-02433714

HAL Id: hal-02433714

<https://hal.univ-lille.fr/hal-02433714>

Submitted on 22 Oct 2021

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

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



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial 4.0 International License

Quantification de l'activité physique par l'accélérométrie

Physical activity assessment using accelerometry

J. Vanhelst^{a,b,c*}

^a *Université Lille, Inserm, CHRU Lille, UMR995, LIRIC (Lille Inflammation Research International Center), F-59000 Lille, France*

^b *Université Lille, Inserm, CHRU Lille, CIC 1403, Centre d'investigation clinique, Hôpital Jeanne de Flandre, Avenue Eugène Avinée, F-59000 Lille, France*

^c *Laboratoire LACES, ESPE Aquitaine, Université de Bordeaux, 33000 Bordeaux, France*

**Auteur correspondant*

Adresse e-mail : jeremy.vanelst@chru-lille.fr (J. Vanhelst)

—

Titre courant : Accélérométrie et activité physique

Résumé

L'activité physique est un déterminant important de santé chez l'individu. Elle représente 25 à 30 % de la dépense énergétique totale. La part de la dépense énergétique liée à l'activité physique est modulable et varie selon la quantité d'activité physique. La mesure de la quantité d'activité physique est utile dans de nombreuses situations normales ou pathologiques chez l'enfant, l'adolescent et l'adulte. Plusieurs outils existent pour mesurer la quantité d'activité physique. La variété des outils de mesure existant permet au clinicien/chercheur un éventail de choix possibles en fonction de la pathologie du patient, de son âge, du nombre de patients et des moyens financiers.

L'accélérométrie est une méthode objective de la mesure de l'activité physique quotidienne. Cette technique est largement utilisée dans le milieu médical et de la recherche en santé. Cette revue a pour but d'aider les cliniciens et les chercheurs à prendre les meilleurs décisions lors de l'utilisation de l'accélérométrie comme outil de mesure de l'activité physique afin d'obtenir une information la plus précise possible et comparable.

Mots clés Activité physique ; Accélérométrie ; Santé ; Outil de mesure

Abstract

Physical activity is an important determinant of health in children and adults. Assessment of physical activity is therefore an important factor in the promotion of health and in several childhood and adulthood pathological situations. Physical activity can be estimated by various methods: pedometry, heart rate monitoring, questionnaires, the doubly labelled water method, and accelerometry. The choice of the type of device depends on the objectives of the clinician or researcher.

Accelerometry currently represents the best objective method for measuring physical activity and is widely used in clinical or epidemiological studies.

The purpose of this paper is to help practitioners and researchers to make better decisions when using accelerometry as a device for measuring physical activity measurement in order to obtain the most accurate and comparable information.

Keywords Physical activity; Accelerometry; Health; Device

1. Introduction

L'activité physique correspond à tout mouvement corporel produit par les muscles squelettiques qui entraîne une dépense énergétique supérieure à celle de repos [1]. Elle ne se limite donc pas aux activités sportives (activités provoquées ou encadrées), ni aux activités de loisirs. L'activité physique journalière est d'abord composée d'activités spontanées (se déplacer, maintenir une posture) et d'activités provoquées (exercice physique). Elle représente habituellement 25 à 30% de la dépense énergétique totale [2]. La part de la dépense énergétique liée à l'activité physique peut être modulée volontairement et dépend de l'intensité et de la quantité d'activité physique de l'individu. L'activité physique est un déterminant important de la santé tout au long de la vie. Ses bénéfices chez l'enfant et l'adulte sont multiples : meilleure condition physique, meilleure santé osseuse, meilleure fonction cognitive, amélioration des facteurs psycho-sociaux (estime de soi et qualité de vie), diminution des risques de développer une maladie chronique (obésité, maladies cardiovasculaires et respiratoires, cancers...) [3]. A l'inverse, l'inactivité physique est reconnue pour être le quatrième facteur de risque de mortalité dans le monde [4]. Par conséquent, il y a un réel intérêt de santé publique à évaluer les niveaux d'activité physique des populations. A ce jour, il existe différentes techniques permettant de les évaluer : les questionnaires et les enregistreurs portables. Parmi les enregistreurs portables, l'accélérométrie est une méthode objective de la mesure de l'activité physique quotidienne.

Le but de ce travail est de présenter l'accélérométrie comme mesure de l'activité physique quotidienne, ses avantages, ses inconvénients et son évolution.

2. L'accélérométrie

2.1. Historique et définition

Les capteurs de mouvement sont probablement les outils les plus anciens disponibles pour mesurer les mouvements du corps ou l'activité physique. Ils ont évolué des podomètres mécaniques aux accéléromètres électroniques. La littérature évoque que le premier podomètre a été probablement inventé par Leonardo da Vinci il y a un peu plus de 500 ans dans le but notamment de réaliser des cartes plus précises [5]. Par la suite, cette méthode a évolué et un nouveau capteur a été créé, appelé « Actomètre » [6]. Avons et al. ont démontré que l'actomètre permettait d'avoir une bonne estimation de la dépense énergétique contre la calorimétrie indirecte [7]. Dans les années 1970, les podomètres continuent de se développer pour passer en format électronique [8]. Pour pallier les limites que le podomètre pouvait avoir (ne mesurant que des pas et non des intensités), les accéléromètres sont apparus dans les années 1980 [5].

L'accélérométrie permet d'évaluer l'activité physique des sujets à partir des mesures mécaniques des mouvements [9]. En effet, les mouvements du tronc et des membres induisent des accélérations qu'il est possible de mesurer par l'intermédiaire de capteurs. Les mouvements

mesurés sont donc ceux des capteurs et reflètent très indirectement le coût énergétique de la personne qui les porte. La mesure de l'activité physique par cet outil va en outre beaucoup dépendre du positionnement de l'accéléromètre sur le corps de l'individu (cheville, poignet, hanche, bas du dos...) [10]. Les accéléromètres utilisent les propriétés de la céramique piézo-électrique ou de la masse sismique [11]. Les accéléromètres utilisant les propriétés de la masse sismique sont constitués d'une masse, suspendue par une structure à ressort dans un boîtier. Dans le cadre d'un mouvement, la force est transmise à travers la structure masse sismique-ressort. Le déplacement de la masse engendre le déplacement du ressort dans le boîtier afin de retranscrire ensuite un signal électrique proportionnel à l'accélération [12]. Le second principe, majoritairement utilisé à l'heure actuelle, est celui de la céramique piézo-électrique. Les accéléromètres utilisant ce principe sont constitués de cristaux dont la propriété est de pouvoir se charger électriquement lorsqu'ils sont soumis à une déformation. Dès lors, sous l'effet d'une accélération lors d'un mouvement, les cristaux de la céramique piézo-électrique vont se modifier et engendrer une différence de potentiel. Cette impulsion électrique est proportionnelle à l'intensité du mouvement et est enregistrée numériquement. Les accélérations ou les décélérations enregistrées donnent une description de la fréquence, du temps et de l'intensité de l'activité physique produite par le mouvement du corps [13]. Initialement, les résultats de ces appareils sont exprimés en données brutes appelées "counts". Il existe actuellement différents types d'accéléromètres (uniaxial, bi ou triaxial) (Tableau 1). Les accéléromètres de type uniaxial mesurent les accélérations dans le sens vertical, alors que les accéléromètres triaxiaux enregistrent les données selon les trois plans de l'espace : vertical, médiolatéral et antéropostérieur. Suite à ces mesures brutes enregistrées, les constructeurs fournissent à travers leur logiciel et algorithme intégré la possibilité de donner des informations seconde par seconde, minute par minute, voire plus. Les accéléromètres commercialisés sont de petite taille et se fixent à l'aide d'une ceinture ajustable autour de la taille, du poignet, de la hanche droite ou gauche ou encore au niveau du bas du dos (proche du centre de gravité). Les corrélations entre les mesures obtenues par l'accéléromètre et la consommation d'oxygène, marqueur de référence de l'activité physique, sont plus moins ou élevées [14-18]. La variation de ces corrélations est essentiellement due au positionnement de l'accéléromètre, au type d'activité proposé, aux métriques choisies (raw, counts, minutes...), aux algorithmes utilisés ou encore au type d'appareil utilisé [16-18]. Par ailleurs, il est également possible de convertir les « counts » en unité de dépense énergétique grâce à des équations prédéfinies par les constructeurs ou les chercheurs [19]. Dans leur revue de littérature, les auteurs indiquent que les équations de prédiction de la dépense énergétique présentent plusieurs limites quand il s'agit de convertir les « counts » en dépense énergétique [19]. Toutefois, Hallal et al. ont montré que l'activité physique évaluée par l'accélérométrie en prenant en compte la composition corporelle est un bon prédicteur de la mesure de la dépense énergétique totale et de la dépense énergétique liée à l'activité physique comparée au

