



**Université
de Limoges**

Thèse de doctorat

Université de Limoges

ED 615 - Sciences Biologiques et Santé (SBS)

HAVAE EA 6310

Thèse pour obtenir le grade de
Docteur de l'Université de Limoges
Sciences biologiques et en santé

Présentée et soutenue par
Maxence COMPAGNAT

Le 29 septembre 2020

**Estimation de la sollicitation énergétique des patients AVC en
situation réelle de vie**

Thèse dirigée par Jean Christophe DAVIET et Stéphane MANDIGOUT

JURY :

Président du jury

M. Jean Yves SALLE, Professeur, CHU de Limoges

Rapporteurs

M. Alain YELNIK, Professeur, Hôpital Fernand Widal GH Lariboisière F Widal

Mme. Isabelle BONAN, Professeur, CHU de Rennes

Examineurs

M. Jean Christophe DAVIET, Professeur, CHU de Limoges

M. Stéphane MANDIGOUT, Enseignant Chercheur, Université de Limoges

Invités

M. Laurent BOUYER, Professeur, Université de Laval, Canada



Dédicace

Rien n'est jamais perdu tant qu'il reste quelque chose à trouver

Pierre Dac

Remerciements

A mes directeurs de thèse

Monsieur le Professeur Jean Christophe DAVIET

Qui m'a encadré sur ce travail et tous les autres travaux que j'ai réalisés au cours de mon parcours. Merci pour votre disponibilité, votre écoute et votre franchise indispensable pour progresser.

Veillez trouver ici le témoignage de ma reconnaissance et de mon respect.

Monsieur Stéphane MANDIGOUT,

Qui m'a accompagné et guidé dans mes travaux. Votre expertise m'a apporté une aide précieuse pour avancer et finaliser cette étude. Je vous remercie pour votre gentillesse et votre disponibilité.

A Monsieur le Professeur Jean Yves SALLE

Je vous remercie pour votre soutien tout au long de mon parcours. C'est pour moi un honneur d'évoluer à vos côtés. Recevez Monsieur l'expression de mon profond respect.

A mes juges,

Monsieur le Professeur Alain YELNIK,

C'est pour moi un très grand honneur de vous avoir parmi le jury de ma thèse de doctorat. Recevez Monsieur l'expression de ma grande reconnaissance.

Madame le Professeur Isabelle BONAN ,

Vous me faites l'honneur d'être membre de mon jury de thèse. Recevez Madame l'expression de ma profonde reconnaissance.

Monsieur le Professeur Laurent BOUYER ,

C'est un très grand bonheur de vous avoir parmi mon jury de thèse. Je vous exprime ma grande reconnaissance et l'espoir d'une collaboration durable.

Aux membres du laboratoire HAVAE,

Vous m'avez chaleureusement accueilli dans votre équipe depuis novembre 2016. Durant ces 4 années à vos côtés vous m'avez encouragé à poursuivre mes projets dans le sérieux et la bonne humeur. Je vous adresse ma grande reconnaissance.

A Laura ma chérie qui a vécu ce parcours de l'intérieur. Tu m'as soutenu dans les moments difficiles et permis de maintenir le cap malgré les difficultés. Ces quelques mots sont l'occasion de t'exprimer autrement mon immense reconnaissance pour tout ce que tu fais pour moi et le bonheur que me procure la vie à tes côtés. Tu auras toujours mon amour.

Droits d'auteurs

Cette création est mise à disposition selon le Contrat :

« **Attribution-Pas d'Utilisation Commerciale-Pas de modification 3.0 France** »

disponible en ligne : <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/fr/>



Table des matières

Remerciements	3
Droits d'auteurs	5
Table des matières	6
Table des illustrations	8
Table des tableaux	9
A. Introduction	10
B. Rappels Généraux	12
1 L'Accident Vasculaire Cérébral	12
1.1 Définition	12
1.2 Prévalence et incidence de l'AVC	12
1.3 Le patient AVC : une personne multi-déficiente	12
1.4 Les autres déficiences	14
1.5 Synthèse des généralités sur l'AVC	16
2 Généralités sur l'activité physique, les comportements sédentaires	16
2.1 Définitions des comportements sédentaires et de l'AP	16
2.2 Niveau de sédentarité des individus AVC	17
2.3 Niveau d'activité physique des individus AVC	17
2.4 Quels types d'activités physiques prédominent chez les individus AVC ?	18
2.5 Synthèse sur le niveau d'AP et de sédentarité des individus AVC	19
3 La sollicitation énergétique	19
3.1 Définition de la sollicitation énergétique	19
3.2 Les différentes sources de dépense énergétique	20
3.3 Économie de mouvement	22
C. Problématique : estimation de la sollicitation énergétique des individus AVC en situation réelle de vie	24
1 Positionnement de la problématique dans la prise en charge des individus AVC	24
1.1 Conséquences de l'inactivité physique et des comportements sédentaires pour les individus AVC	24
1.2 Bénéfices de l'activité physique pour les individus AVC	25
1.3 Recommandations dans le domaine de l'AP	27
1.4 Nécessité d'évaluer le niveau d'AP en situation réelle de vie.	29
1.5 Pourquoi utiliser la sollicitation énergétique pour évaluer le niveau d'activité physique des individus AVC ?	30
2 Méthode de mesure de la sollicitation énergétique.	30
3 Les méthodes d'estimation de la sollicitation énergétique en situation réelle de vie chez les individus AVC.	31
3.1 La calorimétrie indirecte	31
3.2 Les auto-questionnaires d'activité physique	32
3.3 Les moniteurs portatifs d'activité physique	34
3.4 Autres méthodes d'estimation de la sollicitation énergétique	42
3.5 Synthèse sur les méthodes d'estimation de la dépense énergétique :	43
4 Synthèse de la problématique	44
4.1 Objectif principal	44
4.2 Premier objectif opérationnel :	45

4.3	Deuxième objectif opérationnel :	45
4.4	Troisième objectif opérationnel :	46
4.5	Quatrième objectif opérationnel :	47
4.6	Cinquième objectif opérationnel :	47
D.	Travaux :	49
1	Article 1 :	49
2	Article 2	57
3	Article 3	66
4	Article 4	73
5	Article 5	77
E.	Discussion	83
1	Facteurs explicatifs du défaut de validité des méthodes d'estimation de la sollicitation énergétique	83
1.1	Les moniteurs portatifs d'activité physique	83
1.2	Le compendium d'activité physique	92
2	Implications pour la recherche	93
3	Implications pour la pratique clinique	94
4	Limites	95
F.	Conclusion	97
	Références bibliographiques	98
	Annexes	108
	Annexe 1 : Index de motricité de Demeurisse	109
	Annexe 2 : Echelle de Ashworth modifiée	111
	Annexe 3 : Index de Barthel	112
	Annexe 4 : Functional Ambulation Classification	113
	Annexe 5 : Moniteurs portatifs d'Activité Physique utilisés	114

Table des illustrations

Figure 1 : illustration du fonctionnement d'une chambre calorimétrique (calorimétrie directe)	31
Figure 2 : Metamax3b (Cortex, Leipzig, Germany)	32
Figure 3 : Mécanisme d'un podomètre piézo électrique.....	34
Figure 4 : Pourcentages d'erreur entre le nombre de pas estimés et mesurés par enregistrement vidéo. Figure issue de l'étude de Carroll et al 2012 (111).....	35
Figure 5 : Exemples d'accéléromètres tri axiaux. A droite l'ActigraphGT3x ; à gauche l'Actical	36
Figure 6 : Représentation de la distribution vectorielle d'un accéléromètre tri axial. On note le calcul du vecteur moyen de magnitude (OP).	37
Figure 7 : Illustration de l'écart d'estimation de la DE entre l'ActigraphGT3x et la mesure par échanges gazeux respiratoire en fonction du type d'activité.	40
Figure 8 : Sensewear Armband.....	41
Figure 9 : Composants d'une centrale inertielle	42
Figure 10 : Représentation de la régression binomiale exprimant les activity counts en fonction des intensités d'effort selon l'étude de Serra et al 2016 (145).....	88

Table des tableaux

Tableau 1 : Niveau de sédentarité des individus AVC rapporté dans la littérature	17
Tableau 2 : Niveau d'activité physique des individus AVC rapporté dans la littérature	18
Tableau 3 : Équivalents caloriques du dioxygène en fonction du quotient respiratoire	21
Tableau 4 : Bénéfices de l'AP spécifiques à l'entraînement cardio respiratoire (vs contrôle) rapportés dans l'étude de Saunders et al 2020 (84)	25
Tableau 5 : Bénéfices de l'AP spécifique à l'entraînement en résistance (vs contrôle) rapportés dans l'étude de Saunders et al 2020 (84)	26
Tableau 6 : Bénéfices de l'AP spécifique à l'entraînement combiné (vs contrôle) rapportés dans l'étude de Saunders et al 2020 (1)	26
Tableau 7 : Recommandations de l'AHA/ASA pour l'activité physique pour les individus AVC (39)	28
Tableau 8 : Recommandations de l'HAS pour la prescription d'AP pour les individus AVC (40)	29
Tableau 9 : Niveau de validation des principaux auto-questionnaires d'activité physique référencés pour les individus AVC	33
Tableau 10 : Caractéristiques des accéléromètres fréquemment utilisés dans la littérature	37
Tableau 11 : Niveau de reproductibilité test -re-test des principaux accéléromètres utilisés dans la littérature	39
Tableau 12 : Exemples de seuils d'activity counts déterminant le niveau d'intensité d'AP	87

A. Introduction

L'accident vasculaire cérébral (AVC) est la première cause de handicap acquis en France. Une des conséquences pour les individus avec séquelles post-AVC est une diminution de la participation aux activités physiques (AP). Un faible niveau d'AP favorise le déconditionnement cardio- respiratoire. Un faible niveau d'AP est également associé à un niveau d'indépendance plus faible et une majoration du risque de récurrence d'évènement cardiovasculaire. D'autre part, les interventions dans le domaine de l'AP ont montré des bénéfices importants sur la récupération de la fonction motrice et l'autonomie. L'incitation à l'AP est ainsi un enjeu important dans la prise en charge des patients dans les suites d'un AVC. Toutefois les bénéfices sur le long terme notamment sur la mortalité, la participation sociale, sur les modifications des comportements susceptibles d'induire des effets durables n'ont pas encore été démontrés. Pour cela il est nécessaire d'utiliser des outils d'évaluation du niveau d'AP précis et fiables adaptés aux mesures en environnement réel de vie permettant de faire le lien entre le niveau d'AP au domicile et les différentes dimensions de santé à évaluer.

La mesure du niveau d'AP des individus AVC se heurtent à 2 écueils majeurs. Le premier écueil est le surcoût énergétique des individus AVC lors de la réalisation des AP(1). Pour la marche, ces individus ont une augmentation de leur consommation en O₂ de 1,5 à 2 fois celle des individus sains pour une vitesse de marche équivalente. Ceci implique que l'intensité que nous attribuons à la marche est différente de celle des individus sains. D'autre part les individus AVC ont une forte variabilité interindividuelle concernant leur dépenses énergétique (DE) lors de la réalisation des AP. Cette variation peut aller d'un coefficient de 1 à 6 en fonction des AP pratiquées. Ceci signifie que pour une activité identique la sollicitation engagée est différente d'un individu à un autre. Il se pose alors la question de la prise en compte de ces 2 spécificités dans l'évaluation de l'AP. Par conséquent l'utilisation de paramètres de quantification du niveau d'AP issus de la population saine tels que le nombre de pas ou les durées d'AP peuvent paraître inadaptés pour les individus AVC. Concernant le nombre de pas, ce paramètre considère que les individus ont des pas comparables entre eux pour établir des normes (ex 10 000 pas par jour)(2) alors que les individus AVC présentent un surcoût énergétique et une très grande variabilité de la longueur de pas. Concernant la durée d'activité, elle n'a de sens que si elle intègre l'intensité. Hors l'intensité d'effort lors de la pratique des AP est majorée et variable chez les individus AVC du fait de la présence d'une altération de l'efficacité énergétique liée à la présence des séquelles neurologiques. L'évaluation du niveau d'AP des individus AVC se doit d'intégrer ces 2 spécificités car le risque est alors de sous-estimer le niveau d'AP des individus. Pour cela il est nécessaire d'utiliser un paramètre adapté à ces spécificités qui permet la comparaison entre les individus AVC.

La DE correspond à l'énergie dépensée par l'organisme au cours de la journée. La source principale de DE est l'activité musculaire liée à la réalisation des AP. C'est le paramètre de référence concernant l'évaluation du niveau d'AP. Toutefois les travaux rapportant des valeurs de références sont peu nombreux et les outils permettant sa mesure souffrent d'un défaut d'évaluation. A ce jour il existe plusieurs outils qui permettent d'estimer la DE chez les individus AVC. Les auto-questionnaires, les moniteurs d'AP, les journaux d'activités sont les plus fréquemment utilisés. Ce sont des outils qui sont issus de la population saine et qui présentent chez les individus sains de bons niveaux de validité(3,4). Ils sont de plus en plus utilisés chez les individus AVC. Cependant leur validité chez ces individus peut être remise cause car ils n'intègrent pas les spécificités liées aux déficiences neurologiques. Par exemple, les moniteurs d'AP estiment les DE lors de la réalisation des AP à partir des enregistrements des

mouvements des individus. Un algorithme converti les mouvements en DE. Hors ces dispositifs sont calibrés sur des sujets sains en laboratoire sur des activités standardisées telles que la marche et la course à pied. L'adaptation de ces algorithmes par rapport aux spécificités de variabilités inter individuelles et de surcote énergétique des individus AVC posent question. Il est ainsi important d'évaluer si ces outils sont valides pour les individus avec séquelles d'AVC avant leur utilisation. L'enjeu est important car sans outil de mesure de l'AP précis et fiables la mise en évidence des bénéfices de l'AP notamment lors de la vie en société paraît compromise. De plus, si les valeurs de DE fournies par ces moniteurs sont fausses, cela impacterait fortement les résultats et les conclusions de tous les programmes d'AP les ayant utilisés.

Dans ce travail nous allons évaluer le niveau de validité de différentes méthodes d'estimation de la sollicitation énergétique existantes pour les individus AVC pour une utilisation en situation réelle de vie.

Les méthodes d'évaluation de la sollicitation énergétique que nous avons retenues sont les moniteurs portatifs d'AP (accéléromètres tri axiaux : ActigraphGT3x, RT6, Actical ; podomètre : ONESTEP400 ; multicapteur : Sensewear Armband), le compendium d'AP. Pour atteindre cet objectif, nous allons évaluer la validité de ces méthodes au cours de la réalisation d'AP courantes de vie quotidienne telles que les transferts, les déplacements sur sol plat et dans les escaliers et une tâche manuelle de rangement. Les estimations de la DE des méthodes testées seront comparées aux valeurs de DE mesurées par la méthode de calorimétrie indirecte par mesure des échanges gazeux respiratoires. Notre évaluation de validité sera d'abord globale sur une séquence complète d'AP puis nous dissocierons les différentes AP afin d'évaluer l'impact du type d'AP sur la validité des estimations de la DE. D'autre part nous évaluerons l'impact du type de moniteur et de son placement pour l'estimation de la DE.

B. Rappels Généraux

1 L'Accident Vasculaire Cérébral

1.1 Définition

L'Accident Vasculaire Cérébral (AVC) est selon la définition de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) un déficit brutal d'une fonction cérébrale focale sans autre cause apparente qu'une cause vasculaire(5). Cela inclut les déficits neurologiques focaux consécutifs aux AVC ischémiques et hémorragiques d'installation aiguë.

1.2 Prévalence et incidence de l'AVC

Dans les pays occidentaux, cette pathologie est très répandue. En France environ 400 000 personnes ont subi un AVC(6) soit 0.6% de la population générale. Aux États Unis, en 2010, les travaux de American Heart Association (AHA) rapportent que 7 millions d'Américains vivent avec un antécédent d'AVC(7). Ceci représente une prévalence de 2.8% des hommes et femmes américains de plus 18 ans (8). Les instituts américains compétents tels que le National Center for Health Statistics (NCHS) évoquent que la prévalence devrait augmenter de 3.4 millions d'ici 2030 (4% de la population générale US) soit plus de 20% d'augmentation avec une prédominance chez les femmes de plus de 65 ans(7). Les raisons évoquées sont l'augmentation du nombre de personnes âgées et l'augmentation des facteurs de risques cardiovasculaires modifiables comme le diabète de type 2, l'obésité et l'inactivité physique(7).

Pour les sociétés modernes, l'AVC est un enjeu de santé publique car cette pathologie est la première cause de handicap acquis de l'adulte, la deuxième cause de démence (après la maladie d'Alzheimer) (7) impliquant des coûts humains et sociétaux majeurs.

1.3 Le patient AVC : une personne multi-déficiente

1.3.1 Préambule

Selon l'OMS, la déficience désigne « une altération de la fonction organique ou de la structure anatomique, tel qu'un écart ou une perte importante ». (9)

L'AVC entraîne de nombreuses déficiences à la fois sur le plan moteur, sensoriel, cognitif et neurovégétatif. Dans ce chapitre, nous allons aborder principalement la déficience motrice car l'activité musculaire est au cœur de notre problématique. En effet, les principales variations de la DE des individus sont issues de l'activité musculaire directement impactée par l'altération de la fonction motrice (10). Toutefois il semble nécessaire d'aborder également les autres déficiences qui peuvent avoir un impact sur l'expression de la motricité. Elles peuvent également avoir un fort impact à la fois sur le recueil de l'AP tels que les troubles cognitifs qui peuvent altérer le recueil des questionnaires d'AP et les troubles de l'humeur qui sont une barrière forte à la participation aux AP(11).

1.3.2 La fonction motrice et son altération dans l'AVC

1.3.2.1 Définition de la fonction motrice :

Selon De Recondo, « Chez l'homme, la motricité est une fonction hautement différenciée liée à la contraction musculaire, qu'elle concerne les muscles striés ou les muscles lisses. Le terme

de motilité est utilisé lorsque l'activité motrice est à l'origine d'un déplacement dans l'espace ou de toute partie du corps »(12).

La fonction motrice se manifeste par deux activités distinctes qui coexistent et se conditionnent l'une à l'autre :

- d'une part, des contractions musculaires toniques ou isométriques qui stabilisent un certain nombre de régions corporelles ;
- d'autre part, des contractions dites « phasiques » ou « dynamiques », plus ou moins rapides, qui engendrent le mouvement.

Chaque mouvement nécessite une force musculaire suffisante pour entraîner le mouvement. Le tonus musculaire et la coordination des différents muscles doivent être aptes à ajuster en permanence le mouvement en fonction des différentes activités réalisées. La fonction motrice apporte l'aptitude aux déplacements, au maintien de la posture, à la réalisation d'actions sur le monde extérieur(12).

1.3.2.2 Altérations de la fonction motrice

La déficience motrice est une déficience courante qui impacte fortement l'indépendance des individus après un AVC(13). Hendricks et al (2004) rapportent que 89% des individus hospitalisés à la phase aiguë de leur AVC présentent une altération de la fonction motrice(14).

