



HAL
open science

Validation de l'utilisation du podomètre "FitBit Charge 2" pour le comptage des pas, chez le sujet âgé polypathologique, pouvant marcher 30 mètres, avec et sans appareillage à la marche. Projet d'une généralisation éventuelle des résultats en médecine de ville pour le monitoring de l'activité physique.

Jérémy Garcia

► **To cite this version:**

Jérémy Garcia. Validation de l'utilisation du podomètre "FitBit Charge 2" pour le comptage des pas, chez le sujet âgé polypathologique, pouvant marcher 30 mètres, avec et sans appareillage à la marche. Projet d'une généralisation éventuelle des résultats en médecine de ville pour le monitoring de l'activité physique.. Médecine humaine et pathologie. 2023. dumas-04628278

HAL Id: dumas-04628278

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04628278>

Submitted on 28 Jun 2024

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.

ANNEE 2023

THESE

N° 23SORUM04

**PRESENTEE POUR LE DIPLOME
DE DOCTEUR EN MEDECINE**

Par Monsieur Garcia Jérémy

né LE 05/01/1986 à Aix en Provence

PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 19 Janvier 2023

Validation de l'utilisation du podomètre « FitBit Charge 2 » pour le comptage des pas, chez le sujet âgé polypathologique, pouvant marcher 30 mètres, avec et sans appareillage à la marche. Projet d'une généralisation éventuelle des résultats en médecine de ville pour le monitoring de l'activité physique.

DIRECTEUR DE THESE : Madame le Professeur DURON Emmanuelle

PRESIDENT DU JURY : Madame le Professeur Pr IBANEZ Gladys

AUTRES MEMBRES DU JURY :

Monsieur le Docteur CAWALLADER Jean Sébastien

Monsieur le Docteur SARRABAY Pierre

REMERCIEMENTS

À Madame le Professeur Emmanuelle DURON, je te remercie de m'avoir aidé et accompagné au long de cette thèse ainsi que de faire partie de mon jury.

À madame le Professeur Gladys IBANEZ, je vous remercie de présider le jury de ma thèse.

À monsieur le Docteur Jean Sebastien CAWALLADER, de m'avoir apporté votre soutien ainsi que de faire partie de mon jury de thèse.

À monsieur le Docteur Pierre SARRABAY, pour ton aide et ta présence durant ces années ainsi que de faire partie de mon jury de thèse.

À Monsieur Romain ARTICO pour son aide précieuse.

Veillez recevoir tout ma gratitude et mon respect.

À mes parents et mes frères, qui m'ont toujours apporté leur soutien aux cours de ces années difficiles et qui ont toujours été fière de moi.

À mes grand parents à qui je pourrai enfin signer mes ordonnances avec Docteur devant mon nom.

À mes amis qui ont toujours été là pour moi.

À ma très chère Alex que j'ai eu la chance de rencontrer pendant mon internat.

À Alex et notre recherche infructueuse de basilic.

À vous Pierre et Charlène et votre petite Calie.

À ceux que j'oublie lors de l'écriture de ces lignes je voulais vous dire merci pour avoir été là et vous dis à bientôt pour cette nouvelle étape de ma vie.

Merci !

Table des matières

INTRODUCTION	5
REVUE DE LA LITTÉRATURE	6
I. Fragilité.....	6
II. Chute.....	7
III. Prévention des chutes et activité physique.....	8
IV. Les podomètres et leurs applications dans le domaine de la santé..	9
OBJECTIF DE L'ÉTUDE	11
I. Objectifs de l'étude.....	11
MATÉRIEL ET MÉTHODES	12
I. Population – Critères d'inclusion.....	12
II. Protocole.....	13
III. Mesures.....	13
IV. Critères d'évaluation.....	14
V. Analyses statistiques.....	15
RESULTATS	15
DISCUSSION	23
I. Forces de l'étude.....	24
II. Limites de l'étude.....	24
CONCLUSION	25
BIBLIOGRAPHIE	26
ANNEXES	29

Introduction

Dans un monde en perpétuel progrès technologique, où le domaine de la santé fait des avancées remarquables, permettant ainsi l'allongement de l'espérance de vie, la chute reste une problématique importante chez les personnes âgées.

Les complications sont fréquentes et nombreuses au décours de ces chutes, fractures, plaies, syndrome post chute ce qui conduit à une perte d'autonomie.

La préservation et la pratique d'une activité physique régulière est un axe de lutte pour la prévention de ces chutes. Ceci permet de lutter contre la sarcopénie (diminution de la qualité et de la quantité des fibres musculaires). Cependant aucun outil, à ce jour, n'est validé pour le suivi de l'activité physique de la personne âgée.

En médecine générale, un outil permettant une évaluation objective de cette perte d'autonomie n'existe pas. L'utilisation de ces nouvelles technologies pourrait être une solution en médecine de ville pour prévenir et lutter contre la perte d'autonomie : monitorer l'activité physique.

Un outil qui pourrait permettre la détection d'une diminution de l'activité physique, qui est difficilement perceptible par le patient lui-même, pourrait être intéressant pour le médecin généraliste.

Ainsi, une stratégie adaptée pourrait être établie afin de favoriser le maintien de l'activité physique, d'éviter la survenue de chutes et de perte d'autonomie.

L'objectif de cette étude, est d'évaluer la validité du podomètre selon sa position (hanche, cheville, poignet) pour le comptage des pas en population gériatrique sur une distance de 30 mètres. Cette distance est compatible avec la distance parcourue par cette population dans la vie courante. Cet outil serait accessible par le médecin généraliste pour une détection précoce de la baisse d'activité physique.

Revue de la littérature

I. Fragilité

En 2011, la société française de gériatrie et de gérontologie (SFGG) a défini la fragilité comme étant un syndrome clinique qui reflète une diminution des capacités physiologiques de réserve qui altère les mécanismes d'adaptation au stress. Son expression clinique est conditionnée par les comorbidités, les facteurs psychologiques, les facteurs sociaux économiques ainsi que comportementaux.

Le syndrome de fragilité représente un marqueur du risque de mortalité et de la survenue d'évènements péjoratifs, notamment d'incapacités, de chutes, d'hospitalisation et d'entrée en institution. L'âge est un déterminant majeur de fragilité mais n'explique pas à lui seul ce syndrome. La prise en charge des déterminants de la fragilité peut réduire ou retarder ses conséquences. Ainsi, la fragilité s'inscrirait dans un processus potentiellement réversible (Rolland Y., 2011).

Le modèle de Fried, développé aux États-Unis dans les années 2000, est à ce jour utilisé comme le modèle de référence de la fragilité (Fried LP., 2001). Il est basé sur la recherche de 5 critères d'ordre physiologique : la perte de poids involontaire, la diminution de l'endurance, la sensation d'épuisement général, la limitation de l'activité physique et la baisse ressentie de la force musculaire. La présence de trois critères suffit à définir l'état de fragilité, celle d'un ou deux critères définissent un état de pré-fragilité. Les critères cliniques de fragilité sont dynamiques et sont donc à ce titre, potentiellement réversibles.

En pratique clinique, la fragilité peut être considérée comme un facteur de risque d'altération de l'état de santé et de risque de perte d'autonomie, au-delà de l'effet de l'âge chronologique. Il s'agit en fait d'avantage d'un marqueur de risque, que d'un facteur causal d'altération de l'état de santé comme peut l'être une maladie (Bergman H, 2007). Le syndrome de fragilité, qui comprend une altération de la vitesse de marche, peut être réversible si des stratégies adaptées d'activité physique sont mises en place. Dans ce cadre, un outil de monitoring pourrait être utile pour favoriser l'observance de l'activité physique.

II. La chute

Les chutes sont en gériatrie une problématique grave et récurrente dont la prévalence augmente avec l'âge.

Plus d'1/3 des sujets de plus de 65 ans et la moitié des plus de 80 ans vivant à domicile chutent au moins une fois par an (Fasano A, et al. 2012 ; Tricco AC, et al. 2017) et plus de 50% présentent des chutes répétées (Chang J, et al. 2004).