questionnaire [20]. A l'inverse, dans une revue de littérature, il a été montré dans les maladies neuromusculaires, que l'accélérométrie surestimait la dépense énergétique des activités courantes de la vie quotidienne, en particulier du à des différences physiologiques du système cardio-respiratoire [21]. Les auteurs de cette revue concluent que la mobilité altérée dans cette population pathologique a un fort impact sur la reproductibilité et la validité de ces appareils [21].

Parmi les accéléromètres commercialisés, les accéléromètres ActiGraph® (Pensacola, FL, USA), GENEActiv® (Activinsights, Kimbolton, UK) ou encore APDM® (Portland, OR, USA) sont les plus fréquemment utilisés dans le milieu médical et de la recherche en activité physique et santé [22]. Ces dernières versions d'accéléromètre ont évolué et fournissent des données brutes d'accélération exprimées en unités de gravité ($1\text{ g}=9,81\text{m/s}^2$) à partir des trois axes de mesure. Ces données brutes sont ensuite converties en une seule mesure d'accélération du corps, le vecteur magnitude. Ce dernier est pris en compte et soustrait par la valeur de la gravité (g) comme $\sqrt{x^2+y^2+z^2} - 1$ en se référant à la méthode de l'ENMO (« Euclidian Norm Minus One ») [23]. Ensuite, le résultat est exprimé en milligravité (mg), où $1000\text{ mg}=9,81\text{ m/s}^2$. Le traitement de ce signal peut ensuite se réaliser par l'intermédiaire d'un programme open source en utilisant le logiciel R-package GGIR développé par le Dr. Vincent van Hees [23]. Ce logiciel facilite le traitement des données, la détection des périodes de non port de l'appareil, des activités non dues à l'activité humaine, ou encore la quantification du temps passé dans les différentes intensités d'activité physique [23-25]. Même si la méthode de l'ENMO est devenue récemment une méthode d'analyse très utilisée, d'autres métriques existent également pour quantifier les signaux électriques.

2.2. Etudes de calibration

Comme précédemment cité, les accéléromètres ont été élaborés pour pallier les limites du podomètre. En effet, la finalité du podomètre était de pouvoir renseigner un nombre de pas effectué par l'individu, pouvant être converti par la suite en distance parcourue. Néanmoins, il n'était pas possible d'obtenir des informations sur l'intensité des pas effectués (pas de marche *versus* pas de course à pied). Grâce à la mesure des accélérations par le biais de l'accéléromètre, l'intensité du mouvement réalisé pouvait être retranscrite. A l'apparition de ces appareils, les données enregistrées étaient des données brutes, difficilement interprétables en termes d'intensité. En effet, les correspondances entre les mesures d'activité physique détectées par l'accélérométrie et les niveaux d'activité physique (sédentaire, léger, modéré et vigoureux) n'étaient pas encore connues. De ce fait, plusieurs études de calibration des accéléromètres ont été réalisées en laboratoire pour affiner cet outil dans la mesure de l'activité physique. Les principales études de calibration sont présentées dans le Tableau 2. Plusieurs revues de littérature existent également dans ce domaine, reprenant l'intégralité des études de calibration avec leurs modalités (types d'activités, emplacement de l'appareil, durée d'intervalle, catégorie d'âge) [26-28].

Les études de calibration consistent à réaliser un ensemble d'activités physiques de différentes intensités (sédentaire, légère, modérée et vigoureuse) en laboratoire, à l'aide d'une calorimétrie indirecte (Fig. 1). Suite à ces calibrations, les données brutes de l'accéléromètre peuvent être exploitables et donner des renseignements sur l'intensité des mouvements réalisés. Ceci permet également de mesurer le temps passé à différents niveaux d'intensité d'activité physique lors d'une journée ou d'une semaine dans les conditions habituelles de vie, et notamment de savoir de façon précise si l'individu atteint ou non les recommandations de santé publique.

2.3. Comparaison des définitions de seuil

Dans une revue de littérature, des auteurs ont recensé toutes les études définissant des seuils de l'accéléromètre ActiGraph® (modèle GT3X, Pensacola, FL, USA) [26]. La multiplication de ces études de définition des seuils peut prêter à confusion pour le chercheur/clinicien quand il s'agit d'interpréter ses données et de les mettre en relation avec d'autres études existantes. En effet, on peut constater des différences importantes entre les études dans la définition des valeurs seuils de cet appareil permettant de détecter les intensités modérées à vigoureuses (Fig. 2).

Le choix des seuils peut avoir un impact considérable sur l'interprétation des résultats lors d'une évaluation de l'activité chez un patient. Ceci peut également avoir un impact sur les relations mises en évidence dans les études épidémiologiques entre l'activité physique et les composantes en santé. Par exemple, Bornstein et al. ont montré chez 419 enfants âgés de 3 à 6 ans une variation dans le temps passé en activité physique modérée à vigoureuse de 39,5 à 269 min/jour en fonction des seuils accélérométriques utilisés [29]. Dans une autre étude, des auteurs ont montré chez des enfants âgés de 8 à 11 ans, une différence de plus de 503 % dans l'évaluation de l'activité physique modérée à vigoureuse selon deux seuils différents [30]. Plus récemment, chez 2043 adolescents Européens, il a été démontré que le pourcentage d'adolescents répondant aux recommandations de santé publique en termes d'activité physique (*i.e.* 60 min/jour d'activité physique modérée à vigoureuse) variait de 5,9 % à 37 % selon les seuils utilisés [31].

Les variations dans les seuils déterminant les intensités varient du fait des différences dans la réalisation des protocoles de détermination des définitions de ces seuils. Les recommandations pour optimiser la définition de ces seuils des accéléromètres reposent sur quatre critères : *i*) l'inclusion d'un échantillon représentatif (*i.e.* une large gamme d'âge et un grand nombre de participants) ; *ii*) l'utilisation de critères biologiques (*i.e.* la consommation d'oxygène, la fréquence cardiaque) ; *iii*) l'inclusion d'activités représentatives de la vie quotidienne ; *iv*) des méthodes d'analyse statistique adéquates (*i.e.* une analyse statistique appropriée avec la présence d'un groupe de validation) [32]. Par ailleurs, il existe des revues de littérature et des études comparatives en laboratoire prenant en compte les seuils établis par différents auteurs [26-27, 33-34]. Ces études ont pour objectif de faire une recommandation sur le choix des seuils les plus adaptés en fonction de la population et de l'appareil utilisé [33-34]. Cependant, il faut également

noter que les différences trouvées dans la définition des seuils permettant de définir l'intensité des activités physiques dépendent du modèle d'accéléromètre utilisé (ActiGraph® GT1M, GT3X, GENEActiv®...), de la localisation du capteur (taille, poignet, bas du dos...), des types d'activités proposés et de l'âge. Par conséquent, il n'existe pas de seuils absolus et de consensus généralisable à toutes les situations. Il est donc difficile de connaître de façon précise si un individu atteint ou non les recommandations de santé publique.