L'altération de la fonction motrice liée à l'atteinte de la voie cortico spinale ou pyramidale associe un déficit de la commande motrice volontaire. De plus, l'atteinte de la voie pyramidale entraîne également une hypertonie liée à la libération d'activités motrices réflexes qui se manifeste par la présence de co contractions (12).

Plusieurs formes cliniques courantes sont décrites en fonction de la topographie de la lésion :

- Hémiplégie non proportionnelle par atteinte corticale à prédominance crurale ou brachio-faciale.
- Hémiplégie proportionnelle par atteinte sous-corticale au niveau du bras postérieur de la capsule interne.
- Hémiplégie associée à une paralysie des nerfs crâniens dans le cadre d'une atteinte au niveau du tronc cérébral.

Le déficit moteur peut être complet ou incomplet. Il peut alors être prédominant au niveau de la motricité proximale ou distale. En outre le mouvement sera plus grossier avec une augmentation de la variabilité du fait de l'altération du schéma moteur et de la présence de co contractions musculaires induisant une perte de la sélectivité de la commande volontaire (14).

Les phénomènes de co contractions peuvent être expliqués par l'hypertonie pyramidale, ou spasticité. Celle-ci prédomine au niveau des muscles fléchisseurs au membre supérieur et les muscles antigravitaires au membre inférieur(15). La dystonie se manifeste par des contractions musculaires soutenues et involontaires entraînant des mouvements répétitifs plus ou moins stéréotypés(16).

Ces altérations de la motricité entraînent une activité musculaire qui diffère de celle du sujet sain. Le muscle étant le consommateur principal du dioxygène (O₂) lors des AP il est possible qu'une activité musculaire supplémentaire liée à ces perturbations de la motricité soit

responsable d'une majoration de la consommation d'O₂. Ces éléments seront discutés dans la partie sur la sollicitation énergétique.

1.3.2.3 Pronostic de récupération

Dans les travaux de la littérature, il est objectivé qu'environ 65 % des patients survivants hospitalisés pour un AVC présentent une récupération du membre inférieur(17). La restauration des déficits consécutifs à un petit infarctus peut être complète(13). Celle des atteintes plus étendues, associées à des déficits sévères, est le plus souvent incomplète (13). Uniquement 15% des personnes souffrant d'une paralysie initiale présentent une récupération complète, aussi bien pour le membre inférieur que pour le membre supérieur(14). Le degré initial de la paralysie est l'indicateur pronostique du potentiel de récupération(18). La récupération optimale à six mois peut ainsi être pronostiquée dans les quatre premières semaines après l'AVC(19). L'absence de contrôle moteur volontaire du membre inférieur et du membre supérieur durant la première semaine post-AVC est associée à une mauvaise récupération à six mois(19).

1.4 Les autres déficiences

1.4.1 Les déficiences sensorielles

1.4.1.1 La déficience sensitive

La déficience sensitive correspond à l'atteinte de la somesthésie qui fait partie intégrante des différentes modalités sensorielles de perception au même titre que les sens spécifiques de l'ouïe, la vision, le goût, l'odorat, l'équilibre. Les différents modes de sensibilité peuvent être atteints lors d'un AVC : la sensibilité superficielle (tact fin des doigts, graphesthésie, extinction sensitive etc.), la sensibilité profonde (position des segments corporels, sens de déplacement des segments et perception des vibrations), la sensibilité thermo algique (perception des stimuli douloureux et discrimination chaud froid)(12).

Ces déficiences sont liées à l'atteinte des structures responsables de l'intégration sensitive. Il s'agit du cortex somesthésique localisé au niveau du gyrus post-central (partie antérieure rétro-rolandique du lobe pariétal), du thalamus (noyaux ventro-postérieurs) et des aires associatives (cortex pariétal postérieur, cortex limbique). La somesthésie est fréquemment atteinte dans les suites d'un AVC. L'atteinte peut être partielle ou complète.

La déficience sensitive est variablement rapportée dans la littérature. La prévalence de cette déficience s'échelonne entre 11% et 85 %(20). Ces variations sont probablement liées à des méthodes d'évaluation non homogènes (variabilité des échelles d'évaluation, faible reproductibilité inter évaluateur)(20).

1.4.1.2 La déficience visuelle

Environ 20 à 30% des patients présentent un déficit du champ visuel après un AVC(21). Le déficit peut être complet ou incomplet (quadrantopsie latérale homonyme supérieure ou inférieure). Cette déficience peut entraver la récupération et la rééducation du fait des limitations induites pour explorer l'environnement lors des activités manuelles et les déplacements. Elle est d'autant plus problématique qu'elle est fréquemment associée à des déficiences cognitives comme des négligences hémicorporelles et des anosognosies(12).

1.4.1.3 La déficience cognitive

La prévalence des troubles cognitifs après un AVC est très importante. Elle est de l'ordre de 25% pour l'aphasie(22) et 17 à 58% pour les troubles gnosiques en fonction des travaux(23). Le type et la sévérité du trouble cognitif est dépendant de la topographie de l'AVC.

Classiquement on rapporte deux situations cliniques :

- Atteinte unilatérale à l'origine d'un syndrome aphasique ou apraxique à la suite d'une atteinte de l'hémisphère gauche et d'un syndrome de négligence unilatérale gauche par atteinte de l'hémisphère droit chez le droitier.
- Atteinte bilatérale (encéphalopathie vasculaire, AVC multiples d'origine embolique cardiaque) à l'origine de troubles de l'attention et de la mémoire.

D'autre part la prévalence et l'incidence de la démence est fortement augmentée dans cette population. La prévalence de la démence dans le monde se situe entre 6 et 8 % pour les individus de plus de 60 ans(24). Si l'on considère les différences entre les méthodes diagnostiques des études, 10 % des patients victimes d'un AVC souffrent de démence avant l'AVC, 10 % supplémentaires développent une démence peu après l'AVC et plus de 30 % souffrent de démence après une récurrence d'AVC(25). A 10 ans, Delavaran et al (2017) rapportent parmi une cohorte de 127 individus AVC que 61% des participants présentent une démence(25). Cette déficience a un haut impact sur l'autonomie, la qualité de vie et la mortalité. Pour exemple, la présence de troubles cognitifs en post AVC (Montreal Cognitive Assessment (MoCa) <24) majore le risque de décès à 6 mois de 2.19 (1.42-3.39) d'après les travaux de Gaynor et al (2018) qui ont réalisé un suivi de cohorte de 225 individus avec séquelles d'AVC (26).

1.4.1.4 Les troubles de l'humeur

Les prévalences rapportées varient considérablement mais restent néanmoins très élevées allant de moins de 25 % à plus de 60 %, selon la sélection des patients, le temps écoulé depuis l'AVC et les différents critères diagnostiques (27). Les statistiques multivariées montrent que les troubles phasiques sont des prédicteurs indépendants de la dépression(28). L'entourage social est également rapporté comme un facteur déterminant contre la dépression pour les patients AVC (29,30).

1.4.2 Les déficiences neurovégétatives

1.4.2.1 Dysphagie

La prévalence de la dysphagie post-AVC varie entre 37 et 78% en fonction des travaux(31). L'impact de la dysphagie en terme de mortalité est majeur puisque c'est un des principaux facteurs de risques de décès à la phase aiguë d'un AVC avec un Odds Ratio (OR) évoluant entre 8 et 10 par rapport aux individus AVC sans trouble de la déglutition(32). D'autres complications sont courantes comme la malnutrition, la déshydratation et un plus faible niveau de récupération fonctionnelle(32). La durée d'hospitalisation des patients AVC atteints de dysphagie est jusqu'à 4 jours plus longue que celle des patients non dysphagiques et l'OR d'un retour au domicile à 3 mois est de 0.3 (95% CI, 0.1–0.9; p = 0.028)(31,32).

1.4.2.2 Les troubles vésico sphinctériens

L'incontinence urinaire et fécale a une prévalence augmentée après un AVC. Une étude longitudinale issue de données épidémiologiques australiennes a montré que 44 % des individus ont un diagnostic d'incontinence urinaire à 3 mois et 38 % à 12 mois après un AVC(33). Une autre étude portant sur 38 633 personnes au Royaume-Uni a montré que l'incontinence fécale était plus fréquente chez les individus ayant subi un AVC. La prévalence de l'incontinence fécale était de 7 % pour les individus AVC contre 3% pour les individus sans antécédent d'AVC(34). Malheureusement ces troubles ont une forte association avec le pronostic fonctionnel car ils sont un indicateur fort d'institutionnalisation et même de mortalité. Pour exemple, Patel et al ont rapporté que le pourcentage des individus AVC institutionnalisés présentant une incontinence urinaire persistante à 1 an après un AVC était de 27% contre 9% pour les individus AVC continents urinaire(35).

1.5 Synthèse des généralités sur l'AVC

Nous avons vu que la personne ayant subi un AVC présente des déficiences multiples tant au niveau moteur qu'au niveau sensitif, cognitif et neuro-végétatif. Le type et le niveau de déficiences sont spécifiques de la localisation et de l'étendue de l'AVC(17,36,37). Il existe donc une très forte variabilité entre les individus nécessitant une adaptation individuelle de la prise en charge notamment dans le domaine de l'AP.

2 Généralités sur l'activité physique, les comportements sédentaires

Dans cette partie nous allons définir les grandes notions qui sont les comportements sédentaires, l'AP et la sollicitation énergétique.

2.1 Définitions des comportements sédentaires et de l'AP

Un comportement sédentaire correspond à un comportement qui multiplie les périodes où la DE est inférieure à 1.5 fois la DE de l'individu au repos (38). C'est par exemple une activité telle qu'être assis, allongé, ou à regarder la TV. Elle est identifiée comme un facteur de risque cardio vasculaire indépendant(38). Un sujet est considéré comme sédentaire s'il cumule plus de 4 heures de périodes sédentaires (38).

L'AP est définie par tout mouvement qui entraîne une augmentation de la DE supérieure à la DE de repos. Les organisations OMS (38), American Heart Association/American Stroke Association (AHA/ASA) (39), Haute Autorité de Santé (HAS) (40) préconisent d'avoir un volume d'AP d'intensité modérée à intense de 150 minutes par semaine pour limiter le risque de pathologies cardio-vasculaires, de cancer du sein et du colon, de dépression et de chute. En outre un bon niveau d'AP améliore la densité osseuse et est fondamental pour le contrôle du poids (38,39).

Un individu est physiquement inactif quand il n'atteint pas le niveau hebdomadaire de 150 minutes d'AP d'intensité modérée à intense(38). Le seuil des 1000kcal dépensés au cours d'AP est également reconnu(41). L'inactivité physique est considérée comme la quatrième cause de décès, et on estime que 6 % des maladies coronariennes, 7 % du diabète de type 2, 10 % du cancer du sein et 10 % du cancer du côlon sont attribués à l'inactivité physique (42).

2.2 Niveau de sédentarité des individus AVC

Nous avons recueilli plusieurs travaux rapportant le niveau de sédentarité des individus AVC. Le tableau suivant réalise une synthèse de ces travaux.

Tableau 1 : Niveau de sédentarité des individus AVC rapporté dans la littérature

Etude	Effectif	Sévérité des déficiences	Outil d'évaluation de l'AP	Durée d'évaluation	Résultats
Rand et al 2009 (43)	40	Chedoke-McMaster : sévère 4; modéré 1; léger 34	Actical (accéléromètre tri axial) porté 15h/j	3 fois 1 jour	13±2 h/j en période sédentaire soit 81% du temps de port
Moore et al 2012 (44)	31	NIHSS : 2±2	Sensewear Armband porté 15h/j	3 fois 7 jours	10.9 heures par jours soit 74.9% du temps de port
Lacroix et al 2016 (45)	88	Barthel Index : 61±25	Sensewear Armband	2 jours (450 minutes d'enregistrement)	424± 39 minutes du temps inactif

Nous remarquons qu'il existe finalement peu de travaux rapportant la durée, le niveau de sédentarité des individus AVC. Il sera nécessaire de confirmer ces données à travers de futures études de plus grandes ampleurs afin d'objectiver le niveau de sédentarité de ces individus.

2.3 Niveau d'activité physique des individus AVC

Nous avons fait le choix de différencier les travaux rapportant les AP réalisées au domicile des individus et ceux réalisés en institution. Ce choix est fait car l'encadrement, l'organisation des journées sont largement différents entre ces 2 environnements.

2.3.1 Au domicile

Les études de cohorte incluant des individus avec séquelles d'AVC ont rapporté que le niveau d'AP était largement inférieur à 150 minutes par semaine d'intensité modérée à élevée. Le tableau ci-dessous résume la revue de la littérature réalisée à ce sujet.

Tableau 2 : Niveau d'activité physique des individus AVC rapporté dans la littérature

Etude	Effectif	Sévérité des déficiences	Outil d'évaluation de l'AP	Durée d'évaluation	Résultats
Rand et al 2009 (43)	40	Chedoke-McMaster : sévère 4; modéré 1; léger 34	Actical (accéléromètre tri axial)	3 fois 1 jour	DE durant les AP : 157.8±154.2 kcal 42% des participants atteignent le niveau d'AP recommandé
Moore et al 2013 (44)	31	NIHSS 2±2	Sensewear Armband	3 fois 7 jours	Individus AVC : 1840±354 kcal / jour (DE totale) Sujets contrôles : 2220±489 kcal / jour (DE totale)
Cohorte NHANES 2003-2006 (46)	262	NC	ActigraphGT3x à la hanche	7 jours	1.2h±0.3h d'AP d'intensité modérée à élevée
English et al 2016 (47)	40	NIHSS 2±3	Sensewear Armband	7 jours	723±573 kcal / jour (DE totale)

2.3.2 En hospitalisation

Lacroix et al (2016) ont décrit le niveau de DE d'une cohorte de 88 individus AVC hospitalisés en MPR, monitorés par un multicapteur Sensewear Armband durant la journée (9h00-16h30)(45). Seulement 23 ±30 minutes du temps passé sur la journée était classé par le Sensewear Armband comme du temps actif (>1.5 la DE de repos). (1). English et al en 2016 retrouvent également un très faible niveau d'AP chez 43 individus AVC hospitalisés portant des accéléromètres (Sensewear Armband, Activpal, ActigraphGT3x) : 0.5% de leur temps journalier soit 5 minutes par jour (47).

2.4 Quels types d'activités physiques prédominent chez les individus AVC ?

Butler et Everson et al 2014 sur la cohorte NHANES 2003-2006 de 262 individus avec séquelles d'AVC rapportaient que les activités prédominantes étaient : 0.7±0.2h/semaine AP de déplacements, 1.1±0.3h/semaine AP d'entretien de la maison. Les individus rapportaient réaliser 1.2±0.3 d'activités en aérobie et 2.5 fois/semaine d'activité de renforcement. Ces déclarations étaient néanmoins issues de données rapportées par un auto-questionnaire créé par les auteurs (46). A notre connaissance ce questionnaire n'est pas validé et n'a pas été utilisé dans d'autres travaux incluant des individus AVC.

English et al (2014) ont réalisé une revue de la littérature sur l'AP et les comportements sédentaires des individus AVC(48). Cette revue de la littérature n'a recueilli que des études avec une mesure de l'AP par moniteurs portatifs d'AP. Ainsi elle a réuni près de 30 articles soit 983 participants à la phase chronique de l'AVC qui étaient indépendants pour la marche et qui vivaient au domicile. Cette revue de la littérature rapporte que le temps passé à marcher était de 2.7 à 4.5 heures par jour avec un nombre de pas compris entre 1389/j et 7379/j en fonction des études(48). Toutefois on remarque une grande discordance entre la durée de déplacement et la quantité de pas réalisés. Il est possible que les activités de déplacement comptabilisaient également des déplacements sur de très faibles distances comme des déplacements en intérieur/piétinements ce qui a pu faire augmenter considérablement la durée de déplacement.

Cette revue rapportait également la notion d'intensité. Les auteurs ont défini qu'une intensité était modérée à élevée lorsque la cadence de pas était supérieure à 30 pas par minute. Sur ces données, le temps passé sur des activités d'intensité modérée à élevée était de 32% à 52% du temps de marche enregistré(49,50). Nous pouvons nous poser la question de la généralisation de ces résultats à la vue du faible nombre d'études.

2.5 Synthèse sur le niveau d'AP et de sédentarité des individus AVC

L'une des principales remarques que nous pouvons réaliser est qu'il existe une grande hétérogénéité quant aux résultats rapportés à travers ces études. Cette hétérogénéité prévaut à la fois sur le niveau de d'AP et sur les méthodes d'évaluation de l'AP. Nous notons néanmoins que le niveau d'AP des individus AVC semble nettement inférieur à celui de la population saine avec une forte prévalence des comportements sédentaires. Toutefois, il existe relativement peu de travaux sur l'objectivation du niveau de sédentarité et d'inactivité physique de ces individus. De plus la majorité des participants inclus dans les études sont des individus avec un faible niveau de déficience. Ce sont les individus les plus faciles à évaluer mais également les plus performants. L'évaluation du niveau d'AP des individus avec des niveaux de déficiences plus sévères est malheureusement très limitée dans la littérature. Lacroix et al rapportent des niveaux d'AP et de sédentarité des individus AVC hospitalisés avec un niveau de limitation d'activité important (Index de Barthel à 61 ± 25)(45). A notre connaissance, nous n'avons pas retrouvé d'autres travaux évaluant les habitudes en termes d'AP de ce type d'individus AVC au domicile. Il semble néanmoins probable que ces individus aient un faible niveau d'AP avec une faible diversité d'AP du fait de leur limitation fonctionnelle.

3 La sollicitation énergétique

Dans cette partie, nous allons définir la sollicitation énergétique, les éléments qui la composent et les facteurs qui l'impactent.

3.1 Définition de la sollicitation énergétique

La sollicitation énergétique représente la dépense énergétique totale (DET) des individus AVC lors de la réalisation des AP. C'est la résultante de plusieurs secteurs de dépense d'énergie : la DE de repos liée au métabolisme de repos, la DE liée à la thermogénèse des aliments et celle liée à l'activité musculaire(10). En situation de vie courante, l'activité musculaire explique les variations de DE les plus importantes (10). La sollicitation énergétique peut s'exprimer sous plusieurs unités (consommation d'O₂ ($\dot{V}O_2$), kilo calories (kcal), kilojoules (kJ)). Toutes ces unités peuvent être converties entre elles à l'aide de coefficients de conversion(10).

Si l'on se réfère au système international, le joule (J) est l'unité de référence. Cependant elle est supplantée par la calorie (cal) qui est fréquemment affichée sur les moniteurs d'AP et autres dispositifs similaires. La conversion entre ces 2 unités est la suivante (3) :

$$1 \text{ Calorie} = 4.184 \text{ Joules}$$

$$1 \text{ Joule} = 0,239006 \text{ Calories}$$

La sollicitation énergétique intègre une notion d'efficacité énergétique faisant référence à l'économie de mouvement. L'efficacité énergétique est altérée par les déficiences post AVC(51–53). La variabilité des déficiences entraîne une variabilité de l'efficacité énergétique chez ces individus ce qui entraîne une variabilité de la DE totale pour une même activité(54). C'est le cœur de notre problématique : comment estimer la variabilité de la DE au cours des AP des individus en situation réelle de vie ?