Ces chutes se compliquent de 10 à 15 % de traumatismes souvent graves comme des fractures de hanche ou des traumatismes crâniens (Pirker W, et al. 2017). Ces conséquences traumatiques représentent en France la 5eme cause de décès chez les personnes âgées (données CépiDc 2015). Le syndrome de désadaptation psychomotrice (peur du vide antérieur, ainsi que la rétropulsion) est la complication la plus grave des chutes. Cette désadaptation psychomotrice est à l'origine d'une perte d'autonomie importante ce qui est associée à un fort taux de mortalité (Tinetti ME, et al. 1995 ; Greene E, et al. 2001).

D'un point de vue de santé publique, les dépenses de santé secondaires aux chutes sont importantes. Aux États-Unis, en 1994, le cout total de ces conséquences chez les personnes âgées étaient d'environ 20,2 Milliards de dollars et devraient dépasser les 32,4 milliards de dollars d'ici 2022 (Chang J.T, et al. 2004). En France, on estime le coût d'hospitalisations à environ 2 milliards d'euros (Dantoine T, et al. 2016). De plus, les coûts du suivi dans la prise en charge globale (IDE, aides à domiciles, hébergements médicalisés, fournitures pharmaceutiques) de ces patients entraînaient un surcroit budgétaire majeur (Sirven et Rapp, 2014). Les chutes peuvent être prévenues par l'activité physique.

III. Prévention des chutes et activité physique

L'HAS a établie en 2009 plusieurs recommandations dans le but de diminuer le risque de chute chez les personnes âgées (SFGG-HAS, 2009).

Parmi ces recommandations, la pratique d'une activité physique régulière est essentielle pour prévenir les chutes (Chang J.T, et al. 2004 ; Tricco AC, et al. 2017). Cependant les protocoles d'exercices, les types, leur durée ainsi que l'intensité restent mal définis (McMurdo ME, et al. 2000).

Adopter un mode de vie moins sédentaire est une bonne stratégie pour lutter contre la fragilité, la perte d'autonomie, les chutes en augmentant la mobilité, la marche (INSERM, 2014), une meilleure estime de soi (Netz et al.,2005), est généralement associée lors de la pratique d'une activité physique et l'activité physique est associée à un risque de dépression plus faible (pasco et al., 2011).

Si les mécanismes entre activité physique et cognition sont loin d'être élucidés, des liens positifs entre les deux sont bien établis. L'activité physique améliorerait la mémoire à court terme des personnes âgées sans troubles cognitifs (Chapman SB, et al, 2013) et les fonctions cognitives chez des personnes se plaignant de troubles cognitifs subjectifs (oubli bénin de l'âge ou déclin cognitif lié à l'âge). (Lautenschlager NT., 2008).

De plus, les sujets effectuant des activités physiques d'intensité modérée ont un risque diminué d'accident vasculaire cérébral (Wendel-Vos et al., 2004).

IV. Les podomètres et leurs applications

Actuellement les différentes technologies convergent vers un monde de plus en plus connecté, et certaines prennent même une place importante dans notre vie quotidienne. Les applications sont multiples et variées et cela notamment dans le domaine de la santé.

Ces technologies, représentent un outil utilisable par les professionnels de santé et les patients afin de d'améliorer la prise en charge globale. Elles peuvent permettre une simplification et une amélioration des échanges d'informations entre les différents acteurs (famille, aidants, personnel de santé) aboutissant à une meilleure compréhension et adhérence au projet thérapeutique.

Le podomètre est une de ces nouvelles technologies. Cet instrument est un accéléromètre permettant de calculer à la marche le nombre de pas effectué par la personne ainsi que les différentes distances.

Il existe sur la plupart des smartphones, les nouvelles montres mais certains peuvent être utilisés à la ceinture, au poignet.

Mesurer son activité physique en se fixant des objectifs accessibles et appropriées, permettant d'objectiver un rendement positif, sont des facteurs aboutissant à la poursuite et même à l'augmentation des activités physiques (Tudor-Locke, 2002).

En 2007, une revue de la littérature (26 études ; 2767 participants adultes) a mis en évidence une association significative entre l'utilisation d'un podomètre, l'augmentation de l'activité physique et la diminution de l'indice de masse corporelle et de la pression artérielle (Bravata DM, et al. 2007). À la vue de ces résultats, son utilisation a été étendue aux patients atteints de diabète (Baskerville R, et al. 2017) ainsi que chez les patients atteints de bronchite chronique obstructive (Kawagoshi A, et al. 2015 ; Furlanetto KC, et al. 2010 ; Dasgupta K, et al. 2014).

Cependant, peu d'études concernant la validité des podomètres chez le sujet âgé ont été conduites.

Une étude menée sur 99 patients ambulatoires capables de marcher 100 mètres, appareillées ou non, d'âge moyen de 78,9 +/- 8,6 ans, a objectivé une bonne validité du podomètre pour le comptage de pas avec une meilleure précision pour le port à la cheville. Les podomètres portés à la hanche et au poignet, sous-estimaient la valeur du comptage des pas particulièrement pour les patients appareillés (cannes, déambulateur) (Floegel TA, et al. 2017).

Il n'existe pas à notre connaissance d'étude réalisée chez une population plus âgée, poly pathologique, avec d'éventuels troubles cognitifs.

En effet, les troubles cognitifs sont associés à une diminution de vitesse de marche (Ehrler F W. C., et al. 2016 ; De Cock AM, et al. 2017). Les podomètres sont moins fiables dans un contexte de trouble de la marche ou d'une diminution de la vitesse de marche(Lauritzen J, et al. 2013 ; Ehrler F, et al. 2016 ; Melanson EL, et al. 2004 ; Park W, et al. 2014). Ainsi, pour une vitesse marche inférieure à 0,6m/s, des erreurs de précision allant de 30 à 60% ont été retrouvées (Martin JB, et al. 2012 ; Lauritzen J, et al. 2013).

Enfin, les études réalisées concernant la meilleure localisation corporelle pour le port du podomètres sont de petite taille et leurs résultats sont discordants (Ehrler F, et al. 2016 ; Park W, et al. 2014 ; Ehrler F L. C., et al. 2016).

Si le podomètre était validé de manière significative dans une population de sujets âgés polypathologiques, il serait alors un outil de choix dans le suivi et l'observance des recommandations d'activité physique au domicile (Wahlich C, et al. 2017).

Objectif de l'étude

I. Objectif de l'étude

L'objectif principal de notre étude est d'évaluer la validité du comptage de pas par le podomètre chez le sujet âgé polypathologique, hospitalisé en gériatrie, selon 3 sites de port : poignet, hanche, cheville.

Matériel et méthodes

I. Population – Critères d'inclusion

Cette étude a été réalisée au sein de l'APHP l'hôpital Paul Brousse à Villejuif dans les services de gériatrie. Il s'agit d'une étude mono-centrique, transversale, non randomisée, à inclusion prospective.

Le recrutement s'est déroulé dans les services de long séjour gériatrique (USLD) le service de court séjour gériatrique et dans les soins de suite et réadaptation gériatrique (SSR).

Les critères d'inclusion étaient les suivants:

- Age supérieur ou égal à 70 ans

- Patients ayant la capacité de marcher au moins 30 mètres

- Patients ayant bénéficié de kinésithérapie motrice avec objectif considéré comme atteint pas les kinésithérapeutes.

- Patient capables de comprendre les consignes et de consentir librement (Mental Mini State Evaluation (MMSE) > 20/30, University Brief Assesement of capacity to Consent (UBACC)> 12) (Duron E, et al 2013)

- Patients majeurs ne bénéficiant pas d'une protection

- Patients affiliés à un régime de sécurité sociale

Les critères d'exclusion étaient:

- La survenue d'un malaise ou d'une chute pendant la séance

- La non compréhension des consignes de marche.