2.4. Extrapolation des données de laboratoire sur le terrain

Alors que le but ultime de l'accéléromètre est de pouvoir quantifier l'activité physique des populations dans leur vie quotidienne, la majorité des études de calibration a été réalisée en laboratoire [26-28]. L'utilisation d'activités standardisées sur tapis roulant permet de contrôler les intensités d'activité physique et de la coupler à une mesure par calorimétrie indirecte. En effet, en fonction de la vitesse et de la pente (degré d'inclinaison) du tapis roulant, on peut agir sur la dépense énergétique et donc sur les différents types d'intensité. Cependant, il a été démontré qu'il existait une variation de la cinématique des mouvements entre une locomotion sur le sol réel et sur le tapis roulant [35-37]. Les auteurs ont conclu que les mouvements exécutés sur le tapis roulant produisent des changements cruciaux dans la démarche [35-37]. Il est donc légitime de se questionner sur l'extrapolation des seuils établis en laboratoire pour les conditions habituelles de vie. Freedson et al. avaient déjà soulevé cette question lorsqu'ils avaient établi une équation de prédiction de la dépense énergétique en fonction des données obtenues par un accéléromètre uniaxial (ActiGraph®) sur tapis roulant [38]. Les auteurs avaient recommandé que l'équation soit examinée, validée, dans les conditions habituelles de vie car ils pensaient que la démarche était différente entre le tapis roulant et le sol réel [38]. Une étude a été réalisée pour comparer la mesure de la dépense énergétique sur sept jours consécutifs dans les conditions habituelles de vie selon différentes équations de prédiction avec l'accéléromètre uniaxial Actigraph®, en comparaison avec la méthode de référence, l'eau doublement marquée [39]. Cette étude a montré que, des huit équations de régression utilisées, seulement deux ont été modérément corrélées avec l'eau doublement marquée [39]. Ces deux équations validées étaient celles où la calibration de l'accéléromètre avait été faite sur le terrain (sol réel). Cette étude montre que l'accéléromètre uniaxial ActiGraph® perçoit différemment les mouvements entre le tapis roulant et le sol réel. A l'inverse, deux études ont démontré qu'il n'y avait aucune différence entre les données obtenues par un accéléromètre triaxial entre le sol réel et le tapis roulant [40-41]. Il convient donc d'utiliser et d'interpréter les résultats des données accélérométriques avec précaution quand il s'agit de données obtenues par un accéléromètre uniaxial dont sa calibration a été réalisée en laboratoire.

2.5. Etudes sur la reproductibilité

Bien que les accéléromètres montrent une très bonne corrélation avec la consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque, marqueurs de référence de l'activité physique, la

reproductibilité intra et inter-appareil s'avère être un indicateur clé de la qualité des outils de mesure de l'activité physique [42-43]. Pour être capable de comparer les données entre les sujets ou entre des mesures répétées, les accéléromètres doivent avoir une bonne reproductibilité intra et inter-appareil. Dans cette partie, nous développerons uniquement les outils les plus utilisés dans le milieu de la recherche et de la santé, à savoir les accéléromètres ActiGraph®, RT3® et GENEActiv®. Concernant l'accéléromètre triaxial RT3®, plusieurs auteurs ont démontré en condition de laboratoire sur plaque vibrante, une bonne reproductibilité intra et inter-appareil dans des fréquences de mouvements hautes (intensité élevée) et une mauvaise reproductibilité intra et inter-appareil dans des fréquences de mouvements basses (intensité faible) [44-46]. Ces résultats ont été confortés par la suite chez l'enfant et l'adulte en conditions habituelles de vie montrant que les reproductibilités intra et inter-appareil étaient hautes pour les activités physiques d'intensité modérée à vigoureuse et basses pour les activités sédentaires et légères [47-50]. La faible reproductibilité de cet appareil dans les intensités sédentaires et légères peut engendrer des erreurs dans la mesure de l'activité physique dans les conditions habituelles de vie, notamment chez les individus sédentaires. Concernant l'accéléromètre uniaxial ActiGraph® (modèle GT1M), il montre une meilleure reproductibilité par rapport à l'accéléromètre RT3® quelle que soit l'intensité de l'activité physique en condition habituelle de vie [49]. La reproductibilité du nouveau modèle ActiGraph® (GT3X) a également été étudiée à plusieurs reprises [51-54]. Toutes ces études convergent vers le même résultat montrant une très bonne reproductibilité dans chaque intensité d'activité physique que ce soit en laboratoire ou dans les conditions habituelles de vie [51-54]. Pour l'accéléromètre GENEActiv®, aucune donnée sur sa reproductibilité intra et inter-appareil n'est publiée actuellement.

2.6. Etudes sur la position de l'appareil

Dans un premier temps, les accéléromètres ont été portés au niveau de la taille (bas du dos ou hanche droite/gauche), proche du centre de gravité afin de refléter au mieux tous les mouvements du corps et donc de la dépense énergétique [55]. Dans une revue de littérature, il a été montré qu'il existe une différence significative dans la mesure de l'activité physique entre les différents sites de placement de l'appareil (taille, hanche droite ou gauche) [17]. Cette différence étant faible, les auteurs concluaient que l'accéléromètre placé autour de la taille ou de la hanche était le meilleur placement pour quantifier l'activité physique quotidienne chez des personnes en bonne santé [17]. Dans une population pathologique se déplaçant en fauteuil roulant, il a été montré que l'accéléromètre porté autour de la taille n'était pas fiable pour mesurer l'activité physique de ces personnes [56]. Chez les personnes amputées, l'accéléromètre porté au niveau de la hanche (côté de la jambe amputée) estime plus précisément la dépense énergétique en activité physique comparé à un accéléromètre autour de la taille [16]. Cependant, la compliance à porter l'accéléromètre autour de la taille peut être mauvaise. En effet, l'appareil doit être retiré lors des

activités aquatiques (piscine, douche, bain...) ou lors des nuits. Ces retraits peuvent engendrer des oublis de repositionnement de l'appareil et donc une mauvaise quantification des profils d'activité physique. Face à ce problème, de nouveaux accéléromètres ont émergé sur le marché avec un port au niveau du poignet, comme une montre. Cette technique permet d'améliorer la compliance du port de l'appareil comparé à un accéléromètre autour de la taille [57]. De plus, les patients reportent que le port de l'accéléromètre autour du poignet est plus confortable et moins embarrassant [58]. Chez l'enfant, il a été démontré que la mesure des temps de sédentarité et de l'activité physique modérée à vigoureuse estimée par un accéléromètre au poignet et à la taille était fortement corrélées ($r > 0,83$, $p < 0,001$) [59]. Chez l'adulte, les résultats sont contradictoires [18, 60-62]. Ellis et al. ont montré que l'accéléromètre au poignet permettait de mieux prédire des activités domestiques (ménage, vaisselle, laver les fenêtres, faire une lessive) [18]. En revanche, dans cette même étude, les auteurs ont montré que les activités de locomotion (marche, course, montée des escaliers) étaient mieux détectées par un accéléromètre porté autour de la taille [18]. Dans une autre étude, il a été trouvé une corrélation significative entre la dépense énergétique (mesurée par calorimétrie indirecte) et les données accélérométriques obtenues à partir de la hanche, contrairement au poignet ($r = 0,50$; $p = 0,005$ pour la hanche ; $r = -0,25$; $p = 0,18$ pour le poignet) [61]. Enfin, Tudor-Locke et al. ont trouvé une précision supérieure pour l'estimation du nombre de pas évalué par un accéléromètre porté à la hanche par rapport à un appareil porté au poignet [62].