3.2 Les différentes sources de dépense énergétique

3.2.1 La dépense énergétique liée au métabolisme de repos

Le métabolisme de base correspond à l'énergie dépensée pour un individu au repos, à jeun depuis au moins 8 heures, dans une ambiance de neutralité thermique(10). Cela correspond à l'énergie nécessaire, dans les conditions de base, pour toutes les synthèses et catabolismes, au maintien des gradients membranaires et au fonctionnement minimal de tous les organes(10). Dans ces conditions, le métabolisme de base est d'environ 5% supérieur à la DE de sommeil(10). Le métabolisme de base est mesuré avant que l'individu ne se lève. Il est proportionnel au poids et à la masse maigre. A composition corporelle identique, la femme dépense environ 10% d'énergie en moins que l'homme(10). D'autres facteurs contribuent de façon modérée à la variance interindividuelle du métabolisme de base. Ce sont l'origine ethnique, le statut en hormones thyroïdiennes et la consommation maximale d'O₂. Pour un homme de 30ans, 70kg, 1.75m, le métabolisme de repos est de 3.5mL.kg⁻¹.min⁻¹ soit 1.16W.kg⁻¹. C'est également ce qu'on appelle l'unité Metabolic Equivalent Task (MET). Un MET correspond au métabolisme de repos soit 3.5mL.kg⁻¹.min⁻¹ (55). Le métabolisme de base se réduit avec l'âge, d'environ 4% tous les 10 ans au-delà de 50 ans, principalement à cause de la réduction de la masse musculaire(10). L'individu avec séquelles d'AVC présente plusieurs caractéristiques qui peuvent modifier le métabolisme de repos comme l'âge (74ans en moyenne)(7), la diminution de la masse maigre (environ 7% par rapport à un sujet sain)(56). Ainsi tous ces éléments font que l'individu AVC présente une diminution de son métabolisme de repos de l'ordre de 10% par rapport à un individu sain du même âge (57).

3.2.2 La dépense énergétique liée à la thermogénèse des aliments.

C'est l'énergie dépensée pour digérer, métaboliser et stocker l'énergie contenue dans les aliments. Elle est en général maximale 1 heure après le repas. La DE liée à la thermogénèse des aliments est de l'ordre de 10 à 35% de la valeur énergétique des aliments ingérés(10). Cette valeur dépend de facteurs individuels (génétique, niveau d'AP) et du type d'aliment ingéré. Ainsi la digestion des protéines sera plus coûteuse (25%) contre 10% pour la digestion de lipides. Malgré ces différences, la part relative de la thermogénèse alimentaire sur le niveau de DE d'un individu physiquement actif est très modeste(10). A notre connaissance, aucune étude ne décrit les conséquences de l'AVC sur cette source de DE.

3.2.3 La dépense énergétique liée à l'activité physique

Sur le plan métabolique, toute activité musculaire entraîne une DE supplémentaire au métabolisme de repos(10). Elle est due à la consommation des molécules d'ATP nécessaires à la contraction des fibres musculaires. Sur des AP d'une durée supérieure à 3-4 minutes, la quantité d'énergie consommée est assimilée à la consommation d'O₂ consommée car la resynthèse des molécules d'ATP est issue majoritairement de la filière oxydative(10). La DE lors des AP est alors exprimée en volume d'O₂ consommé. Les augmentations de consommation d'O₂ liées aux AP peuvent être majeures (10). Par exemple, la course à pied est une activité très demandeuse en O₂. Un individu courant à 12km.h⁻¹ consommera environ 40mLO₂.kg⁻¹.min⁻¹ soit plus de 11 fois son métabolisme de base.

Les variations de consommation entre les activités sont principalement liées au volume de fibres musculaires en action durant l'activité. Les AP sollicitant les membres supérieurs sont classiquement moins sollicitantes que les activités pour les membres inférieurs car le volume musculaire est plus important aux membres inférieurs. Les activités comme le ski de fond ou l'aviron sont les activités les plus consommatrice d'O₂ car elles sollicitent les plus grands volumes musculaires(10).

La consommation d'O₂ peut être convertie en différentes unités. Pour cela, elle nécessite de multiplier l'équivalent calorique du dioxygène en fonction du quotient respiratoire par le volume d'O₂ consommé(3) (cf. tableau 3).

Tableau 3 : Équivalents caloriques du dioxygène en fonction du quotient respiratoire.

RQ	Energetic equivalent (kcal/l O ₂)
0.71	4.690
0.75	4.739
0.80	4.801
0.85	4.862
0.90	4.924
0.95	4.985
1.00	5.057

^aAdapted from McArdle et al. (2001).

De multiples éléments peuvent influencer ce quotient respiratoire notamment l'alimentation. La consommation d'excitants (café, taurine...) peut entraîner une augmentation du quotient respiratoire(3). En outre une consommation de protéines à un délai proche d'une évaluation peut également modifier le quotient respiratoire. Il est recommandé ainsi de mesurer les échanges gazeux respiratoires à distance des repas et en l'absence de consommation d'excitants(3,4,58).

3.3 Économie de mouvement

3.3.1 Préambule

L'économie de mouvement représente l'efficacité énergétique lors du mouvement. Du fait des séquelles neurologiques, il existe des variations de l'efficacité énergétique lors du mouvement chez les individus AVC en fonction de la présence de déficiences comme la spasticité(51), les co contraction musculaire (59), les troubles de l'équilibre (60). Ce paramètre est singulier à chaque individu AVC, à chaque type et intensité d'AP(61). L'économie de mouvement est une composante de la sollicitation énergétique car moins le mouvement est efficace plus il sollicite d'énergie pour être réalisé. Il est donc utile définir cette notion pour aborder l'évaluation de la sollicitation énergétique pour les individus AVC.

3.3.2 Définition de l'économie de mouvement

L'énergie mécanique développée lors d'un mouvement est la somme de l'énergie développée par les structures contractiles et de l'énergie stockée sous la forme d'étirement des structures interstitielles lors du contre-mouvement précédent(10). L'économie de mouvement correspond au mécanisme de stockage-restitution qui permet de diminuer l'énergie du muscle agoniste. Il est mis en jeu dans toutes les AP mais il est central surtout dans les AP impliquant des mouvements cycliques telle que la marche ou la course à pied. Pour que l'économie soit maximale, il est nécessaire d'avoir un contrôle intègre par le système nerveux central des contractions et relâchements musculaires (62).

3.3.3 Cout de dioxygène et cout énergétique

Le Cout d'O₂ (Cw) représente la consommation d'O₂ par unité de travail. Pour la marche, le Cw correspond à la consommation d'O₂ de l'individu par unité de distance. Son unité sera mLd'O₂.kg⁻¹.m⁻¹. Il est utilisé également lors d'activité tel que le cyclo ergomètre(63). Son unité sera alors mLd'O₂.kg⁻¹.watt⁻¹. Cette variable ne considère plus l'unité de temps mais l'unité de travail effectué par l'individu ce qui peut apparaître comme un paramètre plus concret.

Le calcul de ce paramètre nécessite l'utilisation de dispositif de mesure des échanges gazeux respiratoires pour enregistrer la consommation d'O₂ lors de l'AP(10). Pour calculer le Cw, il est nécessaire que l'individu atteigne un état de stabilité métabolique avec un travail constant pour considérer que la consommation d'O₂ est directement liée au travail engagé par l'individu(62). Ce plateau de stabilité métabolique est d'ailleurs mal défini dans les études rendant les comparaisons entre les études difficile (64).

Le calcul du Cw nécessite de diviser la consommation d'O₂ par unité de temps par la charge de travail exprimée en watt/min ou m/min(62). Ainsi pour l'exemple de la marche, le Cw est calculé en divisant la consommation d'O₂ par la vitesse de marche de l'individu.

Le cout énergétique (CEQ) représente la conversion du Cw en DE. Pour la marche, par exemple, il s'exprime sous la forme kcal.kg⁻¹.m⁻¹ (64). Cette conversion s'effectue par la multiplication du volume d'O₂ consommé par la valeur calorique de l'O₂ qui dépend du quotient respiratoire de l'individu comme nous l'avons vu précédemment.

Pour exemple, le calcul CEQ à la marche sera donc (54) :

$$Cw = \dot{V}O_2 * QR * CalO_2 * v^{-1}.$$

Cw= cout de dioxygène à la marche

$\dot{V}O_2$: consommation d'O₂ au plateau métabolique

QR : quotient respiratoire

CalO₂ : valeur calorique de l'O₂ au quotient respiratoire donné

v : vitesse de marche au plateau métabolique

3.3.4 Déficiences et cout de dioxygène

Bernardi et al 1999(65), Water et Mulroy 1999(66), Tesio et al 1991(67) rapportent de fortes différences entre le Cw des individus AVC et celui des sujets sains. Ces travaux rapportent que les individus AVC ont une tendance globale à une augmentation de la consommation d'O₂ à la marche de l'ordre de 1.5-2 fois celui des sujets sains à vitesse de marche équivalente. Ainsi Kramer et al (2018) rapportent que le Cw des individus AVC est en moyenne de 0.64 [0.44 – 0.85] mL.kg⁻¹.m⁻¹(64). De plus les auteurs rapportent une très forte variabilité du Cw entre les individus (54). Cette variation évolue d'un facteur 1 à 6 en fonction des travaux.

Étonnamment très peu de travaux évaluent la part de chacune des déficiences sur la majoration de Cw. A notre connaissance il n'existe qu'un seul travail. Reisman et al 2009 ont analysé la corrélation entre le Cw et la fonction motrice et la sensibilité profonde. Cette étude portait sur une population de 16 individus AVC. Les auteurs ont rapporté une corrélation de 0.65, (p=0.006) avec la fonction motrice (score de Fugl Meyer au membre inférieur) et l'absence de corrélation significative avec la sensibilité profonde et le Cw (p>0.05) (53).

On note cependant une très forte corrélation entre le Cw et la vitesse de marche. Reisman et al, Zamparo et al, Awad et al, Polese et al évoquent une corrélation supérieure à 0.8 (52,53,60,68). Les déficiences impactant la vitesse de marche sont quant à elles très bien décrites dans la littérature. La fonction motrice et l'équilibre sont les principaux facteurs associés à la vitesse de marche avec un niveau de corrélation supérieur à 0.6 (69–71). La spasticité est quant à elle non corrélée à la vitesse de marche (70,72).

Du fait de la forte corrélation entre la vitesse de marche et le Cw, il est probable qu'il existe des corrélations proches entre les déficiences associées à la vitesse de marche et celles associées avec le Cw. Cependant cette hypothèse nécessitera d'autres travaux pour être confirmée.

3.3.5 Synthèse sur la sollicitation énergétique

La sollicitation énergétique est majorée chez les individus AVC, en partie du fait des déficiences, ce qui se traduit par une augmentation de la DE lors des AP. Elle est en outre extrêmement variable d'un individu à l'autre probablement du fait de la variabilité des déficiences.

Après ces rappels généraux sur l'AVC, l'AP et la sollicitation énergétique il est désormais nécessaire de placer notre problématique dans la prise en charge des patients AVC. La partie suivante s'intéressera à l'intérêt de l'estimation de la sollicitation énergétique en situation réelle de vie dans la prise en charge des individus AVC.

C. Problématique : estimation de la sollicitation énergétique des individus AVC en situation réelle de vie

1 Positionnement de la problématique dans la prise en charge des individus AVC.

Nous avons vu précédemment que les individus AVC ont un faible niveau d'AP et une prédominance des comportements sédentaires. Nous allons voir que ces 2 éléments ont un fort retentissement sur leurs fonctions métaboliques et des conséquences sur les capacités fonctionnelles. La lutte contre l'inactivité physique et les comportements sédentaires a une place prépondérante dans la prise en charge des individus AVC. Il existe à ce sujet des recommandations de l'AHA/ASA(39,58). Ces recommandations sont construites sur la base de données scientifiques qui ont montré les bénéfices importants de l'AP sur les capacités fonctionnelles des individus AVC. Dans la suite de cette partie nous allons détailler les conséquences de l'inactivité physique et de la sédentarité ainsi que les bénéfices des programmes d'AP.

1.1 Conséquences de l'inactivité physique et des comportements sédentaires pour les individus AVC

L'inactivité physique et la sédentarité ont des conséquences néfastes sur les fonctions cardio-respiratoires, musculaires et psychologiques des individus AVC. En effet les individus AVC présentent une très forte diminution des capacités cardio-respiratoires après un AVC ($\dot{V}O_{2pic} = 8-22 \text{ mL.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$)(73). Une faible capacité cardio-respiratoire est associée à une plus grande limitation dans les activités de vie quotidienne notamment les AP courantes telles que la marche ou les déplacements dans les escaliers(74). Les individus AVC présentent une altération de leur tolérance à l'effort avec une plus grande intolérance à l'exercice(75), une plus grande fatigabilité(76) et une diminution du sentiment d'auto-efficacité. Ces éléments, se rajoutant aux déficiences neurologiques (76, 78), contribuent à l'inactivité physique et à l'installation de comportements sédentaires (77).

L'inactivité physique et les comportements sédentaires peuvent favoriser la récurrence d'événements cardio-vasculaires comme cela est observé en population générale(78). Malheureusement le lien entre inactivité physique, sédentarité et le risque de récurrence d'événements cardiovasculaires n'est pas démontré dans cette population. À notre connaissance il n'existe qu'un seul travail réalisé par Kono et al (2015) (79) qui a exploré cette problématique. Cette étude incluait 166 patients d'âge moyen $63,9 \pm 9,2$ ans avec un antécédent d'AVC ischémique avec un faible niveau d'incapacité (Rankin score entre 0 et 1). Les auteurs ont effectué un suivi du niveau d'AP à l'aide d'un podomètre qui évaluait le nombre de pas pendant 1 semaine au moment de leur inclusion dans l'étude. Un suivi pendant 10 ans a été réalisé. Les auteurs ont rapporté 23 récurrences d'AVC et 11 événements coronariens au cours du suivi. Il a été démontré qu'un nombre de pas inférieur à 6025 par jour était considéré comme facteur prédictif de survenue de récurrence d'évènement cardio-vasculaire. Ce seuil présentait une valeur prédictive positive de 38% et une valeur prédictive négative de 92%. Malheureusement, les auteurs ne rapportent pas la valeur du sur-risque relatif (79).

Dans le futur, il sera nécessaire de réaliser d'autres travaux pour établir que l'inactivité physique et la sédentarité sont 2 facteurs de risques indépendants de récurrence d'évènements cardiovasculaires. Cette problématique est un enjeu majeur car le risque de récurrence d'AVC est très élevé dans cette population. Dhamoon et al rapportent que le taux de récurrence d'un

AVC à 5 ans est de 24% pour les femmes, 42% pour les hommes, 18% de ces récurrences seront fatales (80). En comparaison le risque de survenue d'un premier AVC dans la population générale est de 0.2% aux USA et en France (7).

1.2 Bénéfices de l'activité physique pour les individus AVC

Nous avons vu les effets néfastes de l'inactivité physique et des comportements sédentaires pour l'individu avec séquelles d'AVC. Toutefois ces conséquences peuvent être réversibles avec l'augmentation du niveau d'AP. Les interventions dans le domaine de l'AP peuvent paraître extrêmement variables en termes de types d'activités, de durée et de fréquence. Cependant l'American College of Sports Medicine (ACSM) a mis en place des recommandations concernant les interventions dans le domaine de l'AP chez l'adulte sain et les personnes présentant des déficiences(81). Il existe donc 3 catégories d'interventions principales : Le premier type d'intervention correspond à l'entraînement cardio-respiratoire qui vise à augmenter les capacités cardio respiratoires. Il correspond classiquement à des exercices intermittents sur des appareils ou des ergomètres (par exemple tapis roulant, vélo) ou en utilisant des activités telles que la marche ou la montée d'escaliers. Le 2^{ème} type consiste à un entraînement en résistance. Ce type d'entraînement vise principalement à améliorer la force musculaire. Il s'effectue généralement en effectuant des contractions musculaires répétées auxquelles résistent le poids du corps, des dispositifs élastiques, des poids libres ou des machines spécialisées dont les machines isocinétiques. Le 3^{ème} type est une combinaison d'entraînement cardio respiratoire et de résistance(81). On parle d'entraînement mixte ou combiné.

Cette catégorisation des types d'interventions est fréquemment reprise dans les travaux de la littérature notamment dans les méta-analyses (82,83). Les méta-analyses Cochrane font référence dans ce domaine. Nous avons synthétisé les résultats de ces travaux (tableaux 5, 6 et 7) pour illustrer le niveau de preuve concernant les bénéfices apportés par les interventions dans le domaine de l'AP. Ces résultats sont synthétiques et ne permettent pas une analyse fine notamment sur les populations incluses et sur l'hétérogénéité des interventions prodiguées. Toutefois elle offre une analyse globale sur les différents paramètres recueillis dans les études avec le nombre de travaux et le nombre de sujets inclus ainsi que la taille de l'effet (84). Nous avons pris l'initiative de colorer en vert les paramètres qui étaient améliorés par les interventions.

Tableau 4 : Bénéfices de l'AP spécifiques à l'entraînement cardio respiratoire (vs contrôle) rapportés dans l'étude de Saunders et al 2020 (84)

Résultats	Nb d'études incluses	Nb de participants	Méthode statistique	Taille de l'effet
Mortalité	28	1437	Différence de risque	1.0 [0.14, 7.33]
Limitation d'activités (échelles combinées)	8	462	Différence de moyennes standardisées	0.52 [0.19, 0.84]
Capacités cardio respiratoires ($\dot{V}O_2$ pic : ml.kg⁻¹.min⁻¹)	9	425	Différence moyenne	2.86 [1.76, 3.96]

Marche – vitesse (m.min⁻¹)	10	505	Différence moyenne	4.28 [1.71, 6.84]
Qualité de vie (échelles combinées)	1	28	Différence moyenne	10.60 [6.51, 14.69]
Dépression (échelles combinées)	2	80	Différence de moyennes standardisées	-0.18 [-0.75, 0.38]
Fonctions cognitives - (FIM cognitive score)	1	52	Différence moyenne	2.17 [-1.02, 5.36]

Tableau 5 : Bénéfices de l'AP spécifique à l'entraînement en résistance (vs contrôle) rapportés dans l'étude de Saunders et al 2020 (84)

Résultats	Nb d'études incluses	Nb de participants participants	Méthode statistique	Taille de l'effet
Mortalité	13	436	Différence de risque	0.0 [0.0, 0.1]
Limitation d'activités (échelles combinées)	1	42	Différence de moyennes standardisées	1.30 [-4.94, 7.54]
Capacités cardio respiratoires (V̇O₂ pic : ml.kg⁻¹.min⁻¹)	2	60	Différence moyenne	0.58 [0.06, 1.10]
Marche – vitesse (m.min⁻¹)	4	104	Différence moyenne	1.92 [-3.50, 7.35]
Dépression (échelles combinées)	1	20	Différence de moyennes standardisées	1.47 [-4.24, 7.18]
Fonctions cognitives - (FIM cognitive score)	2	117	Différence moyennes	-0.48 [-0.84, -0.11]

Tableau 6 : Bénéfices de l'AP spécifique à l'entraînement combiné (vs contrôle) rapportés dans l'étude de Saunders et al 2020 (1)

Résultats	Nb d'études incluses	Nb de participants participants	Méthode statistique	Taille de l'effet
Mortalité	17	957	Différence de risque	0.18 [0.03, 1.03]
Limitation d'activités (échelles combinées)	7	544	Différence de moyennes standardisées	0.26 [0.04, 0.49]
Capacités cardio respiratoires (V̇O₂ pic : ml.kg⁻¹.min⁻¹)	1	100	Différence moyenne	0.99 [0.35, 1.63]
Force musculaire (fléchisseurs de cheville)	2	148	Différence moyenne	0.80 [-0.82, 2.41]
Force musculaire (extenseur du genou)	3	202	Différence moyenne	0.33 [0.05, 0.61]
Marche – vitesse (m.min⁻¹)	9	639	Différence moyenne	4.54 [0.95, 8.14]

Qualité de vie (échelles combinées)	2	112	Différence de moyennes standardisées	0.48 [0.10, 0.85]
Dépression (échelles combinées)	4	484	Différence de moyennes standardisées	-0.01 [-0.39, 0.37]
Fonctions cognitives - (FIM cognitive score)	2	159	Différence moyenne	-0.08 [-0.47, 0.31]

Pour synthétiser ce travail, les programmes d'AP (entraînement cardio respiratoire ou entraînement mixte) améliorent principalement la capacité cardio-respiratoire, la force musculaire et les capacités fonctionnelles des individus notamment la marche. Il existe un impact très bénéfique de l'entraînement cardio respiratoire et combiné sur la qualité de vie alors qu'il n'est pas présent pour l'entraînement en résistance. L'entraînement en résistance semble être le type d'entraînement qui est le moins bénéfique sur les capacités fonctionnelles dont la marche.