En conformité avec la Loi Jardé du 9 mai 2016 , une demande d'approbation par le CCP (accord du CCP de Grenoble N°17004) a été obtenu et la déclaration au CNIL réalisée (protocole de recherche impliquant la personne humaine ne comportant que des risques et contraintes minimales).

II. Protocole

L'étude a été réalisée du 16 Février 2018 au 17 Aout 2018.

Chaque patient a été équipé de 3 podomètres « FitBit Charge 2 » qui ont été positionnés au poignet, à la hanche et à la cheville du côté inverse de la latéralité du sujet..

Le podomètre de hanche était mis dans une ceinture de course et accroché en regard de l'ombilic, celui du poignet était porté directement par le patient, celui de cheville était positionné à l'aide d'un brassard de course.

Les participants devaient marcher, en se levant d'une chaise à accoudoirs, sans aide, une distance de 30 mètres à leur allure habituelle et en utilisant leur appareil fonctionnel de marche.

Les épreuves étaient filmées à l'aide de caméra avec visage flouté (consentement obtenu). Deux évaluateurs (dont le candidat à cette thèse) comptaient les pas grâce au visionnage de la vidéographie de la marche (les mesures enregistrées par chacun des podomètres ont été recueillies directement à partir de l'écran d'affichage tactile avant et après l'activité de marche alors que le participant était immobile. Un pas était défini par le temps et ensemble des phénomènes compris entre l'appui d'un talon au sol et l'appui du talon controlatéral.

Le choix du modèle Fitbit (marquage CE), est dû aux raisons suivantes : il est considéré comme un des modèles de podomètres les plus précis sur le marché (selon les consommateurs) ; il est utilisé dans la majorité des études traitant du sujet (Park W, et al. 2014 ; Floegel TA, et al. 2017 ; Husted HM, et al. 2017); il est ergonomique et simple à utiliser (écran d'affichage tactile) ; son coût est relativement modéré (159€).

III. Mesures

Avant chaque épreuve, et pour chaque participant, les données physiques et démographiques (âge, sexe, poids, taille, pression artérielle au repos puis au lever à 1 et 3 minutes, traitement médicaux) et biologiques (Hémoglobine, Albumine) ont été recueillies. Une évaluation des fonctions cognitives a été réalisé à l'aide du Mini Mental Test Examination (MMSE) (Folstein, 1975).

Un score de comorbidité a été calculé pour chaque patient (indice de Charlson ajusté à l'âge). L'indice de Charlson représente un score de comorbidité prédictif de survie à 10 ans en fonction de différents critères, ajustés à l'âge (Charlson me., et Al, j chronic dis 1987).

La Short Physical performance Battery (SPPB) a été choisie pour l'évaluation kinésithérapique. La SPPB repose sur la somme des scores sur 3 critères (équilibre, vitesse de marche et test de lever de chaise) permettant d'évaluer la performance physique d'un individu sur la base d'un score allant de 0 à 12. Un score inférieur à 8 est indicateur d'un risque de sarcopénie (Guralnik, J. M., Ferrucci, L., Pieper, C. F., Leveille, S. G., Markides, K. S., Ostir, G. V., et al. 2000).

IV. Critères d'évaluation

Le critère d'évaluation principal était la concordance entre le nombre de pas évalué par le podomètre selon ses différentes positions et le nombre de pas observé sur une distance de 30 mètres (Gold Standard).

V. Analyses statistiques

L'évaluation de la concordance entre le nombre de pas observé et celui mesuré par le podomètre en fonction des différentes positions a été évalué au moyen des coefficients de corrélation intra-classe (CCI).

Les valeurs de CCI supérieures à 0.75 sont interprétées comme excellentes. Pour celles comprises entre 0.40 et 0,75 l'interprétation est moyenne et enfin les valeurs de CCI inférieures à 0.40 sont considérées comme faibles (Floegel TA, 2017).

Pour s'assurer de l'absence de biais de mesure systématique, nous avons eu recours à des graphiques de Bland Altman avec mesure de l'erreur standard (ES).

Réalisation d'une analyse en sous-groupe en fonction de la nature de l'appareillage d'aide à la marche.

Pour toutes les analyses le seuil de significativité alpha utilisé était de 5%.

Les analyses ont été réalisées avec le logiciel Xlstat trial.

Résultats

La population analysée comportait 120 patients.

L'âge de la population étudiée était de 86 ± 5.29 dont 65% de Femmes. Soixante-quatre patients étaient hospitalisés en court séjour gériatrique, 55 patients en service de Soins de suite et de réadaptation gériatrique et un patient en long séjour gériatrique.

Soixante et un patients n'utilisaient aucun appareillage d'aide à la marche, quarante-quatre utilisaient un déambulateur et quinze utilisaient une canne.

Le MMSE moyen (SD) était de $23.7 \pm 3.07 / 30$.

La Short Physical Performance Battery (SPPB) moyenne (SD) était de $5.8 \pm 3.02 / 12$ et l'indice de Charlson de 6.9 ± 2.36 .

Dans l'ensemble de la population, Fitbit Charge 2™ s'est déclenché chez 68 patients (56,67 %) lorsqu'il était placé au poignet, 77 patients (64,16 %) lorsqu'il était placé à la hanche et 111 patients (92,5%) lorsqu'il était placé à la cheville.

Le choix de prendre en compte l'ensembles des données statistiques obtenues a été fait. Elles comprennent celles où le podomètre Fitbit Charge 2™ s'est déclenché ainsi que celles où il ne s'est pas déclenché. Quand les podomètres ne se sont pas déclenchés les résultats statistiques de corrélation sont ininterprétables. Les biais obtenus sont représentés sur les figures 1, 2 et 3 des graphiques de Bland Altman par la série de points.

Quand le podomètre se déclenchait, les CCI ont été calculés.

De plus, le mean absolute percentage error (MAPE) a été calculé. Elle correspond à l'erreur moyenne absolue en pourcentage, c'est une mesure d'erreur relative qui utilise des valeurs absolues pour empêcher que les erreurs positives et négatives s'annulent entre elles à partir de la formule : $\text{mesure du gold standard} - \text{Fitbit Charge 2}^{\text{TM}} \times 100 / \text{gold standard}$. En se basant sur les précédentes études une MAPE de $\pm 3\%$ est acceptable.

Ces résultats sont présentés dans le **tableau 1**.

Au poignet, le Fitbit Charge 2™ a sous-estimé de façon significative les pas calculés de -75,67 pas ($t = -12,82$; $p < 0,0001$). Le MAPE= 71%. La précision est faible ($r = -0,68$; $p < 0,001$).

Au niveau de la hanche, le Fitbit Charge 2™ a sous-estimé de manière significative les pas calculés de -65,23 pas ($t = -10,27$; $p < 0,0001$). Le MAPE= 61%. La précision est faible ($r = -0,63$; $p < 0,001$).

À la cheville, le Fitbit Charge 2™ a sous-estimé de façon significative les pas calculés de - 20,53 pas (t = -4,89 ; p <0,0001). Le MAPE= 19%. La précision est modérée (r = -0,6 ; p<0,001).

Tableau 1 CCI et MAPE pour chaque localisation corporelle. Ainsi le comptage du nombre de pas à la cheville en comparaison du gold standard apparait meilleur. La cheville apparait comme supérieure au poignet et la hanche en précision de calcul de pas avec un CCI de 0.6 et un p < 0.0001. Il représente le seul CCI avec une valeur jugée comme suffisante.

Localisation	Déclenchement % (N)	Gold standard mesures ± ES	Podomètre mesures ± ES	Paired t-test (t; p)	CCI; p	Mape %
Poignet	56,67 (68)	106,23 ± 48,23	30,26 ± 32,18	0,6 ; 0,005	-0,68 ; < 0,001	71%
Hanche	64,16 (74)	106,23 ± 48,23	40,99 ± 39,83	0,6 ; 0,009	-0,63 ; < 0,001	61%
Cheville	111 (92,5)	106,23 ± 48,23	85,69± 45,21	2,48 ; <0,0001	0,6 ; < 0,0001	19%

Les **figures 1** (localisation du port du podomètre à la hanche), **2** (localisation du port de podomètre au poignet) et **3** (localisation du port du podomètre à la cheville) représentent le nombre de pas compté et le nombre de pas calculé par le podomètre, pour chaque patient selon la méthode Bland Altman selon les différentes localisations corporelles du port du podomètre.