Depuis 2010, les études réalisées avec un accéléromètre au poignet ont augmenté considérablement [18,59,62-65]. Néanmoins, un problème majeur subsiste dans la méthodologie de la mesure. En effet, certaines études ont positionné l'accéléromètre sur le poignet du bras dominant, d'autres sur le poignet du bras non dominant, ou alors aucune information sur la position de l'appareil. Or, plusieurs études ont montré que le bras dominant était plus sollicité que le bras non dominant avec une force supérieure pour le bras dominant [66]. Une étude réalisée chez l'adulte a montré que la latéralité n'influçait pas la mesure de l'activité physique réalisée par un accéléromètre au poignet du bras dominant et non dominant [67]. Ces résultats suggèrent donc que la modalité du port de l'accéléromètre au poignet peut se faire au niveau du bras dominant comme du bras non dominant. A l'inverse, chez l'enfant, Roscoe et al. ont montré que l'accéléromètre porté au poignet du bras non dominant permet de mieux détecter les comportements sédentaires et les activités physiques d'intensité modérée et vigoureuse, alors qu'au niveau du poignet du bras dominant, l'appareil détecte plus précisément les activités d'intensité légère [68]. Chez les patients se déplaçant en fauteuil roulant, il a été démontré que la mesure de l'activité physique ne différait pas entre un accéléromètre porté au poignet du bras dominant et un accéléromètre porté au niveau du bras non dominant [56].

2.7. Etudes sur les intervalles de mesure

Comme précédent expliqué, la fréquence des mesures peut varier, allant d'un enregistrement par seconde à toutes les minutes, suite au traitement du signal par des algorithmes intégrés dans les logiciels des constructeurs. Plusieurs études ont comparé l'influence de la durée de ces intervalles sur la mesure des intensités d'activité physique [69-71]. Les auteurs ont constaté une diminution progressive du temps passé en activité physique modérée et vigoureuse au fur et à mesure que la longueur de l'intervalle augmentait. A l'inverse, ils ont constaté que des longueurs d'intervalle plus courtes augmentaient la précision de la mesure, plus spécifiquement la mesure du temps passé en activité physique modérée et vigoureuse [69-71]. Par conséquent, il est recommandé d'utiliser des intervalles de mesure courts (par exemple, 1 à 15 sec.) chez l'enfant, comme chez l'adulte. Ces différences sont dues à un effet mathématique qui lisse les activités en fonction de la largeur de l'intervalle. A ce jour, il est admis de considérer la mesure de l'accélération à 100Hz et d'établir la distribution de ces accélérations.

2.8. Nombre de jours valide

Généralement, il est demandé aux participants de porter l'accéléromètre pendant une période de temps fixe, pendant toutes les heures de veille durant sept jours consécutifs. Malgré les consignes données au préalable, les participants portent rarement leur accéléromètre pendant toute cette période. En conséquence, il faut pouvoir déterminer si chaque participant porte son accéléromètre suffisamment longtemps pour fournir une estimation fiable et représentative de son activité physique quotidienne. Cela peut être réalisé en définissant le nombre minimum d'heures par jour et le nombre minimum de jours que l'accéléromètre doit être porté par chaque participant. Tout d'abord, il est recommandé d'avoir une durée minimum de 10 heures par jour afin d'avoir une mesure fiable sur la journée [72]. En ce qui concerne le nombre minimum de jours requis pour avoir une représentation correcte de l'activité physique de la semaine, les recommandations diffèrent selon les types de population. Il a été montré que quatre jours étaient nécessaires pour les enfants normaux-pondérés, les personnes âgées et les adultes en surcharge pondérale [73-75]. Chez l'adulte sain, il faut trois à quatre jours minimum d'enregistrement, alors que chez l'enfant en surcharge pondérale, deux jours suffisent [76-77]. Toutefois, dans la majorité des études, le nombre de jours utilisé pour refléter l'activité physique habituelle d'une personne est de sept jours quel que soit l'âge.

Une estimation fiable et représentative de l'activité physique quotidienne doit prendre également en compte les variations saisonnières. Plusieurs études ont démontré que l'activité physique de la personne évaluée se différenciait en fonction des saisons [78-80]. Chez l'adulte, l'activité physique d'intensité modérée à vigoureuse est plus importante en été qu'en automne (+22 %, $p < 0,05$) [80]. La même conclusion est rapportée chez l'enfant et l'adolescent [78-80].

2.9. L'objectivité/réactivité

L'activité physique est une donnée largement comportementale. On désigne l'accélérométrie comme une mesure objective de cette activité physique. Cependant, il existe une préoccupation majeure dans l'évaluation de l'activité physique, appelée l'effet de "Hawthorne", à savoir la modification du comportement liée à une prise de conscience par le participant d'être surveillé pour évaluer réellement ses habitudes de vie physiques [81]. Le terme «réactivité» est également utilisé afin de décrire l'action consistant à modifier les comportements lorsqu'ils portent un dispositif de mesure [82-83]. En d'autres termes, les participants portant un accéléromètre peuvent augmenter leurs activités quotidiennes et courantes lorsqu'ils savent qu'ils utilisent un dispositif pour évaluer leur activité physique habituelle. Les recherches sont actuellement très limitées sur ce sujet avec parfois des résultats contradictoires [82,84-85]. Behrens & Dinger ont montré qu'il n'y avait pas la présence de réactivité chez le jeune adulte lorsqu'on lui demandait de porter un accéléromètre [86]. Davis & Loprinzi ont confirmé ces résultats sur la même tranche d'âge, ainsi que chez l'enfant et l'adolescent [85]. A l'inverse, Dössegger et al. ont montré chez les enfants et les adolescents l'effet d'une réactivité dans la mesure de l'activité physique [82]. Cependant, les résultats de ces trois études sont à prendre avec précaution car les auteurs ont utilisé une méthodologie indirecte (*i.e.* un schéma d'étude non-expérimental où l'ensemble des participants connaissait l'utilité de l'appareil) pouvant amener un biais potentiel dans les résultats. Très récemment, une étude randomisée en deux groupes a été réalisée chez l'enfant pour pallier ce biais. Les auteurs ont mesuré l'activité physique quotidienne chez un groupe d'enfants connaissant les principes de l'accéléromètre et un groupe d'enfants n'en connaissant pas l'utilité [84]. Cette étude a démontré qu'il n'y avait pas de différence dans la mesure de l'activité physique entre les deux groupes. Ces résultats montrent qu'il n'y a donc pas de modification de comportement chez l'enfant lorsqu'on lui pose un accéléromètre pour mesurer son activité physique. Actuellement, aucune donnée n'est disponible chez l'adulte. Cependant, Clemes et al. ont démontré chez l'adulte portant un podomètre que l'effet de "Hawthorne" se dissipait au bout d'une semaine [87]. En effet, les adultes reviennent à leur niveau d'activité physique habituel lors de la seconde semaine d'évaluation [87]. Pour finir, les nouveaux modèles d'accéléromètre se portent de plus en plus souvent comme une montre, 24h sur 24 du fait de leur étanchéité. Par conséquent, la personne évaluée oublie rapidement cet appareil et l'effet "Hawthorne" peut également diminuer plus rapidement. Ceci demande confirmation par des études non réalisées à ce jour.