Quel que soit le type d'entraînement, le taux de mortalité n'est pas modifié comme pour les précédentes méta-analyses Cochrane 2016 (82) et 1996 (85). De plus il n'est pas mis en évidence de bénéfice sur la dépression et les fonctions cognitives. Ce peut être dû à un plus faible nombre d'études réalisées sur ces paramètres (1 à 4 en fonctions des types d'entraînement). Nous remarquons également qu'il n'existe pas de travaux évaluant l'impact des interventions dans le domaine de l'AP sur la participation sociale. Les effets bénéfiques sur ces dimensions de santé nécessitent des évaluations longitudinales prolongées ce qui n'a malheureusement pas été réalisé sur les travaux inclus dans la méta analyse. En effet la durée moyenne de suivi de l'ensemble des études incluses était de 7 ± 6 semaines. Il est possible que cette faible durée de suivi n'ait pas permis la mise en évidence des effets sur la vie quotidienne des individus AVC.

1.3 Recommandations dans le domaine de l'AP

1.3.1 Recommandations de American Heart Association / American Stroke Association (AHA/ASA) et françaises

L'organisation américaine AHA/ASA fait référence dans le monde pour ses recommandations pour les individus avec séquelles d'AVC. À ce titre elle a publié en 2014 des recommandations spécifiques à l'AP. Nous les avons rapportées dans le tableau 7.

Tableau 7 : Recommandations de l'AHA/ASA pour l'activité physique pour les individus AVC (39)

Table. Summary of Exercise/Physical Activity Recommendations for Stroke Survivors

Setting/Mode of Exercise	Goals/Objectives	Prescriptive Guidelines: Frequency/Intensity/Time
Hospitalization and early convalescence (acute phase) • Low-level walking, self-care activities • Intermittent sitting or standing • Seated activities • Range of motion activities, motor challenges	• Prevent deconditioning, hypostatic pneumonia, orthostatic intolerance, and depression • Evaluate cognitive and motor deficits • Stimulate balance and coordination	• ≈ 10- to 20-bpm increases in resting HR; RPE ≤ 11 (6–20 scale); frequency and duration as tolerated, using an interval or work-rest approach
Inpatient and outpatient exercise therapy or "rehabilitation"		
Aerobic • Large-muscle activities (eg, walking, graded walking, stationary cycle ergometry, arm ergometry, arm-leg ergometry, functional activities seated exercises, if appropriate)	• Increase walking speed and efficiency • Improve exercise tolerance (functional capacity) • Increase independence in ADLs • Reduce motor impairment and improve cognition • Improve vascular health and induce other cardioprotective benefits (eg, vasomotor reactivity, decrease risk factor)	• 40%–70% $\dot{V}O_2$ reserve or HR reserve; 55%–80% HR max; RPE 11–14 (6–20 scale) • 3–5 d/wk • 20–60 min/session (or multiple 10-min sessions) • 5–10 min of warm-up and cool-down activities • Complement with pedometers to increase lifestyle physical activity
Muscular strength/endurance • Resistance training of U/L extremities, trunk using free weights, weight-bearing or partial weight-bearing activities, elastic bands, spring coils, pulleys • Circuit training • Functional mobility	• Increase muscle strength and endurance • Increase ability to perform leisure-time and occupational activities and ADLs • Reduce cardiac demands (ie, RPP) during lifting or carrying objects by increasing muscular strength, thereby decreasing the % MVC that a given load now represents	• 1–3 sets of 10–15 repetitions of 8–10 exercises involving the major muscle groups at 50%–80% of 1RM • 2–3 d/wk • Resistance gradually increased over time as tolerance permits
Flexibility • Stretching (trunk, upper and lower extremities)	• Increase ROM of involved segments • Prevent contractures • Decrease risk of injury • Increase ADLs	• Static stretches: hold for 10–30 s • 2–3 d/wk (before or after aerobic or strength training)
Neuromuscular • Balance and coordination activities • Tai chi • Yoga • Recreational activities using paddles/sport balls to challenge hand-eye coordination • Active-play video gaming and interactive computer games	• Improve balance, skill reacquisition, quality of life, and mobility • Decrease fear of falling • Improve level of safety during ADLs	• Use as a complement to aerobic, muscular strength/endurance training, and stretching activities • 2–3 d/wk

1RM indicates 1 repetition maximum; ADLs, activities of daily living; HR, heart rate; MVC, maximal voluntary contraction; ROM, range of motion; RPE, rating of perceived exertion (6–20 category scale); RPP, rate-pressure product; U/L, upper/lower; and $\dot{V}O_2$, oxygen uptake.

Modified with permission from Gordon et al.¹²⁴ Copyright © 2004, American Heart Association, Inc.

On note que ces recommandations différencient 4 modalités d'interventions : Entraînement cardio respiratoire, entraînement en endurance-force, étirements et entraînement neuromusculaire. Il existe plusieurs exemples à chaque type d'intervention associée à des objectifs spécifiques. Les composantes de la charge comprenant la fréquence, l'intensité et la durée de chaque activité sont également décrites ce qui en font les recommandations les mieux détaillées.

Toutefois il existe plusieurs écueils à une application courante de ces recommandations. En effet, les intensités cibles sont exprimées en fréquence cardiaque réserve ou de $\dot{V}O_2$ réserve ce qui implique la connaissance de la fréquence cardiaque maximale ainsi que le $\dot{V}O_{2\text{maximal}}$. Ces paramètres sont recueillis au cours d'une épreuve d'effort maximale ce qui est peu réalisée en pratique clinique courante. De plus l'utilisation de la fréquence cardiaque peut entraîner des erreurs d'estimation de l'intensité car les individus AVC présentent une forte prévalence d'arythmies cardiaques ainsi que de traitements beta bloquants pouvant impacter la cinétique de la fréquence cardiaque lors de l'effort(86). En outre l'utilisation de l'échelle de perception de l'effort de Borg est sujette à controverse. Resnik et al et Sage et al ont rapporté sa faible validité chez les individus AVC(87,88).

Il faut souligner que AHA/ASA préconise l'utilisation de dispositifs portatifs tels que les accéléromètres triaxiaux pour enregistrer l'effet des interventions dans le domaine de l'AP (39). L'association américaine souligne l'importance de disposer de l'évaluation objective du niveau d'AP pour connaître les effets des interventions au domicile. Nous allons voir plus loin les caractéristiques de ces dispositifs, leurs qualités métrologiques et leur niveau de validité chez les individus avec séquelles AVC.

1.3.2 Recommandations de la Haute Autorité de Santé (HAS)

Des recommandations similaires ont été publiées par l'HAS à l'occasion des recommandations sur la prescription médicale de l'AP(40).

Tableau 8 : Recommandations de l'HAS pour la prescription d'AP pour les individus AVC (40)

Prescription d'APS chez un patient post-AVC

Type d'APS	Fréquence	Intensité	Durée	Exemples d'APS
Vie quotidienne	Quotidienne	Intensité légère à modérée	Multiplier les activités en particulier de précision	Marcher, monter les escaliers, faire du jardinage, le ménage, etc.
Endurance	3 à 5 par semaine	Intensité modérée	20 à 60 min par jour en continu ou fractionnée 5-10 min échauffement et récupération pour chaque séance Augmenter progressivement la durée en continu ou en entraînement séquentiel Podomètre utile pour objectiver les progrès	Exemples : marche (en environnement ou sur tapis roulant), vélo (assis ou couché, à bras, ou bras-jambes), nage, <i>steps</i> , activités en position assise, etc.
Renforcement musculaire	2 à 3 par semaine, non consécutifs	Commencer par intensité légère Puis augmenter progressivement à modérée	1 à 3 séries de 10 à 15 répétitions de 8 à 10 exercices sollicitant les grands groupes musculaires Augmenter progressivement en fonction de la tolérance	Exercices en renforcement musculaire (poids, bandes élastiques, appareillages, etc.) Muscles du tronc et des membres supérieurs et inférieurs Circuit training, mobilité fonctionnelle
Souplesse	≥ 2 à 3 par semaine avant ou après renforcement musculaire	Étirement jusqu'au point de tension ou de petit inconfort	Étirement statique de 10 à 30 secondes 2 à 4 répétitions pour chaque exercice	Tronc, membres supérieurs et inférieurs
Neuromusculaire travail de l'équilibre et de la coordination	2 à 3 par semaine			Tai-Chi, yoga, jeu de raquettes (coordination œil-bras), jeux vidéo actifs (Wii)

Ces recommandations reprennent les mêmes modalités d'intervention que les recommandations américaines. Elles sont bien détaillées sur la fréquence l'intensité et la durée d'exercice. Il existe également des exemples d'AP ce qui permet la mise en pratique de celles-ci. Cependant on note que les exemples d'AP semblent d'avantage destinés pour des individus avec des capacités fonctionnelles importantes. Elles semblent très complexes à appliquer chez un individu avec un niveau de déficience plus sévère notamment les individus sans capacité de déplacement. Il sera ainsi intéressant dans le futur d'évaluer la fréquence de ce type de prescription ainsi que son observance et la tolérance au sein de la population AVC notamment chez les individus présentant les déficiences les plus sévères.

1.4 Nécessité d'évaluer le niveau d'AP en situation réelle de vie.

Nous avons vu que les interventions dans le domaine de l'AP apportaient des bénéfices à court terme sur la force, les capacités cardio respiratoires, les capacités fonctionnelles. Pour obtenir des effets sur ces dimensions de santé, l'augmentation du niveau d'AP doit se prolonger au domicile lors de la vie quotidienne des individus. Il semble ainsi indispensable de

disposer d'outils fiables pour quantifier le niveau d'AP des individus au domicile afin d'évaluer le lien entre le niveau d'AP au domicile et les effets sur la santé des individus AVC.

1.5 Pourquoi utiliser la sollicitation énergétique pour évaluer le niveau d'activité physique des individus AVC ?

L'évaluation du niveau d'AP chez les individus avec séquelles post AVC se heurtent à 2 écueils : le surcoût énergétique à la réalisation des AP et la variabilité du coût énergétique (CEQ) à la réalisation des AP entre les individus AVC.

Les individus AVC présentent un surcoût énergétique à la réalisation des AP comme le rapportent Kramer et al (2016) sur la marche(64). Ce surcoût peut être multiplié par 6 par rapport à celui d'un individu sain pour la réalisation de la même AP. C'est une problématique majeure car ce surcoût énergétique n'est pas pris en compte par les méthodes de mesure de l'AP qui ont été principalement développées à partir des individus sains (46,89). Les individus AVC présentant un surcoût énergétique qui ne serait pas pris en compte par la méthode d'évaluation est susceptible d'engendrer une sous-estimation du niveau d'AP des individus AVC(90). Cette erreur entraînerait une inadéquation des préconisations d'AP avec les conséquences en termes de risques pour le patient avec un effort d'intensité trop importante pouvant entraîner la décompensation d'une insuffisance coronarienne. De plus une intensité trop importante peut également favoriser l'abandon des programmes d'AP du fait d'une fatigabilité trop importante et ainsi favoriser l'échappement de l'individu au programme.

Le 2^e écueil est la variabilité inter individuelle de la DE lors de la réalisation des AP chez les patients AVC. Cette hétérogénéité est la conséquence de la variabilité du type et de la sévérité des déficiences secondaires à l'AVC (51,61,91). Cette problématique rend difficile l'enregistrement du niveau d'AP des individus AVC car chaque individu présentera une sollicitation énergétique différente pour une même AP. La prise en compte de cette variabilité par la méthode de mesure nous semble indispensable pour donner une estimation juste du niveau d'AP et effectuer une préconisation individualisée. Pour reprendre l'exemple de la marche, l'utilisation d'un paramètre comme le nombre de pas paraît discutable pour évaluer le niveau d'AP au sein d'une population d'AVC car les pas ne sont pas comparables entre les individus que ce soit en termes de longueur et de CEQ(2,60).

La DE semble être le paramètre le plus adapté pour évaluer le niveau d'AP des individus AVC car c'est l'unité de référence de l'AP(10). Elle est en outre très souvent rapportée par les principales méthodes d'évaluation de l'AP(92). Malheureusement comme nous l'avons vu précédemment il existe peu de travaux qui rapportent le niveau de DE des individus AVC en situation réelle de vie(48,89). De plus à ce jour les méthodes d'évaluation de la DE ont été principalement validées en population saine alors qu'elles sont fréquemment utilisées chez les individus AVC pour mesurer le niveau d'AP (89).

Dans le paragraphe suivant, nous allons répertorier les différentes méthodes permettant d'estimer la DE et leur niveau de validité pour les individus AVC.

2 Méthode de mesure de la sollicitation énergétique.

La méthode de calorimétrie directe en chambre calorimétrique est la méthode de mesure de référence de la DE(3,73). C'est la méthode la plus précise et la plus fiable(10). Cette méthode consiste à mesurer la production de chaleur de l'individu dans une chambre hermétique. La

production de chaleur est mesurée instantanément ce qui permet une mesure extrêmement précise de la DE. Cependant cette méthode est fortement contraignante pour les individus car elle nécessite un confinement total et ne permet pas, par définition, une évaluation en situation réelle de vie(93).

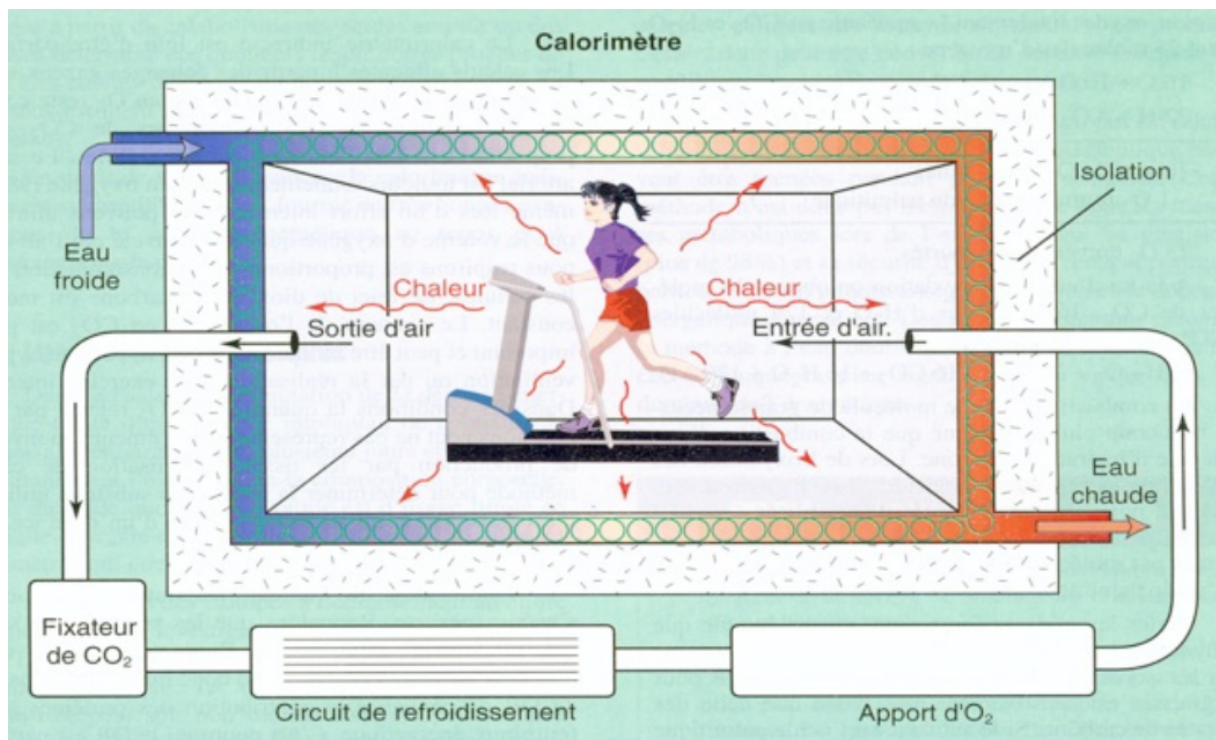


Figure 1 : illustration du fonctionnement d'une chambre calorimétrique (calorimétrie directe)

3 Les méthodes d'estimation de la sollicitation énergétique en situation réelle de vie chez les individus AVC.

À travers cette partie, nous allons répertorier les différentes méthodes d'estimation de la sollicitation énergétique pour une utilisation en situations réelle de vie.

3.1 La calorimétrie indirecte

3.1.1 Eau doublement marquée

C'est une méthode de calorimétrie indirecte puisqu'elle mesure la DE à partir de la consommation d'O₂(4). Cette méthode consiste à boire un isotope de l'O₂ qui sera métabolisé lors de l'oxydation musculaire. Cet isotope est excrété dans les urines. Son recueil permet d'estimer précisément la consommation d'O₂ sur une période donnée (en général de plusieurs jours). Cependant cette méthode est très onéreuse (> 1000 euros le litre) d'où sa faible utilisation en pratique clinique.

3.1.2 L'analyse des échanges gazeux respiratoires

La calorimétrie indirecte par analyseur des échanges gazeux respiratoires est également une méthode d'estimation de la DE(3,4). Elle consiste à enregistrer la consommation d'O₂ par l'intermédiaire d'un débitmètre et d'une cellule mesurant la concentration d'O₂ au cours de l'AP ($VO_2 = VE \times (FIO_2 - FEO_2)$) (94).

Cette méthode nécessite ainsi le port du masque avec débitmètre et du dispositif d'analyse des concentrations de l'O₂ (95). (cf figure 2). Le poids est de l'ordre de 4kg.