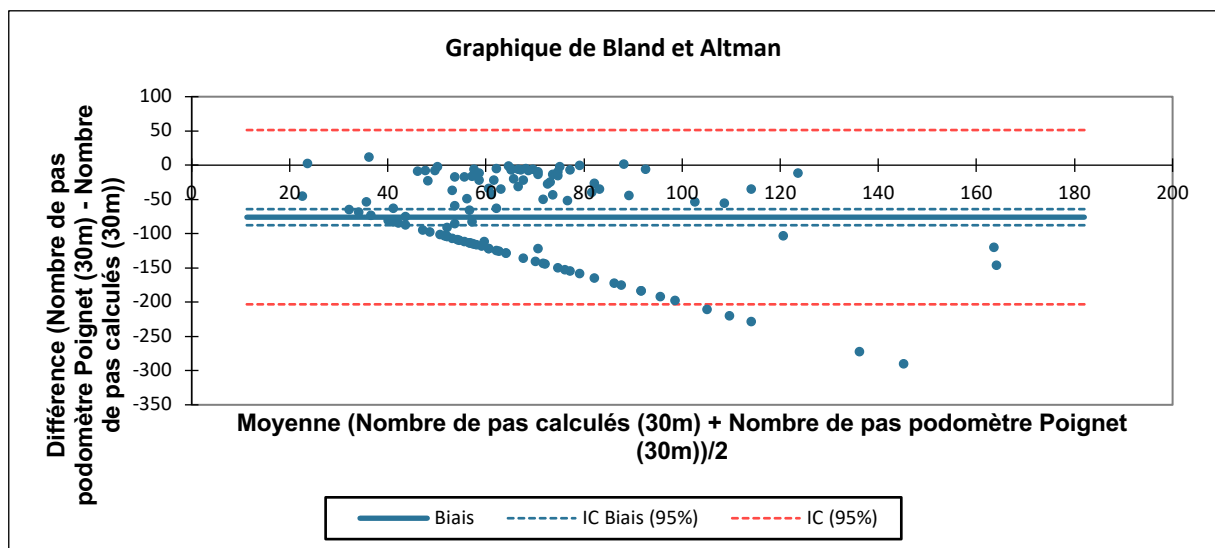


Figure 1. Graphique de Bland Altman pour le port du podomètre au poignet. Les données représentées par l'ensemble des points sous la ligne en abscisse en caractère gras représente les fois où le podomètre ne s'est pas déclenché.

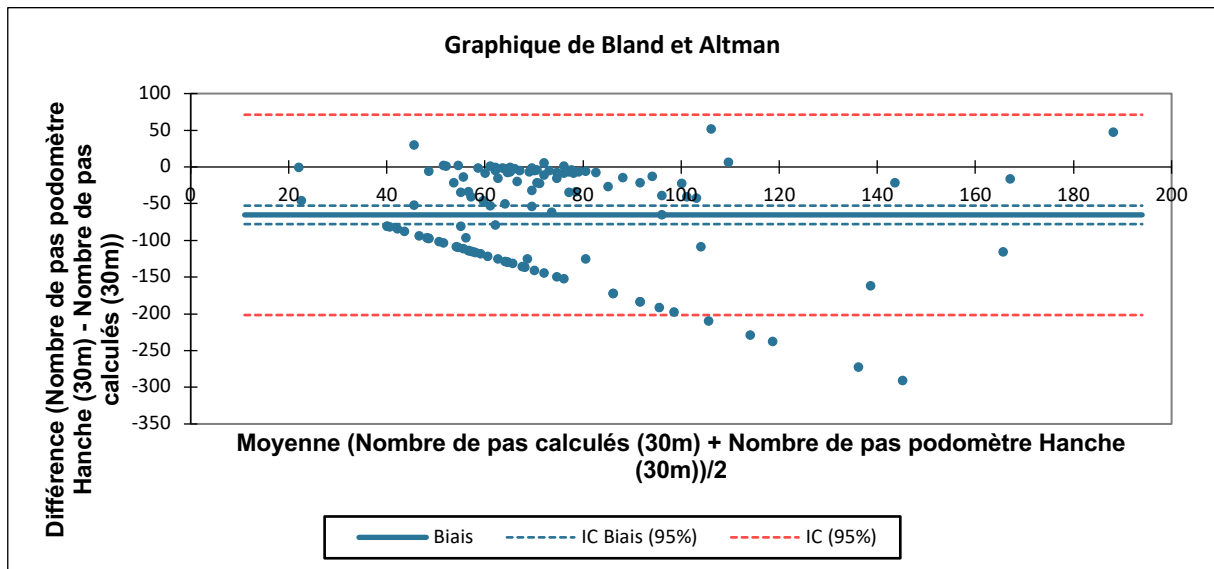


Figure 2. Graphique de Bland Altman pour le port du podomètre à la hanche.