2.10. Temps de port/non port : définition

L'accélérométrie représente une bonne et intéressante alternative dans la mesure de l'activité physique car cette méthode peut atténuer le biais de désirabilité sociale par rapport aux questionnaires [88]. Néanmoins, elle présente également certaines limites dans la collecte des données et dans les décisions relatives aux critères de traitement. Comme dit précédemment, le choix des seuils ou les durées d'intervalle utilisées peuvent affecter considérablement l'évaluation

de l'activité physique. Une autre préoccupation majeure dans les critères de traitement de données accélérométriques est la validation du temps de port et de non port de l'appareil. En effet, pour certains types d'accéléromètre non étanche, il est demandé aux participants d'enlever l'appareil durant les activités aquatiques (bain, douche, piscine...) et la nuit. Cependant, sans l'utilisation d'un journal de recueil de ces informations, les médecins/chercheurs ont des difficultés dans le traitement des données pour savoir si le participant n'a pas porté l'appareil ou si le participant portait réellement l'appareil, mais qu'il était en activité sédentaire (allongé à regarder la télévision ou assis sans bouger). Il existe une méthode pour intégrer ces périodes en utilisant des algorithmes. Ce concept est régulièrement utilisé et consiste à éliminer des phases où l'accéléromètre donne successivement des valeurs nulles pendant une certaine période lorsque les données accélérométriques sont exprimées en « counts ». Plusieurs algorithmes existent dont les critères diffèrent sur les périodes successives de valeurs nulles (soit 10, 20, 30, 60 ou encore 90 minutes). Chez l'enfant, il existe une étude analysant l'impact des différents algorithmes sur les niveaux d'activité physique [89]. Les auteurs ont montré que l'activité physique moyenne diminuait lorsque le critère de la durée de non port de l'appareil augmentait [89]. Par exemple, les auteurs ont relevé une activité physique moyenne de 641 counts.min⁻¹ lorsque l'algorithme de 10 min de zéro consécutifs était utilisé contre 570 counts.min⁻¹ pour l'utilisation de l'algorithme de 90 min [89]. Cette étude ne fait que des comparaisons entre les différents algorithmes. D'autres études doivent être réalisées en utilisant une méthode de référence afin de déterminer l'algorithme qui se rapproche le plus de la réalité. Peeters et al ont réalisé ce type d'étude chez l'adulte. Les participants ont complété un journal de bord pendant sept jours où ils notifiaient les heures de port et de non port de l'appareil [90]. Les auteurs démontrent que l'utilisation d'algorithmes peut être aussi précise que l'utilisation d'un journal de bord. Ils recommandent l'utilisation de l'algorithme basé sur 90 min de zéro consécutifs [90]. Chez la personne âgée, Keadle et al. ont comparé deux autres algorithmes développés par Troiano et al. (2008) [91] et Choi et al. (2011) [92-93]. Les auteurs ont conclu que l'algorithme de Choi et al. était le meilleur pour identifier les temps de non port de l'appareil, validé par un journal de bord. La même conclusion était obtenue plus tard dans une seconde étude [94]. Toutefois, les accéléromètres développés récemment sont pour la plupart étanches et de taille minime. Ces derniers peuvent donc être utilisés lors des activités aquatiques, mais également peuvent être portés durant la nuit. Ceci permet une analyse plus fine des profils d'activité physique des individus sans l'utilisation d'algorithmes. En parallèle, il existe également de nombreux nouveaux algorithmes pour détecter des périodes de non port pour ces derniers modèles d'appareils (ActiGraph® GT3X, GENEActiv®, ADPM®) où les données sont exprimées en données brutes (« raw data » ; g) [23,95-96]. Une description détaillée de cette technique est développée dans un autre article [23]. Dans le développement de cette technique, pour chaque période détectée en tant que non porté par le sujet, les données peuvent être remplacées par leurs propres données au même créneau horaire, moyennées sur les autres jours enregistrés par

le sujet. Cette technique utilise le principe de l'imputation des données où il est assumé que le temps de port de l'appareil par le sujet est représentatif du reste de la journée et que l'activité physique est proche de l'identique à travers les heures de chaque journée [96,97].

3. Conclusion

L'activité physique est un déterminant important de santé chez l'individu. Sa mesure est intéressante et informative dans l'évaluation initiale et le suivi du retentissement de plusieurs maladies chroniques. Il y a une augmentation importante de l'intérêt de l'utilisation des appareils de mesure portables de l'activité physique (montres connectées, applications pour smartphone...) [11]. Dans un avenir proche, l'auteur estime que le coût de ces appareils devrait également baisser, ce qui pourrait avoir comme conséquence une application étendue dans la société [11]. La variété de ces outils de mesure existant permet donc au clinicien/chercheur un éventail de choix possibles en fonction de la pathologie du patient, de son âge, du nombre de patients et des moyens financiers. Cette revue a pour but d'aider les cliniciens et chercheurs à prendre les meilleures décisions lors de l'utilisation de l'accélérométrie comme outil de mesure de l'activité physique afin d'obtenir une information la plus précise possible et comparable.

Références

1. Caspersen CJ, Powell KE, Christenson GM. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep* 1985;100:126-31.
2. Durnin JV. Practical estimates of energy requirements. *J Nutr* 1991;121:1907-13.
3. Pedersen BK, Saltin B. Evidence for prescribing exercise as therapy in chronic disease. *Scand J Med Sci Sports* 2006;16:3-63.
4. WHO. Global recommendations on physical activity for health. Geneva: World Health Organization;2010.
5. Montoye HJ, Kemper HCG, Saris WHM, Washburn RA. *Measuring Physical Activity and Energy Expenditure*. Champaign, Illinois: Human Kinetics;1996.
6. Schulman JL, Reisman JM. An objective measure of hyper- activity. *Am J Ment Defic* 1959;64:455-56.
7. Avons P, Garthwaite P, Davies HL, Murgatroyd PR, James WP. Approaches to estimating physical activity in the community: calorimetric validation of actometers and heart rate monitoring. *Eur J Clin Nutr* 1988;42:185-96.
8. LaPorte RE, Kuller LH, Kupfer DJ, McPartland RJ, Matthews G, Caspersen C. An objective measure of physical activity for epidemiologic research. *Am J Epidemiol* 1979;109:158-68.
9. Chen KY, Bassett DR Jr. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:S490-500.
10. Loprinzi PD, Smith B. Comparison Between Wrist-Worn and Waist-Worn Accelerometry. *J Phys Act Health* 2017;14:539-45.
11. Mukhopadhyay SC. Wearable sensors for human activity monitoring: a review. *IEEE Sensors Journal* 2015;15:1321-30.
12. Van Hees VT, Slootmaker SM, De Groot G, Van Mechelen W, Van Lummel RC. Reproducibility of a triaxial seismic accelerometer (DynaPort). *Med Sci Sports Exerc* 2009;41:810-17.
13. Leenders NYJM, Sherman WM, Nagaraja HN. Comparisons of four methods of estimating physical activity in adult women. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:1320-26.
14. Rowlands AV, Thomas WM, Eston RG, Topping R. Validation of the RT3 Triaxial Accelerometer for the assessment of physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:518-24.
15. Vanhelst J, Béghin L, Rasoamanana P, Theunynck D, Meskini T, Iliescu C, et al. Calibration of the RT3 accelerometer for various patterns of physical activity in children and adolescents. *J Sports Sci* 2010;28:381-87.
16. Ladlow P, Nightingale TE, McGuigan MP, Bennett AN, Phillip R, Bilzon JLJ. Impact of anatomical placement of an accelerometer on prediction of physical activity energy expenditure in lower-limb amputees. *PLoS One* 2017;12:e0185731.