Figure 2 : Metamax3b (Cortex, Leipzig, Germany)

Au cours de la dernière décennie, des appareils portables ont été développés tels que Oxycon mobile (Carefusion Netherlands, Houten, The Netherlands), Metamax3b (Cortex, Leipzig, Germany), Cosmed K4b² (Cosmed, Rome, Italy). L'intérêt majeur de ce type d'appareil est de permettre la mesure du $\dot{V}O_2$ en dehors des laboratoires de physiologie pour juger de la sollicitation métabolique des individus sur des activités plus écologiques(96). Ils permettent ainsi de mesurer les échanges gazeux respiratoires sur des AP courantes comme la marche sur sol plat ou irrégulier, les déplacements dans les escaliers, les activités manuelles, les activités sportives etc... Ce type d'appareil a été évalué en termes de validité en population saine et en population AVC. Le niveau de validité est satisfaisant notamment pour les activités d'intensité légère à modérée(97). Le niveau d'erreur est pour les intensités élevées de l'ordre de 10%(97). Le niveau de reproductibilité quant à lui est très satisfaisant supérieur à 0,9 lors des évaluations en test re-test(98).

3.2 Les auto-questionnaires d'activité physique

L'utilisation des questionnaires d'AP est extrêmement répandue au sein des populations de sujets sains(99). Toutefois leurs utilisations chez les individus AVC peuvent être inadéquates du fait des troubles cognitifs pouvant fortement altérer la validité des réponses(87). En effet, les troubles gnosiques, les troubles phasiques, les démences qui sont extrêmement prévalents chez ces individus rendent impossible l'utilisation de ces questionnaires(89,100). Dans une revue de la littérature, Martins et al (2019) rapportent que 6 questionnaires seulement ont bénéficié d'une évaluation de leur validité au sein de la population d'individus avec séquelles d'AVC(100). Ce sont les Activity Card Sort (ACS)(101), Coded activity diary(102), Frenchay Activities Index (FAI)(103), Human Activity Profile (HAP) (104), Multimedia Activity Recall for Children and Adults (MARCA)(47), Nottingham Leisure Questionnaire(105). La méthodologie des études était centrée sur des objectifs de reproductibilité test re-test. Le niveau de

reproductibilité était très hétérogène en fonction des questionnaires. Nous avons synthétisé ces résultats dans le tableau ci-dessous. Certains questionnaires ont été évalués contre une méthode d'évaluation de l'AP objective telle que des accéléromètres ou d'autres moniteurs portatifs d'AP. Toutefois ces moniteurs ne sont pas des méthodes de mesure de référence de l'AP car non validés chez les individus AVC (89). Malheureusement aucun de ces questionnaires n'a été comparé contre une méthode de mesure d'AP de référence(100) ce qui en limite clairement leurs utilisations en clinique et en recherche.

Tableau 9 : Niveau de validation des principaux auto-questionnaires d'activité physique référencés pour les individus AVC

Questionnaire Etude	Population d'étude	Propriétés testées	Résultats
Activity Card Chan et al 2006 (101)	Hong Kong/Chine n=89	Consistence interne Test - retest	Alpha cronbach = 0.89 ICC = 0.98 ; 95%CI (0.97 – 0.99)
Coded activity diary Vanroy et al 2014 (102)	Belgique n=16 Sexe : 9(56%) hommes ; Age(y) : 68(11) Temps après l'AVC : 78(53) Type d'AVC : ischémique 9(56%)	Validité Test retest	DE (kcal/12 h) entre Coded activity diary du patient et les journaux de l'observateur : r = 0,92, p = 0,0001 DE (kcal/12 h) entre Coded activity diary du patient et Sensewear Pro2: r = 0,29, p = 0,28
Frenchay Activities Index (FAI) Lin et al 2012 (106) Wu et al 2011(107) Schepers et al 2006 (108)	Taiwan/Chine n = 127 âge : 55±12 ans Temps après AVC 17±16 mois Taiwan/Chine n=52 Temps après AVC >6 mois Néerlandais/Allemand n = 188 Age 56±11 ans Temps après l'AVC 31±32 semaines	Consistence Interne Test Retest Test retest	Cronbach's = 0.73-0.81 ICC = 0.89, 95%CI = 0.81-0.93 K = 0.25-1.0; Bland Altman: Biais moyen = -0.60, 95% limites d'agrément (-2.21 ; 0.93).

Human Activity Profile (HAP) Teixeira et al 2009 (104)	n=24 Sexe : 13(54%) hommes Age : 64±12 ans Temps après l'AVC 2±2 ans	Validité	HAP vs observateurs: $r = 0.95, p < 0.01$
Multimedia Activity Recall for Children and Adults (MARCA) English et al 2016 (47)	Melbourne/Australie n = 40 Sexe : 26(65%) hommes ; Age : 67±11 ans Temps après l'AVC 4±10 ans	Test – retest Validité	ICC = 0.83, 95%CI = 0.68-0.92 Temps total (min/j) entre MARCA et le moniteur d'activité activPAL3 : ICC = 0,67, 95%CI = 0,38-0,84 DE quotidienne totale (Kj/d) entre MARCA et Sensewear : ICC = 0,62, 95%CI = 0,32-0,80
Nottingham Leisure Questionnaire Drummond et al 2016 (109)	Nottingham/United Kingdom n = 121	Test retest	K = 0.44-0.94; Bland Altman: difference -0.25(3.23), 95% limits of agreement 6.21 – (-6.71)

3.3 Les moniteurs portatifs d'activité physique

3.3.1 Les podomètres

Il existe plusieurs types de podomètres. Le podomètre analogique utilise un dispositif piézo électrique. Ceci correspond à un bras horizontal avec un poids à l'extrémité qui comprime un cristal piézoélectrique lorsqu'il est soumis aux accélérations verticales lors de la marche(110).

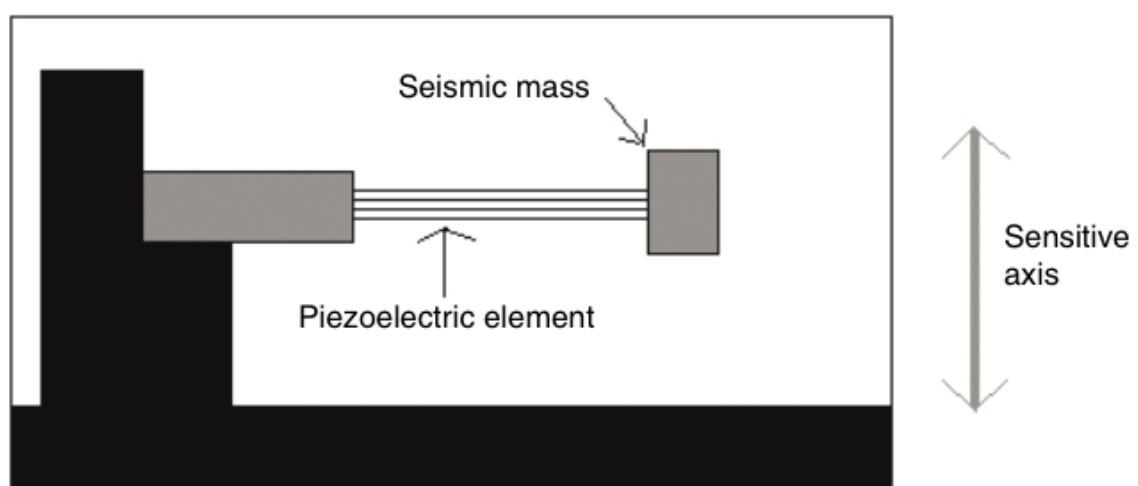


Figure 3 : Mécanisme d'un podomètre piézo électrique

Ce mécanisme génère une tension proportionnelle à l'accélération. Les oscillations de tension sont utilisées pour enregistrer les pas. Il existe des dispositifs plus récents : les podomètres électroniques. Le système est identique aux podomètres analogiques à la différence que le bras de levier oscille sur un circuit électronique(111). Enfin le 3^{ème} mécanisme utilise des composants magnétiques pour enregistrer les accélérations(112). Certains podomètres estiment la DE à partir du nombre de pas grâce un algorithme qui n'est pas connu des utilisateurs(112). Il existe plusieurs études qui rapportent la précision de cette fonction des podomètres. Malheureusement ce type d'étude est essentiellement réalisé chez les individus sains(111–113). Crouter et al 2003 ont ainsi testé 10 podomètres différents à différentes allures de marche chez 30 sujets sains(112). Les auteurs rapportent des niveaux d'erreurs importants significatifs pour l'ensemble des podomètres avec des valeurs allant de 20 à 200% d'erreur par rapport aux valeurs de DE mesurée par analyseur portable des échanges gazeux respiratoires (112).

Il n'existe malheureusement pas d'étude qui évalue le niveau de validité des podomètres pour l'estimation de la DE chez les individus AVC (89). Une étude est néanmoins intéressante à décrire : Carroll et al (2012) ont évalué le niveau de précision pour le nombre de pas de 3 podomètres placés à la nuque ou à la taille sur une population de 50 individus AVC (score de Barthel = 100 (90-100)). Le test a été effectué sur un parcours de marche sur terrain plat au cours de 6 minutes de marche. Le nombre de pas estimé par les podomètres était comparé au nombre de pas mesuré par enregistrement vidéo. Les résultats montrent un niveau d'erreur de l'ordre de 10% en moyenne pour l'ensemble des individus. Toutefois pour les individus ayant une vitesse de marche inférieure à 0,5 m.s⁻¹ les pas n'étaient pas détectés entraînant un niveau d'erreur très important comme l'illustre la figure 4(114). Il se pose alors la question de la validité de ces moniteurs pour l'estimation de la DE notamment chez les individus qui ont une faible vitesse de marche.

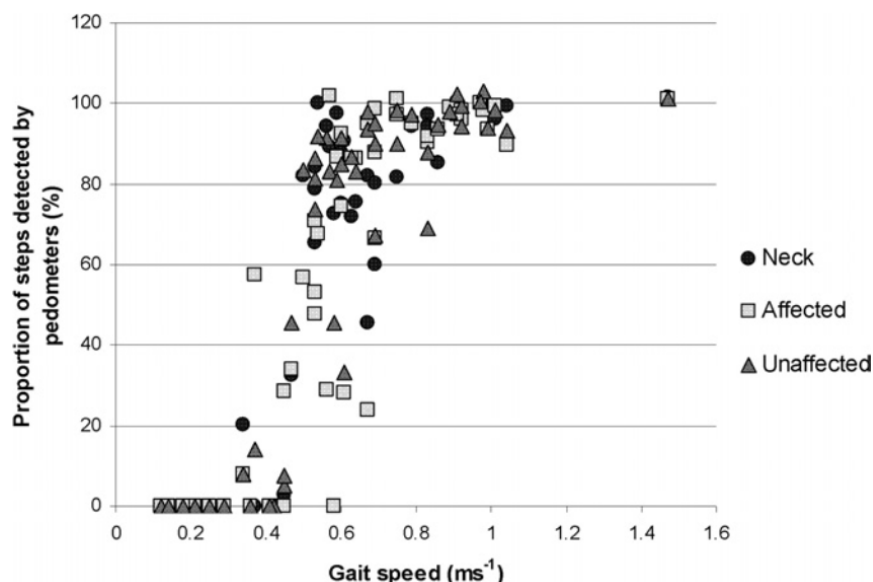


Figure 4 : Pourcentages d'erreur entre le nombre de pas estimés et mesurés par enregistrement vidéo. Figure issue de l'étude de Carroll et al 2012 (111)

3.3.2 Les accéléromètres

3.3.2.1 Description

Un accéléromètre est un dispositif de petite taille qui enregistre les accélérations du segment de membre sur lequel il est placé. (cf figure 5).

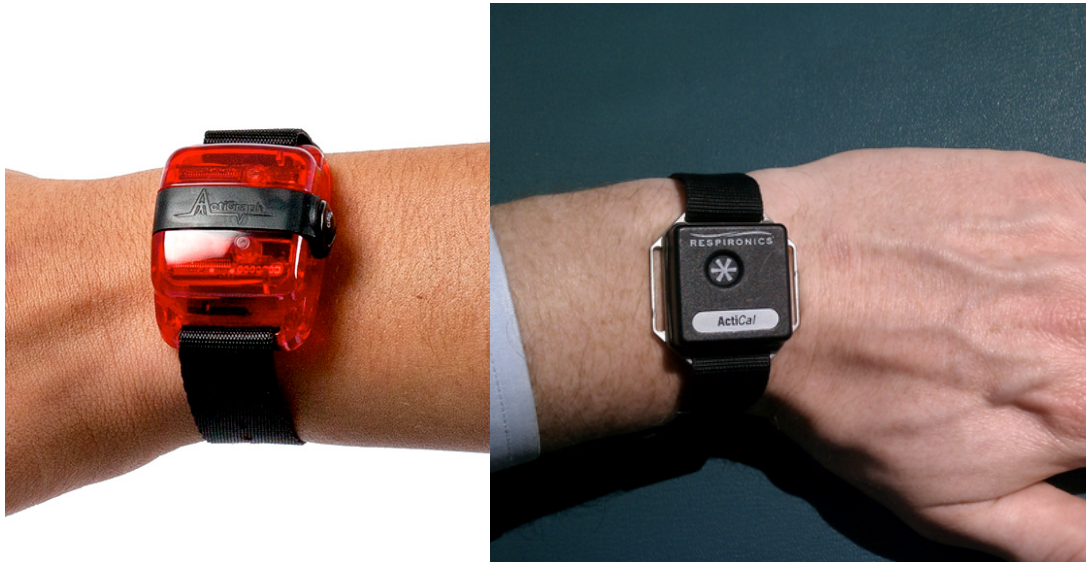
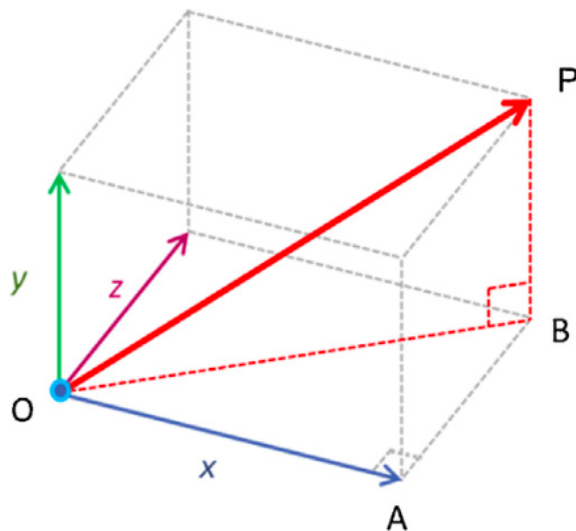


Figure 5 : Exemples d'accéléromètres tri axiaux. A droite l'ActigraphGT3x ; à gauche l'Actical

Le fonctionnement est proche de celui d'un podomètre à la différence qu'il présente un fonctionnement essentiellement électronique. Il existe plusieurs catégories d'accéléromètres. Les accéléromètres uni axiaux sont définis par un enregistrement des accélérations dans un seul plan de mouvement. Les accéléromètres bi axiaux sont définis par un enregistrement des accélérations dans 2 plans de mouvement. Les accéléromètres tri axiaux sont définis par un enregistrement des accélérations dans 3 plans de mouvement. L'intégration des accélérations se fait selon la méthode d'intégration vectorielle. La figure 6 représente l'intégration des accélérations pour un accéléromètre triaxial. (cf Figure 6). La somme des intégrations vectorielles définit ce qu'on appelle une activité d'accélération ou « activity count ».



Vector of magnitude = OP

$$OP^2 = OA^2 + BP^2 + AB^2$$

$$= x^2 + y^2 + z^2$$

$$OP = (x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{1}{2}}$$

$$SVMgs = \Sigma [(x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{1}{2}} - 1g]$$

Figure 6 : Représentation de la distribution vectorielle d'un accéléromètre tri axial. On note le calcul du vecteur moyen de magnitude (OP).

Ces activity counts sont alors converties en DE à l'aide d'un algorithme qui n'est en général pas connu de l'utilisateur. De nombreux accéléromètres renseignent également d'autres indicateurs d'AP tels que l'intensité de l'effort, le nombre de pas, la position (couché, assis, debout). Ils renseignent également la durée d'AP dans les différentes intensités. Ils peuvent être couplés à d'autres capteurs comme des moniteurs de la fréquence cardiaque. Nous présentons dans le tableau 10 les différentes propriétés des accéléromètres les plus fréquemment utilisés.

Tableau 10 : Caractéristiques des accéléromètres fréquemment utilisés dans la littérature

	Composants	Placement recommandé	Paramètres fournis	Prix
ActigraphGT3x(115)	Accéléromètre à 3 axes et technologie de filtrage numérique. comprend des capteurs intégrés de durée de port et de lumière ambiante	Poignet Taille Cheville Cuisse	Capteur de lumière ambiante Surveillance du rythme cardiaque Durée de port du capteur Activité diurne de base Graphique de l'inclinomètre du sommeil	335\$
Actical (116)	Accéléromètre tri axial	hanche	DE, activity count	800 \$
ActivPal (117)	Uniaxial	cuisse non affectée, à mi-chemin entre la hanche et le genou.	Nombre de pas Nombre d'épisodes de marche	1450\$

		Placé sur le poignet non affecté.	Nombre de transitions Durée des postures Durée de la marche Durée de l'activité	
Caltrac (118)	Accéléromètre mécanique uni axial	Hanche	DE	100\$
FitBit Ultra (119)	Tri axial	Hanche	Nb de pas	200\$ – 300\$
Research Tracker 3-6 (120)	Tri axial	Hanche	DE	500\$

Les accéléromètres sont fortement utilisés du fait de l'objectivité de l'enregistrement et de leur grande autonomie d'enregistrement (> à 7 jours) (4). De plus Hake et al 2008, rapportaient que ce type de dispositif était très bien toléré par les patients. En effet dans ce travail qui a inclus 47 individus de pathologies neurologiques différentes (AVC, Sclérose en plaques, Maladie de Parkinson) les participants devaient porter le Research Tracker 3 (capteur triaxial porté au niveau de la taille en position centrale du dos) durant une période de 7 jours. A l'issue de la période de port du capteur un questionnaire évaluait la tolérance de ce capteur. Le niveau de tolérance était de 7,2 sur 9 sur la période de port ce qui montre la bonne tolérance de la part des participants (121).

3.3.2.2 Qualités métrologiques des accéléromètres

Les qualités métrologiques des capteurs sont des propriétés fondamentales des dispositifs. Elles représentent la qualité de mesure intrinsèque du capteur. Il existe quelques travaux dans la littérature qui rapportent ces qualités notamment lors des tests sur des machines effectuant des mouvements répétitifs standardisés. Esliger et Tremblay et al 2006 ont décrit les différences en termes d'unités d'accélérométrie lors du placement de l'ActigraphGT3x, du RT3 et de l'Actical sur une table à secouage hydraulique. Les résultats ont montré des coefficients de variation au cours de mesures répétées inférieurs à 0.5% pour l'ActiCal, de 0.1 à 7.7% pour l'ActigraphGT3x, de 36 à 107% pour le RT3(122). D'autre part, Fradet rapporte que l'ActigraphGT3x présente une altération de sa précision lors des variations importantes de température(123). Ces variations peuvent aller jusqu'à 10% de la valeur initiale d'unité d'accélérométrie. Ce phénomène est mal connu et n'est en général pas pris en compte par les constructeurs. Il est susceptible d'engendrer une erreur de mesure(123).