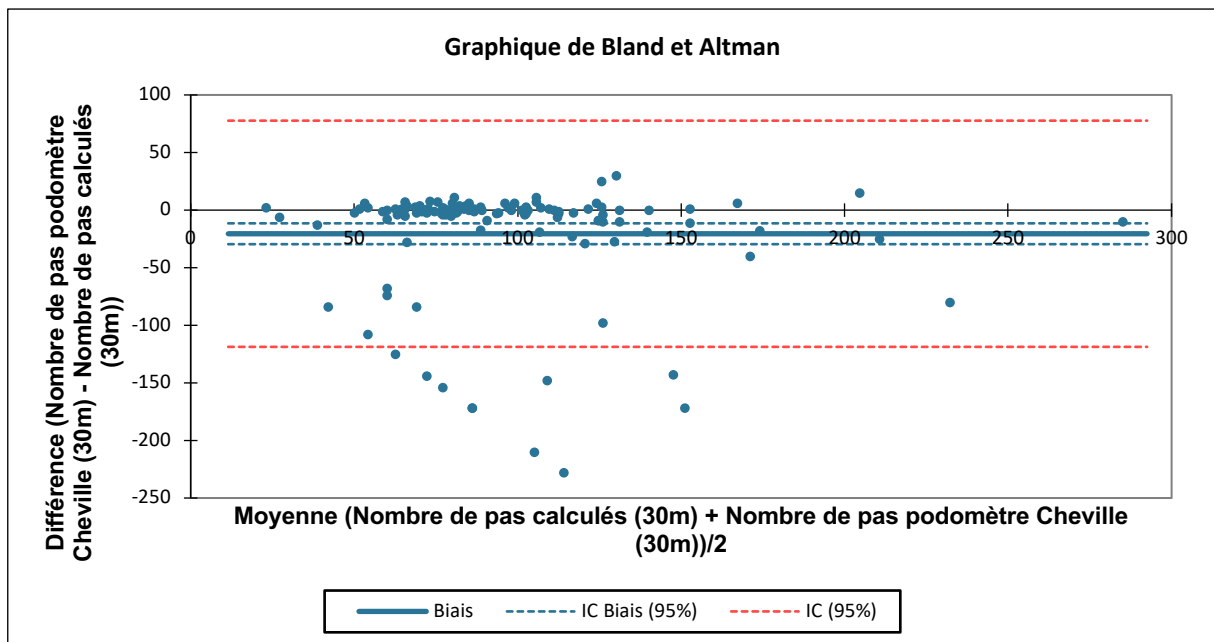


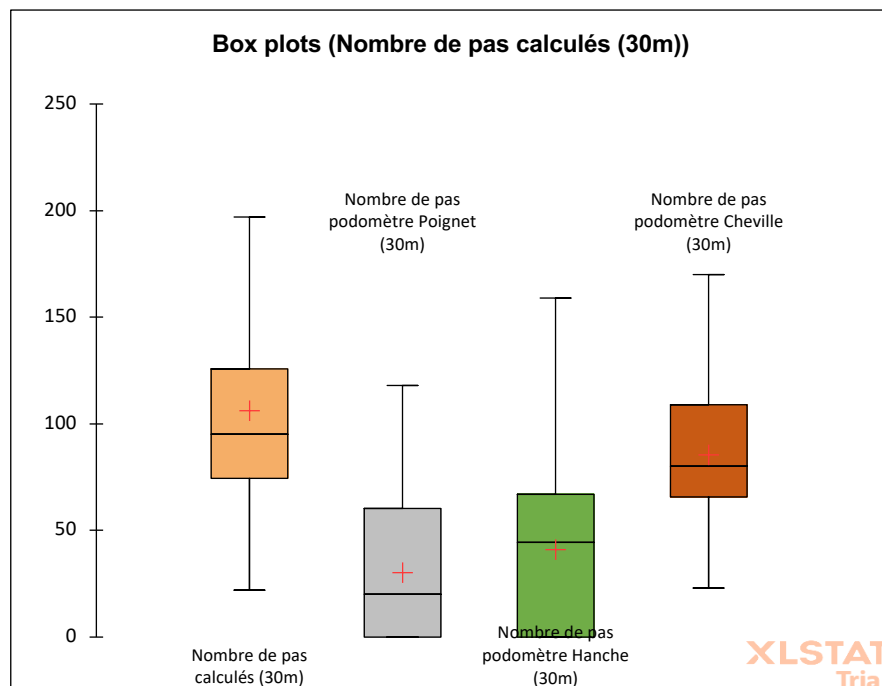
Figure 3. Graphique de Bland Altman pour le port du podomètre à la cheville.

Le podomètre du poignet objective un biais de mesure de -75,97 pas [-203,22, 51,28], ($p < 0.0001$; ES = 64,92). Celui de hanche retrouve un biais de -65,23 pas [-75,82, -52,65] ($p < 0.0001$; ES = 69,61) et celui de cheville un biais de -20,53 pas [-29,59, 11,48] ($p < 0,001$; ES = 50,12).

Tableau 2. Illustration des résultats et biais de mesure au moyen de la méthode Bland Altman en fonction des différentes localisations corporelle du port du podomètre.

Localisation	Biais \pm erreur standard (ES)	\pm IC biais 95%	Limite basse	Limite haute
Bland atman poignet	-75,97 \pm 64,92	-87,70 ; -64,231	-203,21	51,28
Bland alman hanche	-65,23 \pm 69,61	-75,82 ; -52,65	-75,82	-52,65
Bland altman cheville	-20,53 \pm 50,12	-29,59 ; 11,48	-118,74	77,67

Les box plots de la **figure 2** sont une autre modalité d'expression des résultats en fonction du test de fisher.



La moyenne des pas mesurés est représentée par une croix en fonction des différentes localisations corporelle du port du podomètre. La médiane est représentée par le trait situé dans la box. Les largeurs supérieures et inférieures du rectangle représentent le 1^{er} et le 3^{ème} quartiles. Quant à la longueur des moustaches, elle correspond à la dispersion des valeurs mesurées.

La première box orange clair à gauche est le nombre de pas observé (gold standard). La seconde box de la couleur grise correspond à la mesure du poignet, la hanche est représentée par la 3^{ème} box de couleur verte et enfin la cheville par la dernière box de couleur orange-foncé.

On note qu'un seul site à une précision suffisamment proche du gold standard et il correspond à la cheville.

Analyse en sous-groupe en fonction de l'appareillage utilisé.

Le **tableau 2** représente les CCI en fonction de la localisation corporelle de port et de l'appareillage utilisé.

Tableau 2. CCI par type d'appareillage en fonction de la localisation corporelle de port.

	<i>Poignet (120)</i>	<i>Hanche (120)</i>	<i>Cheville (120)</i>
Aucun (n= 61)	0.03 (p = 0,903)	0.26 (p = 0.240)	0.99 (p < 0.0001)
Canne (n= 15)	-0.27 (p = 0.664)	0.58 (p = 0.120)	0.53 (p = 0.169)
Déambulateur (n=44)	0.22 (p = 0.429)	-0.16 (p = 0.637)	0.49 (p = 0.031)

Les CCI de la cheville restent les plus élevés mais ils diminuent lors de l'utilisation de cannes et d'avantage avec un déambulateur.

Les **figures 3** (patients sans aide), **4** (patients équipés de canne) et **5** (patients équipés de déambulateur) représentent le nombre de pas compté et le nombre de pas calculé par le podomètre, pour chaque patient selon la méthode Bland Altman et selon l'appareillage ou non utilisé selon les différentes localisations corporelles du port du podomètre.

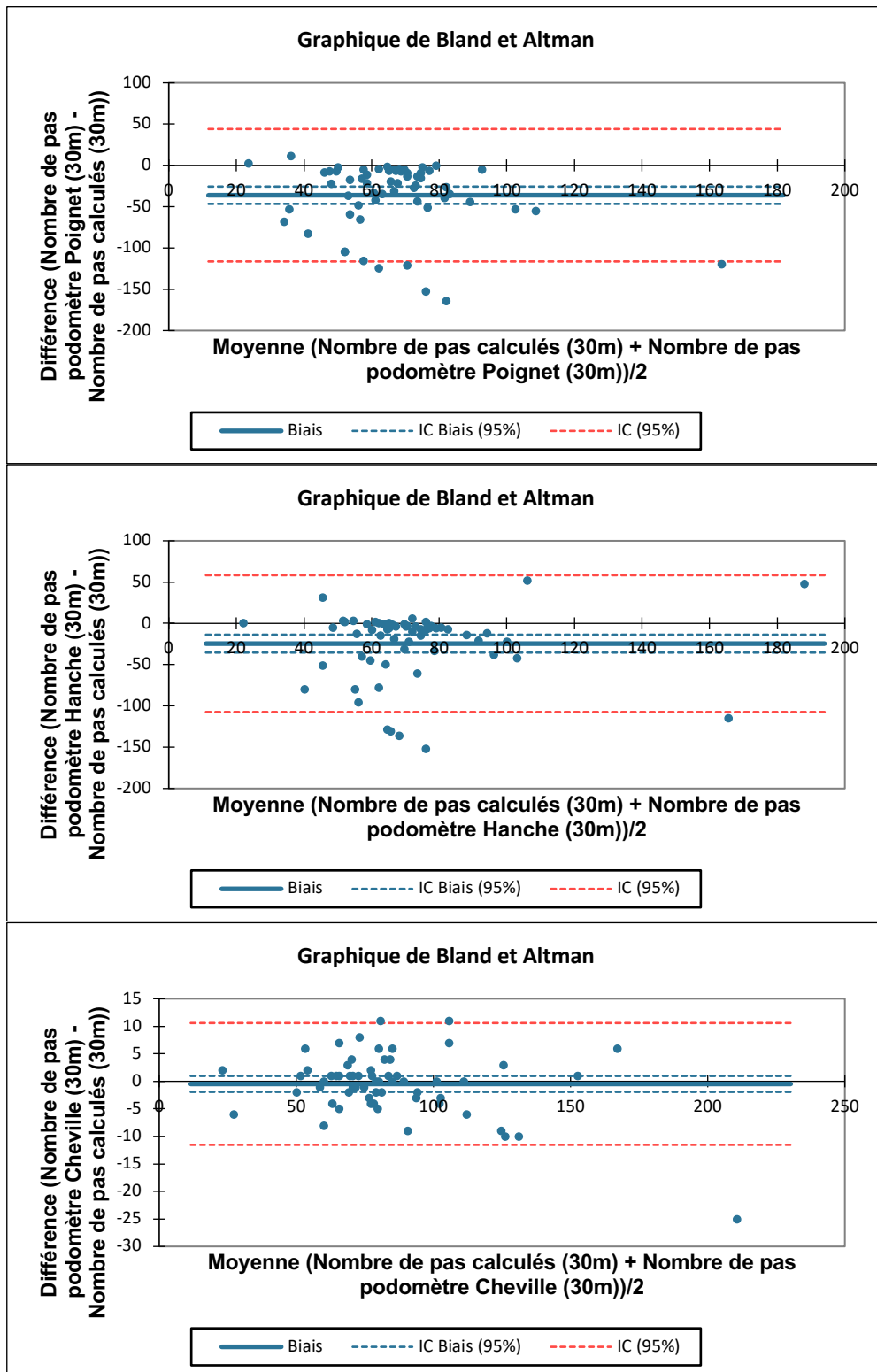


Figure 3. Graphique de Bland Altman pour les patients sans appareillage d'aide à la marche en fonction des différentes localisations corporelles du podomètre.