17. Trost SG, McIver KL, Pate RR. Conducting accelerometer-based activity assessments in field-based research. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:S531-43.
18. Ellis K, Kerr J, Godbole S, Lanckriet G, Wing D, Marshall S. A random forest classifier for the prediction of energy expenditure and type of physical activity from wrist and hip accelerometers. *Physiol Meas* 2014;35:2191-203.
19. Ndahimana D, Kim EK. Measurement Methods for Physical Activity and Energy Expenditure: a Review. *Clin Nutr Res* 2017;6:68-80.
20. Hallal PC, Reichert FF, Clark VL, Cordeira KL, Menezes AM, Eaton S, et al. Energy expenditure compared to physical activity measured by accelerometry and self-report in adolescents: a validation study. *PLoS One*. 2013;8:e77036.
21. Jimenez-Moreno AC, Newman J, Charman SJ, Catt M, Trenell MI, Gorman GS et al. Measuring Habitual Physical Activity in Neuromuscular Disorders: A Systematic Review. *J Neuromuscul Dis* 2017;4:25-52.
22. Wijndaele K, Westgate K, Stephens SK, Blair SN, Bull FC, Chastin SF, et al. Utilization and Harmonization of Adult Accelerometry Data: Review and Expert Consensus. *Med Sci Sports Exerc* 2015;47:2129-39.
23. van Hees VT, Gorzelniak L, Dean León EC, Eder M, Pias M, Taherian S, et al. Separating movement and gravity components in an acceleration signal and implications for the assessment of human daily physical activity. *PLoS One* 2013;8:e61691.
24. Hildebrand M, VAN Hees VT, Hansen BH, Ekelund U. Age group comparability of raw accelerometer output from wrist- and hip-worn monitors. *Med Sci Sports Exerc* 2014;46:1816-24.
25. Pärkkä J, Ermes M, Korpipää P, Mäntyjärvi J, Peltola J, Korhonen I. Activity classification using realistic data from wearable sensors. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2006;10:119-28.
26. Migueles JH, Cadenas-Sanchez C, Ekelund U, Delisle Nyström C, Mora-Gonzalez J, Löf M, et al. Accelerometer Data Collection and Processing Criteria to Assess Physical Activity and Other Outcomes: A Systematic Review and Practical Considerations. *Sports Med* 2017;47:1821-45.
27. Kim Y, Beets MW, Welk GJ. Everything you wanted to know about selecting the "right" Actigraph accelerometer cut-points for youth, but...: a systematic review. *J Sci Med Sport* 2012;15:311-21.
28. Freedson P, Pober D, Janz KF. Calibration of accelerometer output for children. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:S523-30.
29. Bornstein DB, Beets MW, Byun W, Welk G, Bottai M, Dowda M, et al. Equating accelerometer estimates of moderate-to-vigorous physical activity: in search of the Rosetta Stone. *J Sci Med Sport* 2011;14:404–10.
30. Guinhouya CB, Hubert H, Soubrier S, Vilhelm C, Lemdani M, Durocher A. Moderate-to-vigorous physical activity among children: discrepancies in accelerometry-based cut-off points. *Obesity* 2006;14:774-7.

31. Vanhelst J, Béghin L, Salleron J, Ruiz JR, Ortega FB, Ottevaere C, et al. Impact of the choice of threshold on physical activity patterns in free living conditions among adolescents measured using a uniaxial accelerometer: the HELENA study. *J Sports Sci* 2014;32:110-15.
32. Welk GJ. Principles of design and analyses for the calibration of accelerometry-based activity monitors. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:S501-11.
33. Trost SG, Loprinzi PD, Moore R, Pfeiffer KA. Comparison of accelerometer cut points for predicting activity intensity in youth. *Med Sci Sports Exerc* 2011;43:1360-68.
34. Joschtel BJ, Trost SG. Comparison of intensity-based cut-points for the RT3 accelerometer in youth. *J Sci Med Sport* 2014;17:501-15.
35. Nigg BM, De Boer RW, Fisher V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc* 1995;27:98-105.
36. Nelson RC, Dillman CJ, Lagasse P, Bickett P. Biomechanics of overground versus treadmill running. *Med Sci Sports* 1972;4:233-40.
37. Frishberg BA. An analysis of overground and treadmill sprinting. *Med Sci Sports Exerc* 1983;15:478-85.
38. Freedson PS, Melanson E, Sirard J. Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:777-81.
39. Leenders NY, Sherman WM, Nagaraja HN. Energy expenditure estimated by accelerometry and doubly labeled water: do they agree? *Med Sci Sports Exerc* 2006;38:2165-72.
40. Levine JA, Baukol PA, Westerterp KR. Validation of the Tracmor triaxial accelerometer system for walking. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 1593-97.
41. Vanhelst J, Zunquin G, Theunynck D, Mikulovic J, Bui-Xuan G, Béghin L. Equivalence of accelerometer data for walking and running: treadmill versus on land. *J Sports Sci* 2009;27:669-75.
42. Puyau MR, Adolph AL, Vohra FA, Butte NF. Validation and calibration of physical activity monitors in children. *Obes Res* 2002;10:150-57.
43. Mannini A, Intille SS, Rosenberger M, Sabatini AM, Haskell W. Activity recognition using a single accelerometer placed at the wrist or ankle. *Med Sci Sports Exerc* 2013;45: 2193–203.
44. Krasnoff JB, Kohn MA, Choy FK, Doyle J, Johansen K, Painter PL. Interunit and intraunit reliability of the RT3 triaxial accelerometer. *J Phys Act Health* 2008;5:527-38.
45. Eslinger DW, Tremblay MS. Technical reliability assessment of three accelerometer models in a mechanical setup. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38:2173-81.
46. Powell SM, Jones DI, Rowlands AV. Technical variability of the RT3 accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:1773-78.
47. Powell SM, Rowlands AV. Intermonitor variability of the RT3 accelerometer during typical physical activities. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:324-30.

48. Reneman M, Helmus M. Interinstrument reliability of the RT3 accelerometer. *Int J Rehabil Res* 2010;33:178-9.
49. Vanhelst J, Baquet G, Gottrand F, Béghin L. Comparative interinstrument reliability of uniaxial and triaxial accelerometers in free-living conditions. *Percept Mot Skills* 2012;114:584-94.
50. Vanhelst J, Theunynck D, Gottrand F, Béghin L. Reliability of the RT3 accelerometer for measurement of physical activity in adolescents. *J Sports Sci* 2010;28:375-79.
51. Ozemek C, Kirschner MM, Wilkerson BS, Byun W, Kaminsky LA. Intermonitor reliability of the GT3X+ accelerometer at hip, wrist and ankle sites during activities of daily living. *Physiol Meas* 2014;35:129-38.
52. O'Neil ME, Fragala-Pinkham MA, Forman JL, Trost SG. Measuring reliability and validity of the ActiGraph GT3X accelerometer for children with cerebral palsy: a feasibility study. *J Pediatr Rehabil Med* 2014;7:233-40.
53. Santos-Lozano A, Marín PJ, Torres-Luque G, Ruiz JR, Lucía A, Garatachea N. Technical variability of the GT3X accelerometer. *Med Eng Phys* 2012;34:787-90.
54. Santos-Lozano A, Torres-Luque G, Marín PJ, Ruiz JR, Lucia A, Garatachea N. Intermonitor variability of GT3X accelerometer. *Int J Sports Med* 2012;33:994-99.
55. Westerterp KR. Physical activity assessment with accelerometers. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1999;23:S45-9.
56. Nightingale TE, Rouse PC, Thompson D, Bilzon JLJ. Measurement of Physical Activity and Energy Expenditure in Wheelchair Users: Methods, Considerations and Future Directions. *Sports Med Open* 2017;3:10.
57. Fairclough SJ, Noonan R, Rowlands AV, Van Hees V, Knowles Z, Boddy LM. Wear Compliance and Activity in Children Wearing Wrist- and Hip-Mounted Accelerometers. *Med Sci Sports Exerc* 2016;48:245-53.
58. Scott JJ, Rowlands AV, Cliff DP, Morgan PJ, Plotnikoff RC, Lubans DR. Comparability and feasibility of wrist- and hip-worn accelerometers in free-living adolescents. *J Sci Med Sport* 2017;20:1101-106.
59. Rowlands AV, Rennie K, Kozarski R, Stanley RM, Eston RG, Parfitt GC, Olds TS. Children's physical activity assessed with wrist- and hip-worn accelerometers. *Med Sci Sports Exerc* 2014;46:2308-316.
60. Staudenmayer J, He S, Hickey A, Sasaki J, Freedson P. Methods to estimate aspects of physical activity and sedentary behavior from high-frequency wrist accelerometer measurements. *J Appl Physiol* 2015;119:396-403.
61. Stec MJ, Rawson ES. Estimation of resistance exercise energy expenditure using triaxial accelerometry. *J Strength Cond Res* 2012;26:1413-22.
62. Tudor-Locke C, Barreira TV, Schuna JM Jr. Comparison of step outputs for waist and wrist accelerometer attachment sites. *Med Sci Sports Exerc* 2015;47:839-42.