3.3.2.3 Reproductibilité test retest

La reproductibilité test-retest a également été évaluée pour certains dispositifs. Nous avons rapporté un tableau résumant le niveau de reproductibilité test retest des dispositifs les plus fréquemment utilisés.

Tableau 11 : Niveau de reproductibilité test -re-test des principaux accéléromètres utilisés dans la littérature

	Population	Conditions de test/ Placement	Résultats
ActigraphGT3x Lee et al 2018(124)	20 individus AVC NIHSS<7 n=13 NIHSS 8-16 n=7	Domicile 24h à 3 jours d'intervalle Porté au Poignet & Cheville sain et affecté	ICC > 0.95 ; IC95% (0.89 – 0.99)
Actical Rand et al 2008 (43)	N=40 Chedoke McMaster modéré :85%	Domicile 3 jours consécutifs Porté à la hanche saine et affectée	ICC >0.95 ; IC 95% (0.90 – 0.98)
ActivPal	Non évalué		
Caltrac Haeuber et al 2004 (125)	N=17 Déficit modéré n=2 Pas de déficit sévère	Domicile 2 fois 2 jours séparés de 3 semaines Porté hanche saine	Pas d'ICC seulement r = 0.44
FitBit Ultra Costa et al 2020 (126)	N= 55 NIHSS NC Vitesse de marche = 0.7 (0.3)	Laboratoire Marche de 2 minutes Porté à la Cheville saine	ICC 0.79 IC95% (0.63- 0.88)
Research Tracker 3-6	Non évalué		

Ces résultats montrent que le niveau de reproductibilité des capteurs est satisfaisant sauf pour le Caltrac. Ce capteur est un accéléromètre mécanique uni axial d'ancienne génération. Il semble donc que ce type de capteur soit moins performant que les capteurs plus récents tels que les accéléromètres triaxiaux.

3.3.2.4 Validité contre méthode de référence de mesure de la dépense énergétique

Les moniteurs portatifs d'AP sont des dispositifs principalement calibrés en laboratoire sur des activités de marche ou de course (127). Leur utilisation sur des activités non standardisées telles que les activités sportives (basket, volley...) révèlent un haut niveau d'erreur avec les méthodes de référence de mesure de la DE. Ainsi le travail de Crouter et al (2006) illustre cette caractéristique des moniteurs d'AP. Les auteurs ont comparé la DE estimée par l'Actigraph GT3x et celle rapportée par un analyseur portable des échanges gazeux respiratoires chez 48 étudiants lors de la réalisation de 18 AP différentes (120). Les auteurs ont observé une sous-estimation de la DE de l'ordre de 50% lors de réalisation de certaines AP notamment les AP de raquettes et de balle. La figure 7 illustre ces résultats. Sur cette figure nous observons également une amélioration du niveau de précision pour 3 activités : la marche à allure lente (80 mètres par minute), la marche à allure rapide (103 mètres par minute) et la course à pied (159 mètres par minute) correspondant aux AP pour lesquelles les moniteurs ont été calibrés.

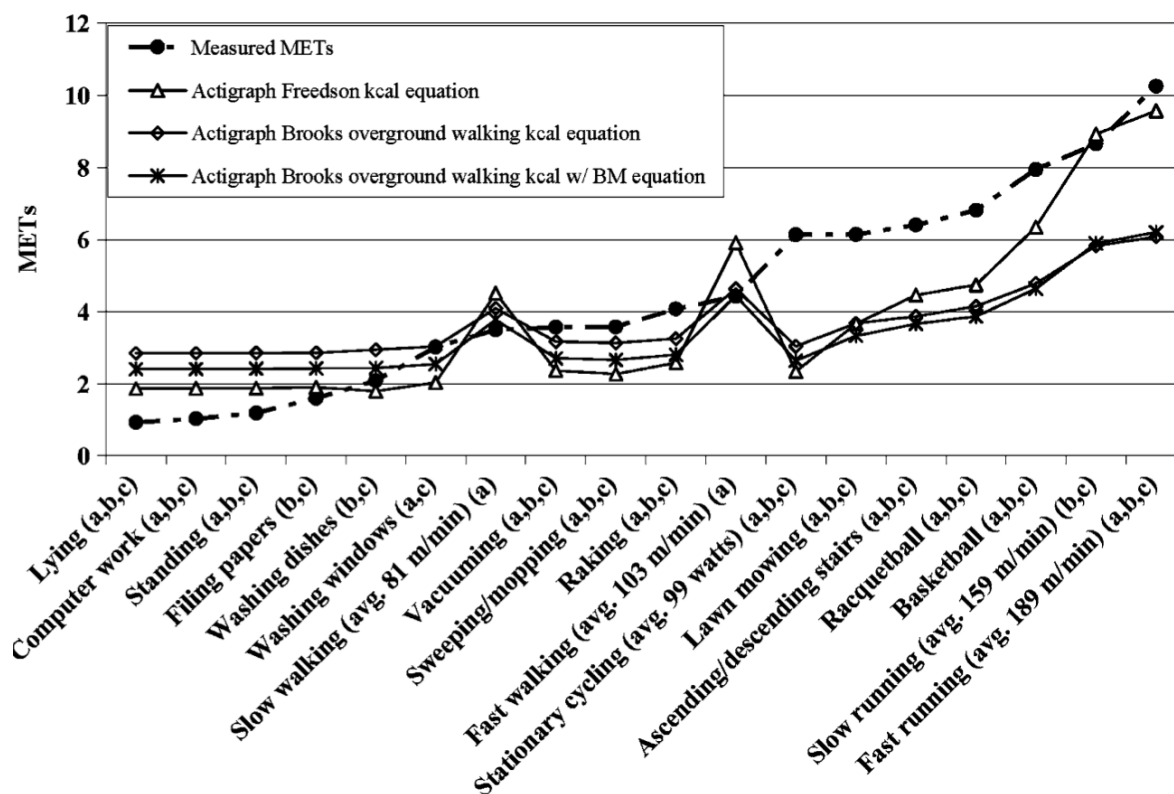


Figure 7 : Illustration de l'écart d'estimation de la DE entre l'ActigraphGT3x et la mesure par échanges gazeux respiratoire en fonction du type d'activité.

C'est également ce que révèle Gastin et al 2018 avec une sous-estimation de plus de 50% de l'ActigraphGT3x par rapport au Cosmed K4b² sur des activités de sport collectifs chez 26 étudiants(128).

A ce jour, il n'existe pas de travaux qui évalue la validité des estimations de la DE par ces moniteurs d'AP sur une population spécifique d'individus avec séquelles d'AVC. Nous supposons néanmoins qu'il peut exister un fort niveau d'erreur d'estimation de la DE notamment lors de la réalisation des AP de vie quotidienne non standardisées comme les tâches manuelles. De plus les spécificités de surcout énergétique et de variabilité de ce surcout peuvent également participer à l'augmentation du niveau d'erreur d'estimation de la DE à l'aide de ces moniteurs.

3.3.3 Les multi capteurs

Les multi capteurs sont des dispositifs qui associent plusieurs capteurs de fonctions différentes. Ils ont en général tous un accéléromètre ce qui leur permet de quantifier le nombre d'accélérations lors de l'AP. Toutefois ils disposent en plus de capteurs enregistrant d'autres variables telles que la température corporelle, la fréquence cardiaque ce qui leur confèrent (d'après les constructeurs) une meilleure précision pour l'estimation de la DE (129). Par exemple, le Sensewear Armband (Sensewear Armband; Body Media, Pittsburgh, PA, USA) estime la DE à partir d'un accéléromètre biaxial, d'un capteur la température de la peau et la réponse galvanique de la peau(130). Il se place sur la face postérieure du bras à mi-distance du moignon de l'épaule et du coude. Ce dispositif calcule la DE à partir de ces données grâce à un algorithme qui est inconnu de l'utilisateur.

Moore et al. (131) ont comparé l'estimation de la DE journalière du Sensewear Armband par rapport à l'eau doublement marquée sur une période de 10 jours au domicile. Ils retrouvent une forte corrélation ($r=0,85$) avec une différence moyenne (MD) de 85kcal/j soit environ 10%. Néanmoins, cette étude ne comportait que 9 participants avec un degré de déficience faible (NIHSS 2).

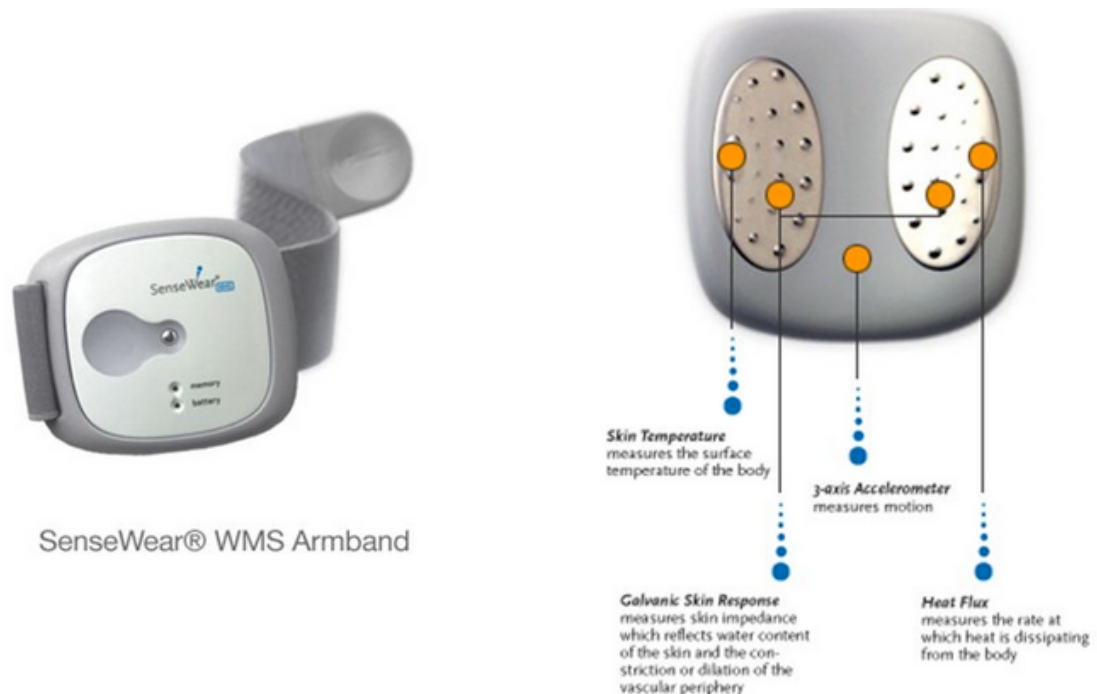


Figure 8 : Sensewear Armband

Il existe d'autres types de multi capteurs tels que le Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity (IDEEA). Ce dispositif associe 5 accéléromètres placés aux 4 membres et au niveau du tronc. Il enregistre de manière synchrone l'ensemble des données des 5 capteurs ce qui permet de rapporter la durée et le type d'activité (allongé, assis, marche, course) (132). Ce dispositif a un faible niveau de validation puisque nous retrouvons dans la littérature seulement une évaluation de sa capacité à estimer la durée et le type d'activité. Ce travail est une évaluation complémentaire d'une publication de Alzahrani et al 2011. Les auteurs ont comparé l'IDEEA à l'observation directe chez 3 individus AVC. Ils ont constaté que le niveau d'erreur du dispositif était de 1% pour la durée de l'AP et 6% pour la fréquence de l'AP (133). A notre connaissance il n'existe pas d'autres travaux de validation pour les individus AVC sur ce dispositif.

L'Actiheart est un dispositif associant un accéléromètre triaxial et un capteur de fréquence cardiaque(134). Ce type de dispositif présente un bénéfice en comparaison un accéléromètre triaxial simple car il permet d'ajuster l'intensité de l'effort à partir de la fréquence cardiaque. Cependant il existe plusieurs limites à ce dispositif. Une première limite concerne la nécessité de faire correspondre la fréquence cardiaque aux intensités d'efforts pour chaque individu. En effet il existe une forte variabilité interindividuelle de la cinétique de la fréquence cardiaque en fonction de l'âge, des capacités cardio-respiratoires(10). De plus, dans cette population, il y a une forte prévalence à des pathologies cardiaques et des traitements affectant la fréquence cardiaque (86). A notre connaissance, il n'existe pas de travaux dans la littérature qui a évalué la validité de ce dispositif pour les individus AVC.

3.3.4 Les centrales inertielles :

Ce sont des capteurs qui comprennent 3 accéléromètres, 3 gyroscopes et 3 magnétomètres. Elles utilisent cet ensemble de capteurs pour construire une représentation en 3 dimensions du mouvement. Cette reconstruction est réalisée à l'aide d'un micro-processeur. Les données sont transférées à une centrale informatique via Bluetooth(135).

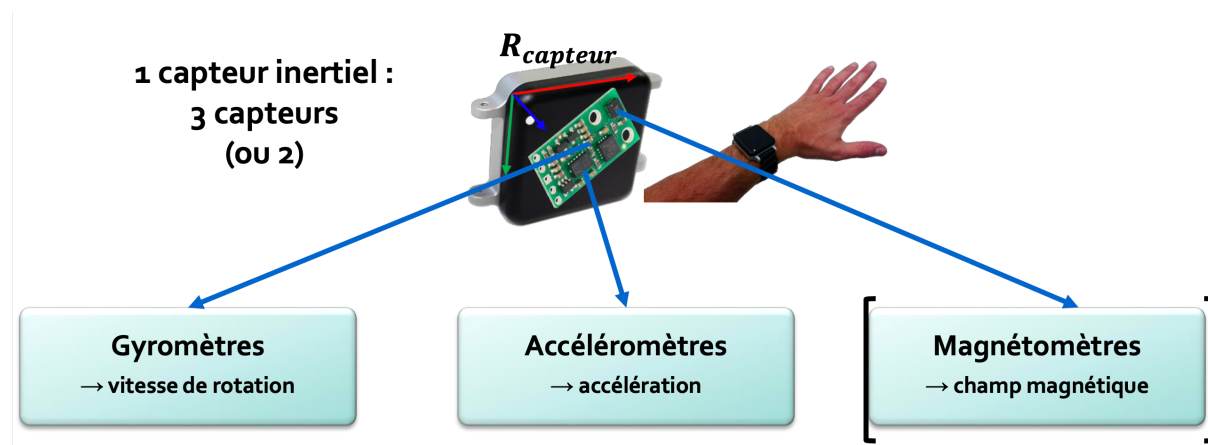


Figure 9 : Composants d'une centrale inertielle

Ce dispositif offre des capacités nouvelles pour l'enregistrement et l'analyse du mouvement. Cependant son utilisation chez les individus AVC est à ce jour encore très peu rependue comme en témoignent les résultats d'une recherche sur Pubmed combinant « IMU and stroke ». Le nombre de résultats est de 35 pour des dates d'articles entre 2009 et 2020. Parmi ces résultats aucun ne rapporte l'utilisation de ce dispositif pour l'estimation de la DE chez les individus AVC. Nous avons néanmoins choisi de l'aborder devant son potentiel important dans cette thématique.

3.3.5 Synthèse sur les moniteurs portatifs d'activité physique

Ces dispositifs présentent une bonne reproductibilité test retest. Toutefois leur validité pour l'estimation de la DE chez les individus AVC n'est pas encore établie. Il semble donc nécessaire de réaliser des travaux d'évaluation de cette validité pour juger des valeurs de DE qu'ils nous fournissent.

3.4 Autres méthodes d'estimation de la sollicitation énergétique

3.4.1 Le compendium d'activité physique :

Le compendium d'AP permet de quantifier la consommation d' O_2 à partir du recueil de du type et de la durée des AP. Toutefois la qualité de l'estimation dépend de la qualité du recueil. De ce fait, cette méthode présente plusieurs limites pour une utilisation chez les individus avec séquelles d'AVC. D'une part les individus AVC souffrent de troubles cognitifs qui altèrent fortement le recueil précis des types et durées d'AP(87). D'autre part, le compendium utilise des valeurs de $\dot{V}O_2$ mesurées sur des sujets sains alors qu'il peut exister de fortes variations de $\dot{V}O_2$ chez les individus avec séquelles d'AVC (64,90). Ceci a été rapporté pour la marche. Kramer et al ont ainsi rapporté que le $\dot{V}O_2$ à la marche étaient de $11.29 \text{ mL.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (95% IC

9.70 - 12.87) alors que celui des sujets sains est de $7.5 \text{ mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ à vitesse de marche équivalente(64). Serra et al 2016 ont également mesuré le $\dot{V}\text{O}_2$ au cours d'activité de déplacement 1) marcher sur place, 2) balayer le sol, 3) faire le tour d'une piste, 4) marcher sur un tapis roulant à 4 % d'inclinaison à 1 mph (intensité plus faible), et 5) marcher sur un tapis roulant à 4 % d'inclinaison à 2 mph chez 28 individus AVC (âge : $60,4 \pm 1,6$ ans). Les individus présentaient une augmentation du $\dot{V}\text{O}_2$ de l'ordre de 25 à 50% par rapport aux valeurs renseignées dans le compendium(90).

Ce phénomène peut entraîner une erreur importante d'estimation de la consommation d' O_2 à l'aide de cette méthode.

3.4.2 Estimation de la consommation d' O_2 à l'aide de la vitesse de marche

Cette méthode n'est pas une méthode référencée mais plusieurs travaux rapportent une forte association entre le C_w et la vitesse de marche des individus AVC. Zamparo et al 1995 (52), Polese et al 2017(136) rapportent une relation C_w /vitesse avec un coefficient de détermination supérieur à 0.8.

L'étude de Zamparo rapporte une relation type logarithmique : $\ln C_w = 1.27 - 0.718 \times \ln(\text{vitesse})$, $R^2 = 0.84$. Cette relation a été rapportée sur une population de 20 individus hémiparétiques (52).

Polese et al ont rapporté une relation polynomiale : $C_w = 0.95 - 1:28 \times \text{Vitesse} + 0.47 \times \text{vitesse}^2$. $R^2 = 0.81$. Cette relation a été mise en évidence sur une population de 55 individus AVC (136).

Cette relation pourrait permettre d'estimer le C_w et ainsi rapporter la sollicitation énergétique à la marche de l'individu AVC. Toutefois, aucun travail n'a évalué sa validité pour estimer le C_w sur une nouvelle population d'individus AVC.

3.5 Synthèse sur les méthodes d'estimation de la dépense énergétique :

Il existe de nombreuses méthodes qui fournissent une estimation de la DE chez les individus AVC. Nous avons vu qu'elles semblent reproductibles en test retest mais qu'elles souffrent d'un manque de travaux de validation contre méthode de référence pour la population des individus AVC. Leur validité au sein de cette population est questionnable car les individus AVC présentent des caractéristiques bio-mécaniques et métaboliques spécifiques. C'est le cœur de notre problématique. Nous allons désormais formuler clairement la problématique et les objectifs opérationnels qui en découlent.