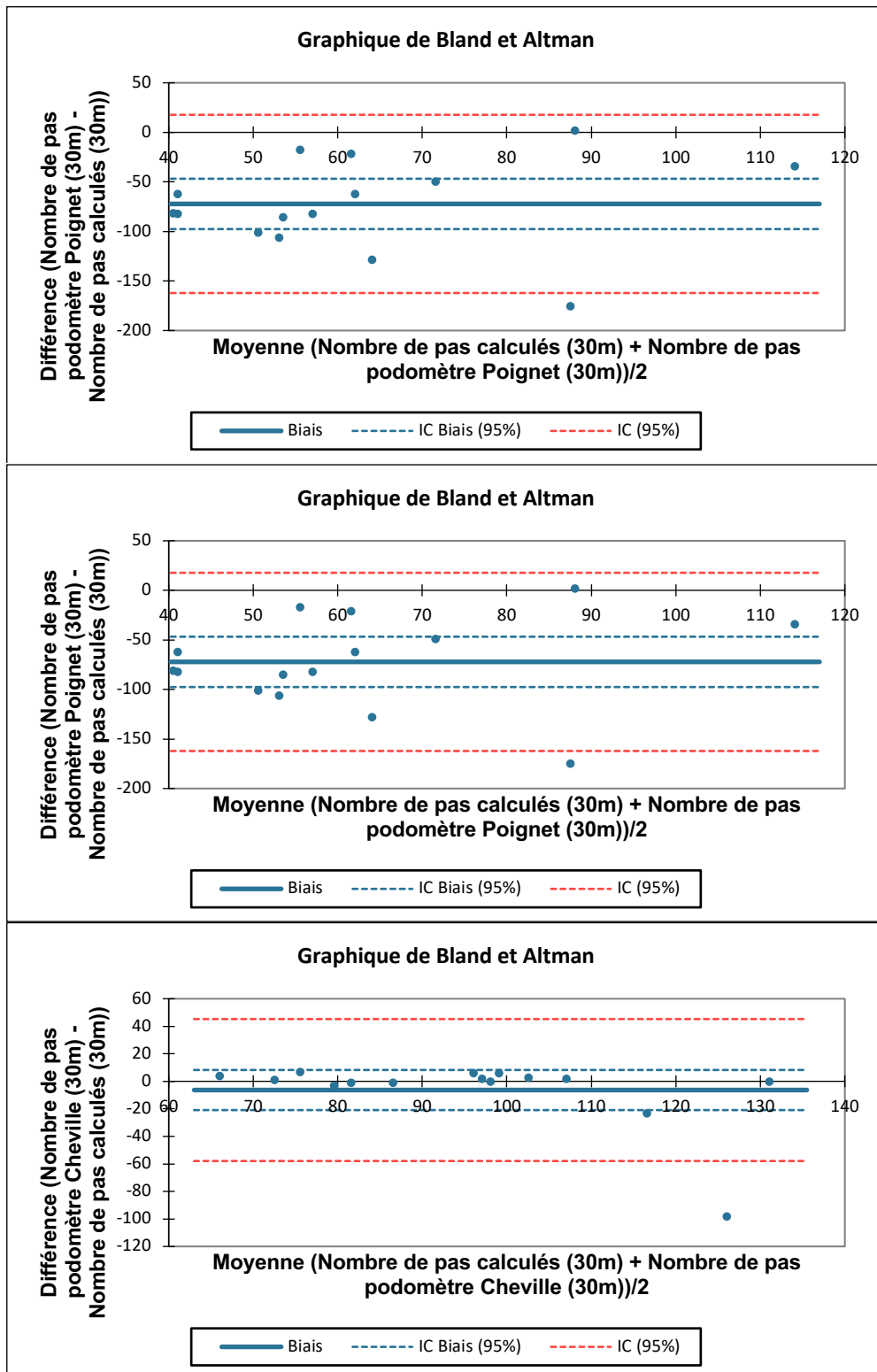


Figure 4. Graphiques de Bland Altman pour les patients équipés de canne en fonction des différentes localisations corporelles du podomètre.

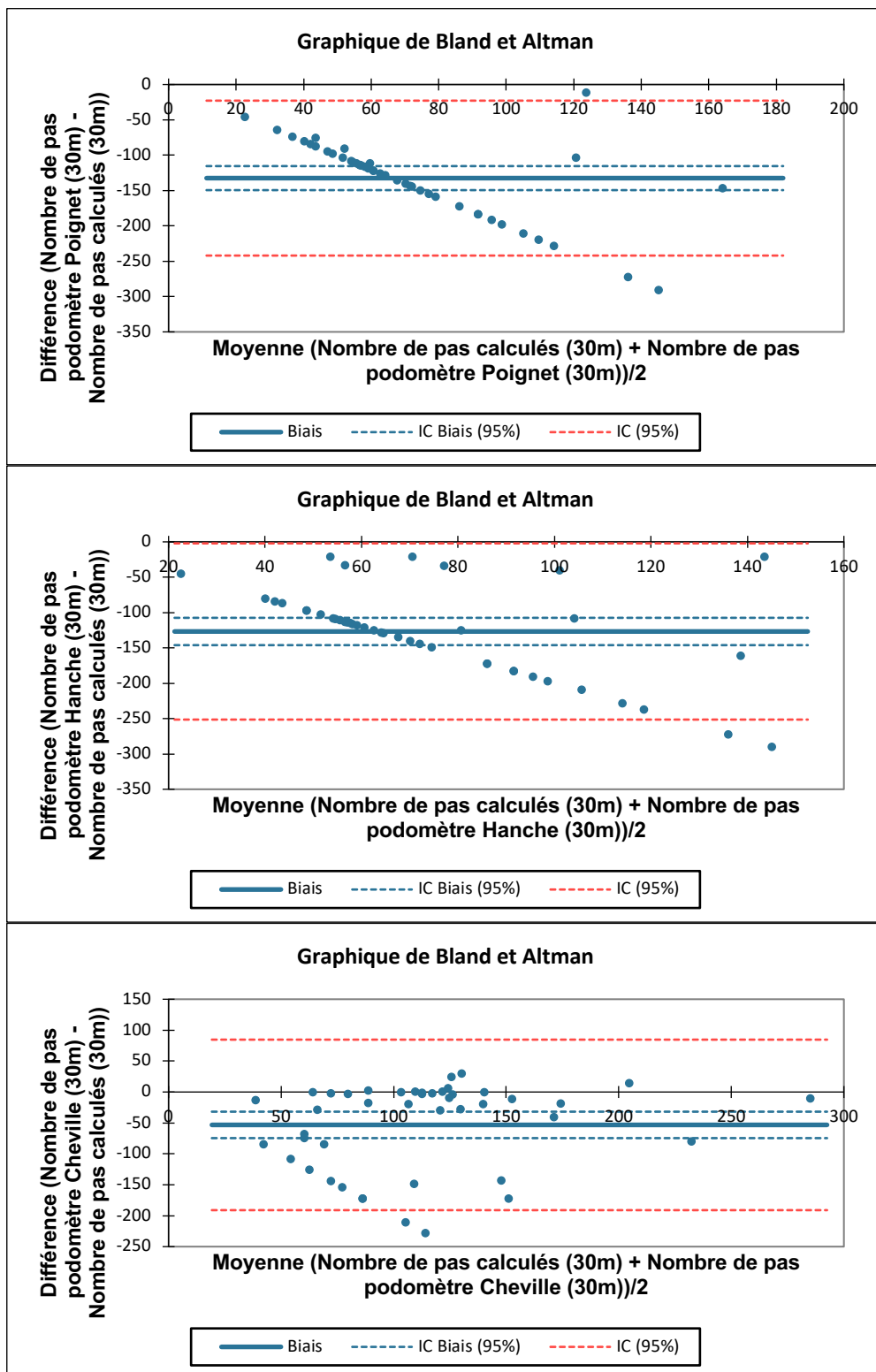


Figure 5. Graphiques de Bland Altman pour les sujets équipés de déambulateur.