63. Kim Y, Hibbing P, Saint-Maurice PF, Ellingson LD, Hennessy E, Wolff-Hughes DL, et al. Surveillance of Youth Physical Activity and Sedentary Behavior With Wrist Accelerometry. *Am J Prev Med* 2017;52:872-79.
64. Hildebrand M, VAN Hees VT, Hansen BH, Ekelund U. Age group comparability of raw accelerometer output from wrist- and hipworn monitors. *Med Sci Sports Exerc* 2014;46:1816-24.
65. Vanhelst J, Hurdiel R, Mikulovic J, Bui-Xuan G, Fardy P, Theunynck D, et al. Validation of the Vivago Wrist-Worn accelerometer in the assessment of physical activity. *BMC Public Health* 2012;12:690.
66. Armstrong CA, Oldham JA. A comparison of dominant and non-dominant hand strengths. *J Hand Surg Br* 1999; 24:421-25.
67. Dieu O, Mikulovic J, Fardy PS, Bui-Xuan G, Béghin L, Vanhelst J. Physical activity using wrist-worn accelerometers: comparison of dominant and non-dominant wrist. *Clin Physiol Funct Imaging* 2017;37:525-29.
68. Roscoe CMP, James RS, Duncan MJ. Calibration of GENEActiv accelerometer wrist cut-points for the assessment of physical activity intensity of preschool aged children. *Eur J Pediatr* 2017;176:1093-98.
69. Aibar A, Bois JE, Zaragoza J, Generelo E, Julián JA, Paillard T. Do epoch lengths affect adolescents' compliance with physical activity guidelines? *J Sports Med Phys Fitness* 2014;54:326-34.
70. Orme M, Wijndaele K, Sharp SJ, Westgate K, Ekelund U, Brage S. Combined influence of epoch length, cut-point and bout duration on accelerometry-derived physical activity. *Int J Behav Nutr Phys Act* 2014;11:34.
71. McClain JJ, Abraham TL, Brusseau TA Jr, Tudor-Locke C. Epoch length and accelerometer outputs in children: comparison to direct observation. *Med Sci Sports Exerc* 2008;40:2080-87.
72. Rich C, Geraci M, Griffiths L, Sera F, Dezateux C, Cortina-Borja M. Quality control methods in accelerometer data processing: defining minimum wear time. *PLoS One* 2013;8:e67206.
73. Hart TL, Swartz AM, Cashin SE, Strath SJ. How many days of monitoring predict physical activity and sedentary behaviour in older adults? *Int J Behav Nutr Phys Act* 2011;8:62.
74. Trost SG, Pate RR, Freedson PS, Sallis JF, Taylor WC. Using objective physical activity measures with youth: how many days of monitoring are needed? *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:426-31.
75. Jerome GJ, Young DR, Laferriere D, Chen C, Vollmer WM. Reliability of RT3 accelerometers among overweight and obese adults. *Med Sci Sports Exerc* 2009;41:110-14.
76. Vanhelst J, Fardy PS, Duhamel A, Béghin L. How many days of accelerometer monitoring predict weekly physical activity behaviour in obese youth? *Clin Physiol Funct Imaging* 2014;34:384-88.

77. Matthews CE, Ainsworth BE, Thompson RW, Bassett DR Jr. Sources of variance in daily physical activity levels as measured by an accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:1376-81.
78. Gracia-Marco L, Ortega FB, Ruiz JR, Williams CA, Hagströmer M, Manios Y, et al. Seasonal variation in physical activity and sedentary time in different European regions. The HELENA study. *J Sports Sci* 2013;31:1831-40.
79. McKee DP, Murtagh EM, Boreham CA, Nevill AM, Murphy MH. Seasonal and annual variation in young children's physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 2012;44:1318-24.
80. Hagströmer M, Rizzo NS, Sjöström M. Associations of season and region on objectively assessed physical activity and sedentary behaviour. *J Sports Sci* 2014;32:629-34.
81. Wickström G, Bendix T. The "Hawthorne effect"—what did the original Hawthorne studies actually show? *Scand J Work Environ Health* 2000;26:363-67.
82. Dössegger A, Ruch N, Jimmy G, Braun-Fahrländer C, Mäder U, Hänggi J, et al. Reactivity to accelerometer measurement of children and adolescents. *Med Sci Sports Exerc* 2014;46:1140-46.
83. Intille SS, Lester J, Sallis JF, Duncan G. New horizons in sensor development. *Med Sci Sports Exerc* 2012;44:S24-31.
84. Vanhelst J, Béghin L, Drumez E, Coopman S, Gottrand F. Awareness of wearing an accelerometer does not affect physical activity in youth. *BMC Med Res Methodol* 2017;17:99.
85. Davis R, Loprinzi PD. Examination of accelerometer reactivity among a population sample of children, adolescents, and adults. *J Phys Act Health* 2016;24:1325-32.
86. Behrens TK, Dinger MK. Motion sensor reactivity in physically active young adults. *Res Q Exerc Sport* 2007;78:1-8.
87. Clemes SA, Deans NK. Presence and duration of reactivity to pedometers in adults. *Med Sci Sports Exerc* 2012;44:1097-101.
88. Sirard JR, Pate RR. Physical activity assessment in children and adolescents. *Sports Med* 2001;31:439-54.
89. Toftager M, Kristensen PL, Oliver M, Duncan S, Christiansen LB, Boyle E, et al. Accelerometer data reduction in adolescents: effects on sample retention and bias. *Int J Behav Nutr Phys Act.* 2013;10:140.
90. Peeters G, van Gellecum Y, Ryde G, Fariás NA, Brown WJ. Is the pain of activity log-books worth the gain in precision when distinguishing wear and non-wear time for tri-axial accelerometers? *J Sci Med Sport* 2013;16:515-19.
91. Troiano RP, Berrigan D, Dodd KW, Mâsse LC, Tilert T, McDowell M. Physical activity in the United States measured by accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 2008;40:181-88.
92. Choi L, Liu Z, Matthews CE, Buchowski MS. Validation of accelerometer wear and nonwear time classification algorithm. *Med Sci Sports Exerc* 2011;43:357-64.

93. Keadle SK, Shiroma EJ, Freedson PS, Lee IM. Impact of accelerometer data processing decisions on the sample size, wear time and physical activity level of a large cohort study. *BMC Public Health* 2014;14:1210.
94. Choi L, Ward SC, Schnelle JF, Buchowski MS. Assessment of wear/nonwear time classification algorithms for triaxial accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 2012;44:2009-16.
95. Sabia S, van Hees VT, Shipley MJ, Trenell MI, Hagger-Johnson G, Elbaz A, Kivimaki M, Singh-Manoux A. Association between questionnaire- and accelerometer-assessed physical activity: the role of sociodemographic factors. *Am J Epidemiol* 2014;179:781-90.
96. van Hees VT, Renström F, Wright A, Gradmark A, Catt M, Chen KY, et al. Estimation of daily energy expenditure in pregnant and non-pregnant women using a wrist-worn tri-axial accelerometer. *PLoS One* 2011;6:e22922.
97. Catellier DJ, Hannan PJ, Murray DM, Addy CL, Conway TL, Yang S, et al. Imputation of missing data when measuring physical activity by accelerometry. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:S555-62.
98. Eston RG, Rowlands AV, Ingledew DK. Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities. *J Appl Physiol* 1998;84:362-71.
99. Chu EY, McManus AM, Yu CC. Calibration of the RT3 accelerometer for ambulation and nonambulation in children. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39:2085-91.
100. Mattocks C, Leary S, Ness A, Deere K, Saunders J, Tilling K, et al. Calibration of an accelerometer during free-living activities in children. *Int J Pediatr Obes* 2007;2:218-26.
101. Evenson KR, Catellier DJ, Gill K, Ondrak KS, McMurray RG. Calibration of two objective measures of physical activity for children. *J Sports Sci* 2008;26:1557-65.
102. Vanhelst J, Béghin L, Rasoamanana P, Theunynck D, Meskini T, Iliescu C, et al. Calibration of the RT3 accelerometer for various patterns of physical activity in children and adolescents. *J Sports Sci* 2010;28:381-87.
103. Vanhelst J, Béghin L, Turck D, Gottrand F. New validated thresholds for various intensities of physical activity in adolescents using the Actigraph accelerometer. *Int J Rehabil Res* 2011;34:175-77.
104. Adolph AL, Puyau MR, Vohra FA, Nicklas TA, Zakeri IF, Butte NF. Validation of uniaxial and triaxial accelerometers for the assessment of physical activity in preschool children. *J Phys Act Health* 2012;9:944-53.
105. Phillips LRS, Parfitt G, Rowlands AV. Calibration of the GENEA accelerometer for assessment of physical activity intensity in children. *J Sci Med Sport* 2013;16:124-28.
106. Santos-Lozano A, Santín-Medeiros F, Cardon G, Torres-Luque G, Bailón R, Bergmeir C, et al. Actigraph GT3X: validation and determination of physical activity intensity cut points. *Int J Sports Med* 2013;34:975-82.
107. Romanzini M, Petroski EL, Ohara D, Dourado AC, Reichert FF. Calibration of ActiGraph