4 Synthèse de la problématique

La personne avec séquelles post AVC est un individu avec de multiples déficiences. Ces déficiences ont un impact majeur sur ses capacités fonctionnelles et sa participation sociale. En outre l'individu AVC a un niveau d'AP faible et des comportements sédentaires qui majorent le risque de récurrence d'évènement cardio vasculaire. Pour rompre ce cercle vicieux de l'inactivité physique et de la sédentarité, les programmes d'AP ont montré des bénéfices importants en termes d'amélioration des capacités cardio respiratoires, de l'autonomie des individus AVC et de qualité de vie. Les bénéfices sur la participation sociale, le risque de récurrence, la mortalité n'ont jusqu'à présent pas ou peu été mis en évidence. Une des raisons à ce manque de preuve peut résider dans les difficultés à quantifier précisément le niveau d'AP des individus AVC à leur domicile. Les méthodes actuellement les plus utilisées sont les questionnaires d'AP et les moniteurs portatifs d'AP. Toutefois nous avons rapporté que ces méthodes souffraient d'un manque d'évaluation de leur validité au sein de la population des individus AVC qui présente des caractéristiques de mouvements et de cout énergétique à l'activité très spécifiques.

La synthèse de la littérature que nous avons réalisé précédemment, nous pose la question de la validité des méthode d'estimation de la DE chez les individus AVC. Dès à présent plusieurs questionnements se présentent à nous :

Quelle est la validité des moniteurs d'AP pour l'estimation de la DE au cours des activités physiques de vie quotidienne pour les individus AVC ?

Quelle est la validité des autres méthodes d'estimation de la DE (estimation de la DE à partir du compendium d'AP, vitesse de marche) au cours des activités physiques de vie quotidienne pour les individus AVC ?

Ainsi notre travail s'organise en un objectif principal et des objectifs opérationnels que nous avons développés ci-dessous.

4.1 Objectif principal

L'objectif principal de ce travail est d'évaluer les méthodes permettant d'estimer la sollicitation énergétique des individus AVC en situation réelle de vie. Les méthodes que nous avons retenues pour cette évaluation sont les moniteurs d'AP (podomètres, les accéléromètres et les multi capteurs), la méthode utilisant le compendium d'AP et une méthode d'estimation du cout de d'O₂ à la marche (Cw) à l'aide de la vitesse de marche.

Nous émettons les hypothèses que les méthodes disponibles présentent un niveau d'erreur d'estimation de la sollicitation énergétique significatif du fait des spécificités mécaniques et métaboliques des individus avec séquelles d'AVC.

Nous supposons également que la méthode d'estimation du Cw à partir de la vitesse de marche permet une estimation précise du Cw à la marche pour ces individus.

Pour confirmer ces hypothèses, nous avons défini plusieurs objectifs opérationnels qui seront accompagnés chacun d'un article publié permettant de répondre pas à pas à la question de recherche :

4.2 Premier objectif opérationnel :

Notre premier objectif opérationnel concerne l'évaluation de la validité des estimations de la DE par moniteurs d'AP sur une séquence d'activités physiques de vie quotidienne chez les individus AVC en phase sub aigue.

Article 1 :

Mandigout S, Lacroix J, Ferry B, Vuillerme N, Compagnat M, Daviet J-C. Can energy expenditure be accurately assessed using accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring in post-stroke patients in the subacute phase? European Journal of Preventive Cardiology. 2017 Dec;24(18):2009–16. (137)

Dans ce travail nous avons exploré la validité de plusieurs moniteurs d'AP sur une séquence complète d'AP courantes de vie quotidienne chez des individus AVC à la phase sub aigue (>7 jours de leur AVC). Nous avons retenu 14 capteurs d'AP (2 SensewearArmband (multicapteur (accéléromètre biaxial, thermomètre cutané, un capteur des résistances galvaniques cutanées), 5 ActigraphGT3x (accéléromètre tri axial), 5 Actical (accéléromètre tri axial), 2 podomètres ONESTEP400 (capteurs piezo électrique)) positionnés à différents placements (cou, bras, poignet, hanche, cheville ; coté sain et coté affecté tel que recommandé par les fabricants). Ces moniteurs sont les plus fréquemment utilisés en recherche clinique (89). Nous avons inclus 24 individu avec séquelles d'AVC. Les participants devaient réaliser une séquence complète d'activités comportant des transferts, des tâches manuelles de rangements, des déplacements sur terrains plats et des déplacements dans les escaliers. La séquence durait environ 40 minutes. Les valeurs de DE rapportées par les capteurs étaient comparées à celles mesurées par la méthode de référence (mesure de la consommation d'O₂ par un analyseur portable des échanges gazeux respiratoires : Metamax3b). Nos résultats ont montré de très fortes différences entre la méthode de référence et les capteurs. Le Sensewear Armband obtenait l'estimation la plus proche avec néanmoins un niveau d'erreur de 15% et un coefficient de corrélation de 0.45 ; $p=0.04$. Pour les autres moniteurs le niveau d'erreur était supérieur à 50% et les coefficients de corrélation faibles inférieurs à 0.3 ($p>0.05$). Nous avons ainsi conclu que les moniteurs rapportent des estimations de DE avec un haut niveau d'erreur ce qui interroge quant à leur utilisation en recherche et en pratique clinique. Parmi les moniteurs évalués, le Sensewear Armband semblait être le plus précis. Toutefois d'autres travaux sont nécessaires pour comprendre les raisons de sa faible corrélation avec la méthode de référence.

4.3 Deuxième objectif opérationnel :

Pour ce deuxième objectif, nous avons évalué la validité des estimations de la DE par ActigraphGT3x au cours de 4 activités courantes de vie quotidienne chez les individus AVC. Quel placement et quelle activité offrent la meilleure estimation de la DE chez les individus AVC.

Article 2 :

Compagnat M, Mandigout S, Chaparro D, Daviet JC, Salle JY. Validity of the ActigraphGT3x and influence of the sensor positioning for the assessment of active energy expenditure during four activities of daily living in stroke subjects. Clinical Rehabilitation. :9. (138)

Dans ce travail nous nous sommes concentrés sur l'ActigraphGT3X qui est le capteur le plus utilisé en recherche clinique pour enregistrer l'AP (120). Il peut être placé à différents

endroits du corps (poignet; cheville ; hanche). Nous avons donc voulu évaluer son niveau de précision par rapport au Metamax3b et l'impact du placement pour l'enregistrement de la DE sur des activités de vie courantes de vie quotidienne. Nous avons inclus 46 individus avec séquelles d'AVC. Nous avons demandé aux participants de réaliser 4 activités différentes (transfert, rangement de vaisselle, déplacements pendant 6 minutes, déplacements dans les escaliers d'un étage). Les estimations de la DE fournies par les ActigraphGT3x étaient comparées à celles mesurées par le Metamax3b. Une analyse était réalisée en fonction des placements et des activités sur la différence moyenne et la concordance par l'analyse de Bland-Altman. Nos résultats ont montré que l'ActigraphGT3x offrait les meilleures estimations de la DE que lorsqu'il était placé à la cheville lors de la marche, au poignet l'heure des activités manuelles. Sur l'ensemble de la séquence, les estimations étaient les plus précises lorsqu'il était placé au niveau du poignet. Nous avons donc conclu que ce dispositif devait être placé au poignet lors de la réalisation des activités de vie quotidienne. Ce placement est un compromis pour enregistrer de manière précise le DE pour des activités de vie quotidienne. Toutefois d'autres travaux sont nécessaires pour comprendre les raisons de sa faible corrélation avec la méthode de référence.

4.4 Troisième objectif opérationnel :

Le 3^{ème} objectif s'intéresse à l'évaluation de la validité des estimations de la DE à l'aide d'un multicapteur (Sensewear Armband) au cours d'activités courantes de vie quotidienne chez les individus AVC.

Article 3

Compagnat M, Daviet JC, Batcho CS, David R, Salle JY, Mandigout S. Quantification of energy expenditure during daily living activities after stroke by multi-sensor. *Brain Inj.* 2019;33:1341–6. (139)

Le Sensewear Armband (SWA) est un capteur d'AP comprenant un accéléromètre biaxial, un thermomètre, un capteur de mesure des résistances galvaniques cutanées. Un algorithme inconnu de l'utilisateur car propriété du constructeur combine l'ensemble de ces données pour fournir une estimation de la DE. Dans ce travail, nous avons dissocié différentes AP courantes de vie quotidienne afin d'explorer le niveau de précision et de concordance entre le capteur et la méthode de référence activité par activité. Notre hypothèse est que ce dispositif n'est pas fiable pour certaine activité et meilleur pour d'autres activités comme la marche sur lequel le capteur a été calibré(140). Nous avons inclus 38 individus avec séquelles d'AVC en capacité de se déplacer sans aide humaine. Nous les avons équipés avec un Sensewear Armband placé au bras sain. Nous avons demandé aux participants de réaliser 4 activités différentes (transferts lit/fauteuil / rangement de vaisselle pendant 3 minutes / déplacements pendant 6minutes et montée/descente d'un étage d'escaliers. Les valeurs de DE fournies par les SWA étaient comparées à celles mesurées par le Metamax3b. Une analyse de la différence entre le SWA et le Metamax3b ainsi que le niveau de corrélation était réalisée activité par activité. Les résultats ont montré que le SWA était le plus précis pour les activités de marche (MD=9% ; $r=0.48$; $p<0.001$) alors que pour les autres activités le niveau d'erreur était supérieur à 25%. Nous avons conclu que le SWA n'était pas un dispositif fiable pour évaluer une séquence globale d'activité de vie quotidienne du fait du niveau d'erreur et du manque de concordance avec la méthode de référence.

4.5 Quatrième objectif opérationnel :

Cet objectif consistait à comparer les valeurs de consommation d'O₂ mesurées par calorimétrie indirecte à l'aide d'un analyseur portable des échanges gazeux respiratoires au cours de 5 activités courantes de vie quotidienne et les valeurs de consommation d'O₂ rapportées par le compendium d'AP d'Ainsworth.

Article 4

Compagnat M, Mandigout S, David R, Lacroix J, Daviet JC, Salle JY. Compendium of physical activities strongly underestimates the oxygen cost during activities of daily living in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 2018 Oct 24 (141)

L'objectif de ce travail était de comparer les valeurs de DE fournies par le compendium d'AP et la mesure de DE par un analyseur portable les échanges gazeux respiratoires (Metamax3b) au cours de 5 AP courante de vie quotidienne. Pour cela nous avons inclus 35 individus avec séquelles AVC en capacité de se déplacer sans aide humaine. Nous avons demandé aux participants de réaliser 5 activités de vie quotidienne (transfert, tâches manuelles, marche, montée d'escalier, descente d'escalier). Ces activités sont répertoriées dans le compendium d'AP. Les valeurs de DE fournies par le compendium étaient comparées à celles fournies par le Metamax3b. Les analyses statistiques étaient le calcul des différences moyennes et l'analyse de concordances selon l'analyse de Bland-Altman. Nos résultats ont montré de fortes différences entre les valeurs du compendium et celles mesurées par le Metamax3b. Ces variations sont de 6% pour l'activité de descente des escaliers jusqu'à 108% pour les activités de marche ou de montée des escaliers. Nous concluons ainsi que le compendium d'AP n'est pas adapté pour les individus avec séquelles d'AVC et qu'il est nécessaire de développer un compendium spécifique à ces individus.

4.6 Cinquième objectif opérationnel :

Estimation du Cw à la marche à partir de la vitesse de la marche chez les individus hémiparétiques post AVC.

Article 5

Compagnat M, Mandigout S, Chaparro D, Salle JY, Daviet JC. Predicting the oxygen cost of walking in hemiparetic stroke patients. *Ann Phys Rehabil Med.* 2018 Sep;61(5):309–314. (142)

La mesure du Cw est habituellement réalisée à l'aide d'un analyseur des échanges gazeux respiratoires(64). Hors cette méthode de mesure présente des contraintes d'utilisation importantes (calibration, tolérance) limitant son utilisation pratique clinique. De ce fait nous avons voulu développer une outil permettant d'estimer le Cw sans utiliser d'analyseur portable des échanges gazeux respiratoires. Un des moyens pour estimer le Cw serait l'utilisation de la vitesse de marche car la vitesse de marche est fortement associée au Cw (52,68). Notre travail a donc été dans un premier temps d'évaluer s'il existe une relation suffisamment étroite entre la vitesse de marche et le Cw chez les patients AVC pour estimer précisément le Cw. Pour cela nous avons inclus un groupe de 26 patients AVC que nous avons équipé avec un

analyseur des échanges gazeux respiratoires (Metamax3b) pour mesurer le Cw à la marche. Nous avons enregistré la vitesse de marche de confort des individus. Nous avons exploré la relation qui existait entre la vitesse de marche et le Cw enregistré par le Metamax3b. A partir de cette relation nous avons déterminé une équation de prédiction : $\text{Cout d'O}_2 = 0.2109 \cdot (\text{vitesse de marche})^{-0.877}$.

Dans un 2e temps nous avons voulu évaluer la validité de cette équation de prédiction du Cw. Nous avons donc inclus une seconde population de 29 patients AVC. Nous avons demandé aux participants de marcher à une vitesse d'allure confortable en portant le Metamax3b afin d'enregistrer le Cw à la marche. Nous avons également enregistré leur vitesse de marche de confort. A partir de cette vitesse de marche nous avons appliqué notre équation de prédiction du Cw. Le Cw estimé par l'équation de prédiction était comparé au Cw mesuré par le Metamax3b. Une analyse statistique était réalisée sur la différence moyenne et une concordance via une analyse de Bland-Altman.

Nos résultats ont montré un très bon niveau de de précision MD=4% $p > 0.05$ et de concordance ($R^2=0.98$) entre la méthode référence et les valeurs issues de l'équation de prédiction à partir de la vitesse de marche. Ce résultat encourage l'utilisation de cette équation pour l'estimation du Cw chez les individus AVC. Toutefois dans notre travail nous n'avons inclus que des individus avec séquelles d'AVC hémisphérique afin d'obtenir une population homogène. Il sera nécessaire de développer ce même type d'étude sur d'autres types de AVC car il peut exister des variations de la relation cout d'O₂/ vitesse de marche en fonction du type de AVC(60).

Une des applications directes de cette équation est de calculer la DE lors de la marche à partir des distances de marche qui peut être estimées par des moniteurs d'AP tels que les podomètres ou les accéléromètres.

D. Travaux :

1 Article 1 :

Full research paper

European Journal of
Preventive
Cardiology

 **ESC**
European Society
of Cardiology

Can energy expenditure be accurately assessed using accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring in post-stroke patients in the subacute phase?

Stéphane Mandigout¹, Justine Lacroix¹, Béatrice Ferry¹,
Nicolas Vuillerme^{2,3}, Maxence Compagnat¹ and
Jean-Christophe Daviet¹

European Journal of Preventive
Cardiology
0(00) 1–8
! The European Society of
Cardiology 2017
Reprints and permissions:
sagepub.co.uk/journalsPermissions.nav
DOI: 10.1177/2047487317738593
journals.sagepub.com/home/ejpc


Abstract

Background: In the subacute stroke phase, the monitoring of ambulatory activity and activities of daily life with wearable sensors may have relevant clinical applications. Do current commercially available wearable activity trackers allow us to objectively assess the energy expenditure of these activities? The objective of the present study was to compare the energy expenditure evaluated by indirect calorimetry during the course of a scenario consisting of everyday activities while estimating the energy expenditure using several commercialised wearable sensors in post-stroke patients (less than six months since stroke).

Method: Twenty-four patients (age 68.2 ± 13.9 ; post-stroke delay 34 ± 25 days) voluntarily participated in this study. Each patient underwent a scenario of various everyday tasks (transfer, walking, etc.). During the implementation, patients wore 14 wearable sensors (Armband, Actigraph GT3X, Actical, pedometer) to obtain an estimate of the energy expenditure. The actual energy expenditure was concurrently determined by indirect calorimetry.

Results: Except for the Armband worn on the non-plegic side, the results of our study show a significant difference between the energy expenditure values estimated by the various sensors and the actual energy expenditure when the scenario is considered as a whole.

Conclusion: The present results suggest that, for a series of everyday tasks, the wearable sensors underestimate the actual energy expenditure values in post-stroke patients in the subacute phase and are therefore not accurate. Several factors are likely to confound the results: types of activity, prediction equations, the position of the sensor and the hemiplegia side.

Keywords

Wearable sensor, energy expenditure, physical activity, monitoring, stroke

Received 12 July 2017; accepted 3 October 2017

Introduction

In stroke patients, the scientific literature underlines the importance of having regular physical activity (PA)¹ and, in particular, limiting the periods of inactivity during the day.^{1,2} However, several studies show that upon returning home, stroke patients reduce PA time and increase the time spent in sedentary activities² which may increase risk of stroke recurrence.³

¹HAVAE Laboratory (EA 6310), University of Limoges, France

²Univ.Grenoble Alpes, AGEIS, Grenoble, France

³Institut Universitaire de France, Paris, France

Corresponding author:

Stéphane Mandigout, Laboratory HAVAE, Faculty of Sciences et Technics,
123 Avenue Albert Thomas, 87060 Limoges, France.
Email: Stephane.mandigout@unilim.fr

The arrival on the market of PA sensors (pedometers, accelerometers, Global Positioning System [GPS]) has facilitated the measurement of the amount of PA of both healthy subjects and individuals with pathology.⁴ The validity of these sensors is widely described in the literature.⁵ However, most studies validate these tools in highly standardised exercise conditions in healthy subjects (running, cycling, walking, etc.). The validity of these sensors therefore remains to be established for everyday activities.^{6,7} An underestimate of the energy expenditure (EE) by an average of 20%, is indeed observed in young healthy subjects (tasks: sitting, walking, standing, climbing stairs or light movements).⁸ It seems that the widespread use of accelerometers specifically for PA monitoring systems may be premature.⁹ In spite of these results, actigraphy is often used in the monitoring of the activity of post-stroke patients.^{10–12} In a recent review, Fini et al.¹⁰ demonstrated the difficulty in obtaining sufficiently reliable results for use in current practice (intraclass correlation coefficient (ICC): 0.19–0.99 for the number of steps, 0.70–0.85 for EE). The low number of studies carried out for subacute-phase patients after a stroke should also be noted. Finally, to assess the amount of PA of patients upon returning home, activities such as walking and cycling must be taken into consideration,^{13,14} but so must be the spontaneous everyday activities of the patient. A typical day at home will predominantly comprise ambulation, transfers and object displacement activities. Do currently commercially available wearable sensors for PA allow us to objectively assess the EE of these activities?

The objective of this work was therefore to compare the EE evaluated by indirect calorimetry during a scenario consisting of everyday activities while estimating the EE using several sensors in subacute post-stroke patients.

The secondary objectives were to compare the EE values estimated by the sensors as a function of (a) the side of the stroke and (b) the positioning of the sensor.