Discussion

Le podomètre sous estime de façon significative le nombre de pas calculés au poignet ($t = 0,6$; $p < 0,005$), à la hanche et à la cheville.

Le MAPE du poignet est de 71%, de 61% à la hanche et de 19% à la cheville. La cheville apparaît comme la localisation corporelle avec la plus grande précision et le moins d'erreur pour le comptage

De même, les CCI indiquent que le nombre de pas mesuré par le podomètre est valide pour un port à la cheville mais ne l'est pas pour le poignet (CCI = - 0,68) et la hanche (CCI = - 0,63) ces résultats peuvent être expliqués par le fait que les amplitudes articulaires sont diminuées chez les patients très âgés et que les pas ne sont pas mesurés (Ehrler F, et al. 2016). De plus, les podomètres sont moins fiables lorsque la fréquence des pas varie et que la vitesse est lente, ce qui est le cas de notre population étudiée souffrant de troubles cognitifs.

Le port du podomètre à la hanche et au poignet n'est pas fiable pour le comptage à 30 mètres avec un CCI < 0.4

Les résultats de cette étude concordent avec ceux de l'étude de Floegel et al. (Floegel TA, et al. 2017) où le port du podomètre à la cheville a obtenu la meilleure précision. Cependant, dans l'étude de Floegel (Floegel TA et al. 2017) on note un degré de concordance de leur podomètre et le Gold Standard supérieur à celui relevé dans notre étude avec des CCI de l'ordre de 0.9 (ET). Cette différence est possiblement due à des différences entre les populations étudiées. Le comptage des pas lors d'un port à la hanche et au poignet n'est pas fiable. Ces résultats sont différents des précédentes études menées (Park W, et al. 2014 ; Ehrler F L. C. et al. 2016). L'explication avancée par Floegel (Floegel TA et al. 2017) réside dans les différences d'algorithme de calcul entre chaque type de podomètre même portée à la même position. De plus, la différence de population pourrait être également expliquer la différence de nos résultats. Ainsi, dans notre population de sujet âgé poly-pathologique, la diminution du ballant des bras ainsi que de la mobilité des hanches à la marche sont souvent diminuées entraînant une diminution de la vitesse de marche ce qui a pu fausser les données du podomètre.

I. Forces de l'étude

Cette étude, est à notre connaissance la première en la matière qui étudie la validité des podomètres dans une population de sujets âgés poly-pathologiques et fragiles.

De plus, l'échantillon est large (120 patients).

II. Limites de l'étude

Le limite de notre étude, réside dans le fait qu'elle soit dans une population sélectionnée, ce qui entraîne une limite à la généralisation des résultats.

Conclusion

La possibilité d'utiliser le podomètre dans le comptage des pas chez les personnes âgées, pourrait présenter plusieurs avantages. Il pourrait se présenter comme un outil de surveillance simple de leur activité physique, ainsi que d'un support leur permettant l'amélioration de leur activité physique. Il pourrait présenter l'avantage de mettre en évidence une éventuelle diminution de l'activité physique au cours d'une perte d'autonomie, et ainsi de pouvoir avoir une prise en charge rapide de celle-ci.

L'utilisation du podomètre pour le comptage des pas, est fiable sur 30 mètres, lorsqu'il est porté à la cheville. Cependant il n'existe pas à ce jour sur le marché un modèle adapté à cette localisation corporelle.

La création de ce genre de podomètre ou de semelles pouvant compter les pas pourrait ainsi permettre dans un futur, l'utilisation de cette technologie comme outil dans le dépistage et la prévention de la perte d'autonomie des personnes âgées et de monitoring de l'activité physique.

Bibliographie

1. Baskerville R, R.-C. I. (2017, May). Impact of accelerometer and pedometer use on physical activity and glycaemic control in people with Type 2 diabetes: a systematic review and meta-analysis. *Diabet Med*, 34, 612-620.
2. Bergman H, F. L. (2007) Frailty : an emerging research and clinical paradigm--issues and controversies. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* ;62:731–7.
3. Bravata DM, S.-S. C. (2007). Using Pedometers to Increase Physical Activity and Improve Health A Systematic Review . *JAMA*, 298, 2296-2304.
4. Chang J.T, M. S. (2004). Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta-analysis of randomised clinical trials. *BMJ*, 328.
5. Chapman SB, Aslan S, Spence JS, Defina LF, Keebler MW, Didehbani N, et al. Shorter term aerobic exercise improves brain, cognition, and cardiovascular fitness in aging. *Front Aging Neurosci* 2013;5:75.
6. Dantoine T, P. I. (2016). Études médico-économiques et chutes graves du sujet âgé : quelle évaluation pour les nouvelles technologies appliquées à la prévention? Réflexions à partir de l'exemple des systèmes de Détection Systématique par Caméra Vidéo. Limoges, France.
7. Dasgupta K, R. E. (2014). Step Monitoring to improve arterial health (SMARTER) through step count prescription in type 2 diabetes and hypertension: trial design and methods. . *Cardiovasc Diabetol* , 13.
8. De Cock AM, F. E. (2017, June). Gait characteristics under different walking conditions: Association with the presence of cognitive impairment in community-dwelling older people . 12.
9. Duron E, B. M. (2013). Capacity to consent to biomedical research's evaluation among older cognitively impaired patients. A study to validate the University of California Brief Assessment of Capacity to Consent questionnaire in French among older cognitively impaired patients. *J Nutr Health Aging* , 17, 385-389.
10. Ehrler F, L. C. (2016). Positioning Commercial Pedometers to Measure Activity of Older Adults with Slow Gait: At the Wrist or at the Waist? *Stud Health Technol Inform*, 221, 18-22.
11. Ehrler F, W. C. (2016, Oct). Influence of Pedometer Position on Pedometer Accuracy at Various Walking Speeds: A Comparative Study. *J Med Internet Res*, 18.
12. Wendel-Vos GC. (2004). Physical activity and stroke. A meta-analysis of observational data. *Int J Epidemiol*, 33 : 787-798.