GT3X, Actical and RT3 accelerometers in adolescents. *Eur J Sport Sci* 2014;14:91-9.

108. Schaefer CA, Nigg CR, Hill JO, Brink LA, Browning RC. Establishing and evaluating wrist cutpoints for the GENEActiv accelerometer in youth. *Med Sci Sports Exerc* 2014;46:826-33.

109. Zisko N, Carlsen T, Salvesen Ø, Aspvik NP, Ingebrigtsen JE, Wisløff U, et al. New relative intensity ambulatory accelerometer thresholds for elderly men and women: the Generation 100 study. *BMC Geriatr* 2015;15:97.

110. Treuth MS, Schmitz K, Catellier DJ, McMurray RG, Murray DM, Almeida MJ, et al. Defining accelerometer thresholds for activity intensities in adolescent girls. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:1259-66.

Légendes

Tableau 1. Caractéristiques des principaux accéléromètres utilisés.

Tableau 2. Principales études calibration en fonction de l'âge et de l'accéléromètre.

Fig. 1. Exemples d'activités physiques proposées lors d'une étude de calibration.

Fig. 2. Valeurs seuils de l'accéléromètre ActiGraph® GT3X pour l'intensité modérée à vigoureuse (MVPA) en fonction de l'âge et des études de calibration [22].

Fig. 3. Pourcentages d'adolescents Européens atteignant les recommandations en fonction de différents seuils (Vanhelst et al, 2014).

Tableau 1

Caractéristiques des principaux accéléromètres utilisés

Modèle	Marque	Poids (g)	Taille (mm)	Position
<i>Actical®</i>	Mini Mitter, Bend, USA	17	28x27x10	Taille
<i>Actiwatch®</i>	Mini Mitter, Bend, USA	16	28x27x10	Poignet, pied, cheville
GENEActiv®	Activinsights, Kimbolton, UK	16	43x40x13	Poignet, cheville
GT1M®	ActiGraph, Pensacola, USA	43	51x41x15	Taille
GT3X®	ActiGraph, Pensacola, USA	19	46x33x15	Taille, poignet
<i>RT3®</i>	Stayhealthy, Elkader, USA	62,5	71x56x28	Taille
<i>ADPM®</i>	ADPM, Inc, Portland, USA	25	44x40x14	Poignet, pied, cheville, taille, bas
<i>Tracmor®</i>	Duck Nederland, Maastrich, NL	16	50x30x8	Bas du dos

Tableau 2

Principales études calibration en fonction de l'âge et l'accéléromètre

Auteurs	Population	Type d'accéléromètre	Axe	Année
Eston et al. ⁹⁸	Enfant	ActiGraph® 7124	VA	1998
Freedson et al. ³⁸	Adulte	ActiGraph® 7124	VA	1998
Puyau et al. ⁴²	Enfant	Actigraph® GT1M	VA	2002
Treuth et al. ¹¹⁰	Adolescent	Actigraph® GT1M	VA	2004
Rowlands et al. ¹⁴	Enfant	RT3®	VM	2004
Chu et al. ⁹⁹	Enfant	RT3®	VM	2007
Mattocks et al. ¹⁰⁰	Enfant	Actigraph® GT1M	VA	2007
Evenson et al. ¹⁰¹	Enfant	Actigraph® GT1M	VA	2008
Vanhelst et al. ¹⁰²	Enfant/adolescent	RT3®	VM	2010
Vanhelst et al. ¹⁰³	Enfant/adolescent	ActiGraph® GT1M	VA	2011
Adolph et al. ¹⁰⁴	Enfant	RT3®	VM	2012
Philips et al. ¹⁰⁵	Enfant	GENEActiv®	VM	2013
Santos-Lozano et al. ¹⁰⁶	Adulte	ActiGraph® GT3X	VM	2013
Santos-Lozano et al. ¹⁰⁶	Personne âgé	ActiGraph® GT3X	VM	2013
Romanzini et al. ¹⁰⁷	Adolescent	ActiGraph® GT3X/RT3	VM	2014
Schaefer et al. ¹⁰⁸	Enfant	GENEActiv®	VM	2014
Zisko et al. ¹⁰⁹	Personne âgé	ActiGraph® GT3X	VM	2015

VA : Axe vertical de la mesure de l'activité physique

VM : Vecteur Magnitude correspondant à la racine carrée de la somme au carré des trois dimensions ; $\sqrt{(x^2+y^2+z^2)}$

Fig. 1. Exemples d'activités physiques proposées lors d'une étude de calibration.



Fig. 2. Valeurs seuils de l'accéléromètre ActiGraph® GT3X pour l'intensité modérée à vigoureuse (MVPA) en fonction de l'âge et des études de calibration [22].

Seuils MVPA

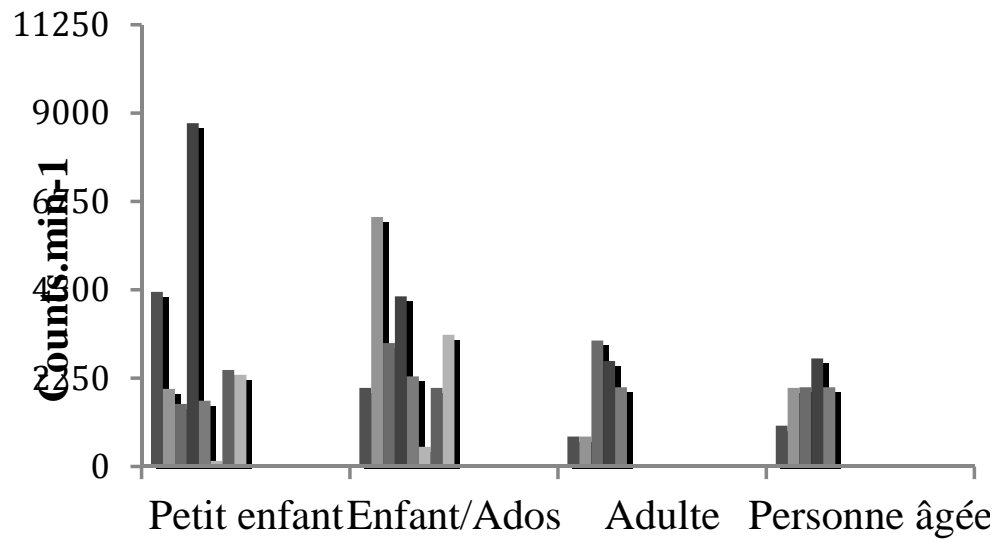


Fig. 3. Pourcentages d'adolescents Européens atteignant les recommandations en fonction de différents seuils (Vanhelst et al, 2014).