13. Fasano A, P. M. (2012). The neurobiology of falls. *Neurol Sci*, 33, 1215- 1223.
14. Floegel TA, F.-P. A. (2017). Validation of Consumer-Based Hip and Wrist Activity Monitors in Older Adults With Varied Ambulatory Abilities . *Journals of Gerontology*, 72, 229-236.
15. Furlanetto KC, B. G. (2010). Step counting and energy expenditure estimation in patients with chronic obstructive pulmonary disease and healthy elderly: accuracy of 2 motion sensors. . *Arch Phys Med Rehabil*, 91, 261-267.
16. Fried LP, Tangen CM, Walston J, Newman AB, Hirsch C, Gottdie- ner J, et al. Frailty in older adults: evidence for a phenotype. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2001;56:146–56.
17. Greene E, C. C. (2001, Oct). Recurrent falls are associated with increased length of stay in elderly psychiatric inpatients. *Int J Geriatr Psychiatry.*, 16, 965-8.
18. Husted HM, L. T. (2017, Jan). The Accuracy of Pedometers in Measuring Walking Steps on a Treadmill in College Students. . *Int J Exerc Sci*, 10, 146-153.
19. Kawagoshi A, K. N. (2015). Effects of low-intensity exercise and home- based pulmonary rehabilitation with pedometer feedback on physical activity in elderly patients with chronic obstructive pulmonary disease. . *Respir Med*, 109, 364-371.
20. Lauritzen J, M. A. (2013). The Usefulness of Activity Trackers in Elderly with Reduced Mobility: A Case Study. *Stud Health Technol Inform*, 192, 759-62.
21. Lautenschlager NT (2008). Effect of physical activity on cognitive function in older adults at risk for Alzheimer disease: a randomized trial. *JAMA*, 300(9):1027-37.
22. Martin JB, K. K. (2012). Pedometer accuracy in slow walking older adults. *Int. J. Ther. Rehabil* , 19, 387–393.
23. McMurdo ME, M. A. (2000). A randomized controlled trial of fall prevention strategies in old peoples' homes. . *Gerontology*, 46, 83-6.
24. Melanson EL, K. J. (2004). Commercially available pedometers: considerations for accurate step counting Author links open overlay panel. *Preventive Medicine* , 39, 361- 368.
25. Netz Y, W. M. (2005). Physical activity and psychological well- being in advanced age: a meta-analysis of intervention studies. *Psychology Aging*, 20 : 272-284.
26. Park W, J. V. (2014, June). Effect of walking speed and placement position interactions in determining the accuracy of various newer pedometers . *Journal of Exercise Science & Fitness* , 12, 31-37.
27. Pasco JA, W. L. (2011) Habitual physi- cal activity and the risk for depressive and anxiety disorders among older men and women. *Int Psychogeriatrics*, 23 : 292-298.




28. Pirker W, K. R. (2017, Feb). Gait disorders in adults and the elderly : A clinical guide. *Wien Klin Wochenschr*, 129, 81-95.
29. Rolland Y (2011). Frailty in older population: a brief position paper from the French society of geriatrics and gerontology. *Geriatr Psychol Neuropsychiatr Vieil*. 1;9(4):387-390.
30. Rosenberg IH (1997). Sarcopenia: origins and clinical relevance. *J Nutr* ;127:990S-991S.
31. SFGG-HAS. (2009). Évaluation et prise en charge des personnes âgées faisant des chutes répétées.
32. Tinetti ME, D. J. (1995, Nov). Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community. *J Am Geriatr Soc*, 43, 1214-21.
33. Tricco AC, T. S. (2017, Nov). Comparisons of Interventions for Preventing Falls in Older Adults: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA*, 318, 1687-1699.
34. Tudor-Locke. (2002). Taking steps toward increased physical activity: Using pedometers to measure and motivate. *Pres. Counc. Phys. Fit. Sport. Res. Dig*.
35. Wahlich C, B. C. (2017, Nov). "You started something ... then I continued by myself": a qualitative study of physical activity maintenance. *Prim Health Care Res Dev*, 18, 574 - 590.

Annexes

Annexe 1. Formulaire UBACC.

1- Quel est l'objectif de l'étude qu'on vient de vous décrire ?	
Comparer l'efficacité du podomètre pour le calcul de pas	2
Autre	0 ; 1
2- Qu'est ce qui fait que vous êtes d'accord pour participer à cette étude ?	
Aider les autres, la recherche	2
Autre	0 ; 1
3- Pensez-vous qu'il s'agit d'abord d'une recherche ou d'un traitement ?	
Une recherche	2
Autre	0 ; 1
4- Pensez-vous que vous êtes obligé de participer à cette étude si vous ne le désirez pas ?	
Non	2
Autre	0 ; 1
5- Si vous vous retirez de cette étude, pourriez-vous alors recevoir le traitement habituel ?	
Oui	2
Autre	0 ; 1
6- Si vous participez à cette étude, quelles sont les choses que vous aurez à faire ?	
Marcher 10 mètres	2
Autre	0 ; 1
7- Merci de me dire quels sont les risques ou inconforts que les patients peuvent avoir en étant dans cette étude ?	
Risque de tomber	2
Autre	0 ; 1
8- Merci de me dire les bénéfices possibles de cette étude ?	
Aucun bénéfice personnel. Bénéfice pour la recherche	2
Autre	0 ; 1
9- Serait-il possible que le fait d'être dans cette étude n'ait pas de bénéfices pour vous ?	
Oui	2
Autre	0 ; 1
10- Qui paiera vos soins médicaux, si vous aviez un problème du fait de votre participation à l'étude ?	
L'assurance de l'étude, l'institution, l'hôpital	2
Autre	0 ; 1

La Short Physical Performance Battery (SPPB)

lever de chaise : temps réalisé pour se lever 5 fois d' une chaise sans s' aider des mains Stopper le test si le patient s' aide des mains ou dépasse la minute.		0 = impossible 1 = > 16.7 sec 2= 16,6 – 13,7 sec 3 = 13,6 – 11,2 sec 4 = < 11.1 sec
Equilibre : rester 10 secondes dans chacune de ces 3 positions		0 = pieds joints impossible ou < 10 sec 1 = pieds joints 10 sec et semi-tandem < 10 sec 2 = semi-tandem 10 sec, tandem 0-2 sec 3 = semi-tandem 10 sec, tandem 3-9 sec 4 = tandem 10 sec
pieds joints		
semi-tandem		
tandem		
Vitesse de marche sur 4 mètres		0 = impossible 1 = > 9,3 sec (< 0,43 m/sec) 2 = 6,7 – 9,2 sec (0,44-0,60 m/s) 3 = 5,2 – 6,7 sec (0.61-0.77 m/sec) 4 = < 5.1 sec (> 0.78 m/sec)

- **SPPB 0-6 Faible performance**
 - **SPPB 7-9 Performances intermédiaires**
 - **SPPB 10-12 Haute performance**
- SPPB score seuil > 8**

Guralnik JM, J Gérontol, 2000

Titre en français : Validation de l'utilisation du podomètre « FitBit Charge 2 » pour le comptage des pas, chez le sujet âgé polypathologique, pouvant marcher 30 mètres, avec et sans appareillage à la marche. Projet d'une généralisation éventuelle des résultats en médecine de ville pour le monitoring de l'activité physique.

Résumé :

Introduction : Dans la population gériatrique, les chutes sont un problème récurrent et ont des conséquences lourdes. Adopter un mode vie plus actif et moins sédentaire, avec une activité physique régulière, permet la prévention de ces chutes. Cependant, aucun outil n'est validé pour ce suivi. L'objectif de cette thèse a été d'étudier la validité d'un podomètre dans le comptage des pas dans une population gériatrique.

Méthode : La population a été recrutée prospectivement à l'APHP à l'hôpital de Paul brousse, dans les services de gériatrie. Constituée de 120 patients, d'âge >70 ans (MMSE>20/30 UBACC>12) ayant la capacité de marcher 30 mètres et ayant atteint les objectifs de rééducation fixés par les kinésithérapeutes. L'utilisation de 3 podomètres « Fitbit Charge 2 » portés sur 3 sites corporelles différents (poignet, hanche, cheville) a été évalué.

Le nombre de pas calculé par le podomètre a été comparé à celui relevé par 2 observateurs (gold standard) grâce à une vidéographie. Des calculs de coefficients de corrélation intra-classe ont été réalisés. Pour une valeur de coefficient de corrélation intra-classe > 0.4, la concordance a été considérée comme satisfaisante.

Résultats : Les coefficients de coefficients de corrélation intra-classe calculés étaient de - 0.68 pour le poignet (erreur standard (ES) de 64,92), de -0.63 pour la hanche (ES= 69,61) et de 0.6 pour la cheville (ES= 50,12). Un biais de mesure du podomètre de poignet de -75.67 pas, celui de la hanche de -65,23 pas et de la cheville de -20.53 pas a été observé.

Conclusion : L'utilisation du podomètre porté à la cheville est suffisamment précis pour le comptage de pas dans cette population, mais il est jugé comme insuffisant lors d'un port à la hanche ou au poignet.

Mots clés : télémesure, activité physique, instrumentatlisation

Jerémy Garcia

Directrice de Thèse Pr Duron Emmanuelle