Materials and methods

Study population

Participants were consecutively recruited from the Physical Medicine and Rehabilitation (PM&R) department of the Limoges University Hospital (France) during hospitalisation or follow-up consultation. Patient recruitment was performed by a doctor specialising in PM&R, who judged the patient's autonomy in respect of transfer (changes in body position) and displacement (walking). The doctor was responsible for verbally informing the patients of the arrangements concerning the assessment. Consent was collected both verbally and in writing.

The research protocol was accepted by the Comité d'éthique pour les recherches non interventionnelles (CERNI) ethics committee of the Grenoble Alpes University (France; #2015-01-13-57).

The inclusion criteria for recruitment were: subjects older than 18 years; able to perform both a transfer and a displacement on their own and having suffered an ischaemic or haemorrhagic stroke within the last six months.

The non-inclusion criteria were: cognitive disorders preventing participation in the study; cardiac pathologies contraindicating physical effort; any pathology causing a disability other than that occurring in the aftermath of stroke blocking the participation in the assessment.

Experimental protocol

The initial clinical assessment of patients includes: type of stroke, location of cerebral lesion, age, Demeurisse Motricity Index,¹⁵ Functional Ambulation Classification modified,¹⁶ Barthel Index,¹⁷ type of ambulation (with or without technical assistance).

To evaluate the validity of the sensors, all tests were carried out in the therapeutic room of the PM&R department of the hospital. This assessment took place during hospitalisation under the supervision of the specialist doctor. Participants were asked to abstain from coffee or food in the two hours prior to the test and not to exercise in the 24 h prior to the test. Each patient underwent a scenario of different everyday tasks with an intensity similar to that which they would encounter at home. This scenario involved the following functional tasks:

1. Rest for 3 min lying in bed. This corresponded to the reference position.
2. Transfer tasks without human assistance:
 - Starting position lying on the bed (height of bed 60 cm)
 - Get up from the bed to perform a lie-to-stand transfer without human assistance
 - Displacement to the toilet (7 m) (height of the toilet 40 cm)
 - Stand-to-sit transfer
 - Sit-to-stand transfer to return to a chair (10 m).
3. Rest for 3 min in a seated position.
4. Tidying away task: putting away the washing-up (plates, glasses, cups). The patient was positioned in front of a work surface with a cupboard. The task was carried out while standing. The height of the cupboard was adjusted to shoulder height for each patient. There was also a work surface located beneath the cupboard at an adjustable height. We set a height of 60 cm between the work surface and the cupboard for each patient. The patient was

instructed to put away the washing-up in the cupboard before taking it out of the cupboard again to place it on the work surface. The operation was repeated, as necessary, several times to obtain a total task duration of 3 min.

5. Rest for 3 min in a seated position on a chair.
6. Walking task: performing a six-minute walking test (6MWT). The patient was asked to ambulate around a 50 m loop at a comfortable pace. The distance travelled was measured at the end of the 6 min.
7. Rest for 4 min in a seated position on the chair.
8. Task involving going up and down stairs: the patient was asked to ascend and descend one floor level (28 steps, height: 14 cm). The patient was free to use a ramp or a technical aid.
9. Rest for 3 min in a seated position.

A rest of 3–4 min was observed between each task in order to return to the gas exchange level that existed prior to execution of each task. This rest was in a seated position either on a chair or the patient's wheelchair. Each task lasted at least 3 min to obtain a stable state of oxygen consumption (VO_2). In this work, we will present the estimated EE values on the entire scenario only.

Equipment

The chosen sensors are commonly used in the literature to assess the PA of different categories of people in real life situations.¹⁸ We used the placement recommended by the manufacturer. The subjects wore the 14 sensors at the same time while performing the scenario.¹⁹ Each accelerometer has software for sensor configuration and data analysis and requires the weight, size and age of the subject. The studied accelerometers were the following:

Actigraph GT3x-BT (Actigraph Pensicola, Florida, USA). This tri-axial accelerometer records the number of steps, EE and active EE (kcal), as well as the period of sedentary, moderate, vigorous and very vigorous activity expressed in minutes. We selected the following six locations: ankle, hip and wrist of both the plegic and non-plegic sides.

Actical (Respironics Philips). This bi-axial accelerometer estimates the period of sedentary, light, moderate, vigorous activity measured in minutes, the number of steps and the level of active EE. We selected the six following locations: ankle, hip and wrist on the plegic side and on the non-plegic side.

Armband Sensewear (BodyMedia Inc., Pittsburg, Pennsylvania, USA). This bi-axial accelerometer estimates the EE and

active energy expenditure (kcal), the time spent at each level of activity in minutes and the number of steps. We selected the two following locations: on the arm of both the plegic side and the non-plegic sides.²⁰

Pedometer (ONStep 400, Geonaute). The pedometer records the number of steps and an estimation of EE. We selected the two following locations: neck and hip. For this evaluation, we used the step length pre-recorded in the device.

All devices have been programmed on the same computer with the same reference timetable.

Indirect calorimetry

Throughout the evaluation, the patients wore a portable gas analyser (Metamax 3B, Cortex) to record their VO_2 .²¹ This recording is used to acquire the actual EE value (EEa) throughout the scenario. Before each data acquisition, the portable gas analyser was calibrated according to the recommendations of the manufacturer.

The synchronisation between the start and end of the scenario was carried out by manual tagging in the Metamax 3B data acquisition software.

The EEa was calculated by assuming that a consumed litre of O_2 corresponds to 4.825 kcal according to the Katch McArdle Formula.²² We calculated the Total Energy Expenditure (TEE) over the entire duration of the scenario by summing the O_2 consumption measured every minute in litres and multiplying by 4.825.

Statistical analysis

The results of the quantitative variables are presented in the following form: mean $\pm$ standard deviation, minimum, maximum.

The normality of distribution of the quantitative variables were checked with the Shapiro-Wilk method. As the variables do not conform to a Gaussian distribution, we have performed non-parametric tests.

The distributions of the quantitative variables were compared using Wilcoxon tests for paired series, which proved that the variables do not have a normal distribution. The effect of the position of the sensor for the Actical and the Actigraph was assessed using a Kruskal-Wallis test. When the difference was significant, the distributions of the variables were compared in pairs with the aid of a Wilcoxon signed-rank test.

The relationship between the EE estimated by the sensors and the EEa was determined using a Spearman correlation test. Calculations of ICCs and Bland-Altman plots were performed to quantify the concordance between the values of EEa and the values measured

simultaneously by the sensors. The significance threshold chosen for all statistical analyses is 0.05. We used the statistics software SPSS v 23 (SPSS, IBM, France) for all calculations.

Results

Twenty-four patients voluntarily participated in the study. The characteristics of our patient sample are presented in Table 1.

Table 1. Characteristics of the study population (mean $\pm$ standard deviation (SD), (min–max)).

Sample (n = 24) (15 males and nine females)		
Age (years)	68.2 $\pm$ 13.9	(37–85)
Weight (kg)	75.4 $\pm$ 16.9	(47–116)
Height (cm)	169 $\pm$ 8	(148–183)
Body mass index (kg/m ²)	26.2 $\pm$ 5.4	(16.9–42.6)
Haemorrhagic/ischaemic (n)	6/18	
Side of stroke (left/right) (n)	10/14	
Time since stroke (days)	34 $\pm$ 25	(4–111)
Barthel index	61 $\pm$ 20	(25–100)
Demeurisse Motricity Index	74 $\pm$ 28	(0–100)
Duration of the scenario (min)	25.2 $\pm$ 3.05	(20–32)

Table 2 reports the EE values estimated by the sensors and the EEa as a function of the hemiplegia side and the position of the sensor.

Except for the Armband on the non-plegic side, there was a very significant difference between the EEa value and the EE estimated by the sensors, irrespective of the position or the stroke side.

Different results appear when comparing the values as a function of the sensor position (Table 2). For the pedometer, no significant difference was observed between the estimated EE at the hip or around the neck. For the Actical and Actigraph, significant differences were observed between the EE estimated at the hip and the estimated EE of the wrist and ankle, irrespective of the side of the stroke.

Table 2 presents the correlation analyses performed between the EEa and the estimated EE for each sensor. Our results only reported significant positive correlations between the EEa and the EE for the Armband on both the plegic side ($r = 0.61$, $p = 0.003$) and the non-plegic side ($r = 0.45$, $p = 0.04$).

Except for the Armband, the ICC was very poor for all sensors. The concordance between the EEa values and those of the Armband on the non-plegic and plegic side was low (respectively ICC = 0.56, confidence interval (CI): 0.02–0.80; ICC = 0.52, CI: –0.22–0.81). The Bland-Altman plot could only be plotted for the non-plegic side because the mean difference t -test was

Table 2. Comparison and correlation of the energy expenditure (EE) estimated by Metamax and the EE (kcal and kcal/min) estimated by sensors throughout the scenario (mean $\pm$ standard deviation [SD]).

	Mean $\pm$ SD (kcal)	Mean $\pm$ SD (kcal/min)	Correlation EEa/EE sensors	
			r	p
EEa	65.1 $\pm$ 13.3	2.6 $\pm$ 0.5		
Actical hip	9.8 $\pm$ 9.4 ^a	0.4 $\pm$ 0.4	–0.01	0.94
Actical wrist plegic side	22.2 $\pm$ 13.8 ^{a,b}	0.9 $\pm$ 0.6	–0.19	0.35
Actical wrist non-plegic side	20.9 $\pm$ 14.8 ^{a,b}	0.9 $\pm$ 0.6	–0.27	0.23
Actical ankle plegic side	16.8 $\pm$ 12.3 ^{a,c}	0.7 $\pm$ 0.4	0.30	0.16
Actical ankle non-plegic side	22.3 $\pm$ 17.4 ^{a,c}	0.9 $\pm$ 0.6	0.20	0.36
Pedometer hip	10.4 $\pm$ 9.8 ^a	0.4 $\pm$ 0.4	–0.07	0.74
Pedometer neck	9.7 $\pm$ 9.7 ^a	0.4 $\pm$ 0.4	–0.16	0.43
Armband plegic side	49.1 $\pm$ 16.4 ^a	1.9 $\pm$ 0.6	0.61	0.003
Armband non-plegic side	57.7 $\pm$ 18.8	2.2 $\pm$ 0.7	0.45	0.04
Actigraph hip	8.1 $\pm$ 6.7 ^a	0.3 $\pm$ 0.2	0.04	0.84
Actigraph wrist plegic side	33.6 $\pm$ 21.6 ^{a,b}	1.4 $\pm$ 0.9	0.08	0.71
Actigraph wrist non-plegic side	31.6 $\pm$ 21.6 ^{a,b}	1.3 $\pm$ 0.9	0.20	0.34
Actigraph ankle plegic side	27.4 $\pm$ 20.5 ^{a,d}	1.1 $\pm$ 0.8	0.21	0.31
Actigraph ankle non-plegic side	35.4 $\pm$ 20.1 ^{a,d}	1.4 $\pm$ 0.8	0.19	0.38

EEa: actual energy expenditure.

Difference between sensor EE and EEa: ^a $p < 0.001$; difference between hip/wrist, ^b $p < 0.001$; difference between hip/ankle,

^c $p < 0.01$; ^d $p < 0.001$.

Bold values: significant correlation.

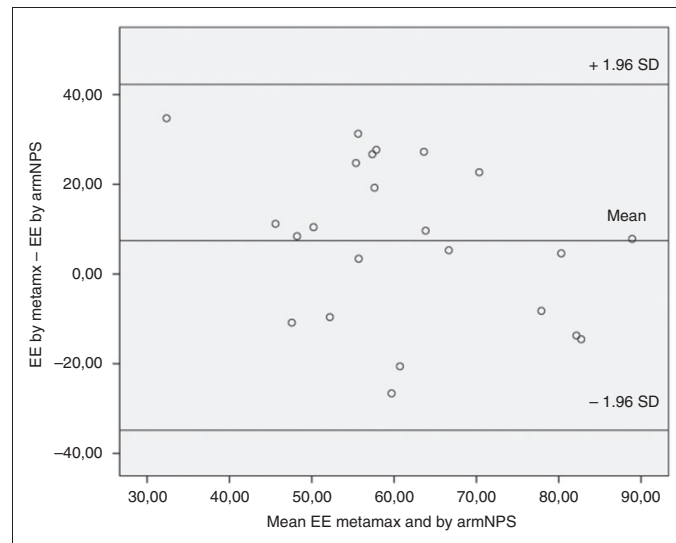


Figure 1. Bland-Altman plots energy expenditure (EE) estimated by the Sensewear armband non-plegic side (ArmNPS) and evaluated by indirect calorimetry using O_2/CO_2 analysis (Metamax).
SD: standard deviation.

non-significant ($p=0.06$) only on this side (Figure 1). An underestimate of the EE is observed for the Armband (-7.43 kcal). The set of subjects comes within the agreement limits. Nevertheless, the biases are high with significant spread of the points.

Discussion

Except for the Armband worn on the non-plegic side, our results show significant differences between the EE values estimated by the wearable sensors and the EEa over the whole scenario of tasks. For a series of everyday tasks, the wearable sensors therefore underestimate the EEa values and do not exhibit a high validity. In addition, except for the Armband, no significant correlation was found between the EE estimated by the wearable sensors and the EEa. Moreover, the concordance between the Armband and indirect calorimetry was only rather moderate.

Our results are rather difficult to compare with the existing literature because most studies assess the level of activity of post-stroke patients with the number of steps.²³ An analysis of the amount of activity in post-stroke patients in the chronic stroke phase (<6 months) based on the measure of EE has only been investigated in three studies.^{19,20,24} In addition, only Moore et al.²⁰ assessed the level of activity in a real-life situation, comparing the EE of the Sensewear to that measured by the

doubly-labelled water method, which is a more precise method that unfortunately requires a tracer and expensive methods of analysis in mass spectrometry. This study revealed a small underestimate by the Sensewear (94 kcal per day, 3.8%), a high correlation ($r=0.85$, $p=0.004$) and eight patients out of nine within the agreement limits (plus or minus 300 kcal). As a whole, our results are not in line with this study. Indeed, most wearable sensors used during our scenario provide EE values far removed from the EE estimated by indirect calorimetry. Only the Armband, worn on the non-plegic side, exhibits results similar to the study of Moore et al.²⁰

In contrast to current studies which generally report good reliability of the sensors in estimating EE,^{7,8,25} yet with no more than moderate validity^{9,25} in healthy subjects, our results uncover poor validity in respect of post-stroke subjects. Consequently, regardless of the study population (healthy or pathological), the results indicate that conventional sensors are not suitable for the analysis of the everyday EE of the population. This difficulty is even more pronounced amongst post-stroke patients because the sensors are not able to take walking asymmetries into consideration. Lameness induces less vertical displacement of the centre of gravity and therefore a lower EE than for normal walking.¹²

The EE differences observed between indirect calorimetry and the sensors, as well as between the sensors

themselves, could be explained by the following non-exclusive factors:

The type of activity being performed

As previously stated, only two studies have focused on estimating the EE during life-situation activities amongst post-stroke subjects.^{19,20} Comparison with our results is difficult because all the studies used various activities. In accordance with the study by Kim et al.,²⁶ we have defined tasks based on the main difficulties encountered by stroke patients in daily life such as displacements or transfers. Furthermore, the main objective of using a sensor is primarily to determine the total daily EE of patients to know whether they are at least meeting the PA recommendations. If the EE estimate is false, the treatment of the subacute post-stroke patient will not be appropriate. Results of the present study highlight the importance of accurately defining the types of activities for which each sensor can provide a good estimate of the EE, particularly during routine everyday use involving multiple activities.

The EE prediction equations

Our study uses the manufacturer's standard prediction equations which may not be suitable to estimate daily activity for this pathological population. Indeed, these prediction equations have often been established based on simple and cyclic tasks such as walking or running. Crouter et al.²⁷ compared the EE values estimated using different prediction equations (with Actigraph and Actical) with the EEa evaluated by indirect calorimetry in healthy subjects, during 18 low to high intensity activities. The results clearly show that the prediction equations provide a good estimate of the EE for slow and fast walking. Recently, encouraging work²⁸ shows that it is possible to identify an algorithm capable of differentiating four classes of activity based on the recording of 26 everyday activities from the average of two accelerometers placed on the dominant ankle and wrist. Other studies will therefore be led to confirm these results, especially for post-stroke subjects.

The position of the sensor

Our study reports significantly different EE values between the positions recommended by the manufacturer for the Actigraph and Actical. These results are in accordance with those of Kim et al.²⁶ conducted on young and healthy subjects with Fitmeter triaxial accelerometer and Actical. They further show that sensors positioned on the ankle would be more accurate for estimating the EE during low intensity activity (<3 METs) and high intensity activity (>6 METs) while

sensors placed on the hip would be more precise for moderate activities (3<METs<6).

The location of the sensor (plegic/non-plegic side)

Our study does not report differences in EE between plegic and non-plegic side over the whole scenario. This contradicts the work of Narai et al.²⁹ which indicates a higher recorded number of steps (Air Sense on the non-plegic arm) over 24 h in post-stroke patients. However, the studied variable was the number of steps and not the energy expenditure. Despite this, our results are in agreement with the work of Manns et al.¹⁹ which reports no difference between the two sides in estimated EE using the Armband. The factors likely to explain the heterogeneity of the results of the literature could be related to: (a) a problem of vascularisation of the plegic limb,³⁰ explained by a blood flow decrease of the plegic side; (b) the swinging of the arm, Manns et al.¹⁹ showing that the non-plegic side sensor (Armband) would exhibit better accuracy in the EE estimation; (c) the speed of displacement, sensors having a tendency to underestimate more significantly for low displacement speeds.³¹

The major limitation of our study relates to the absence of assessment of the EE for each task. Prior to this work, we considered that making a comparison on the full scenario of tasks was more important. Indeed, from a practical point of view, the current sensors are used primarily for daily or weekly check-ups, as opposed to getting information per task. Another limitation of our study relates to the choice of the sequence of non-standardised tasks to be performed by the patient. Indeed, unlike several studies carried out in the frail elderly person³² which correlate the level of functional performance on tasks of daily life and the level of independence, we have defined tasks in relation to the main difficulties that stroke patients may encounter in everyday life (displacement, transfer...). Finally, our study population may be rather limited as we wanted to target a specific population (less than six months since stroke), which restricts recruitment in the hospital department.

These different limitations tend to point towards the further work remaining to be done to better define the amount of PA of stroke patients in daily living situations using wearable sensors.

Conclusion

In the subacute stroke phase, the monitoring of ambulatory activity with wearable sensors may have relevant clinical applications, especially as a tool to assess mobility, motricity and amount of PA. Patients could in particular get feedback and assistance to help them

adhere to the PA recommendations defined by the American Heart Association.³³ The present findings demonstrate that, irrespective of the position of the sensor (ankle, hip, wrist, plegic or non-plegic side) and with the exception of the Armband (Sensewear) non-plegic side, no sensor was able to provide an accurate value for a whole scenario of common tasks in post-stroke patients in the subacute phase. Future research should target the lifting of certain blocks on sensor effectiveness like the lack of accuracy of the EE prediction equations during multi-task activities, or improve accuracy through a network of communicating sensors or a system that can accurately recognise which everyday task the patient is carrying out. From a clinical point of view, these tools should provide the professionals with a valuable asset in caring for post-stroke patients. However, their potential benefits remain to be evaluated.

Author contribution

The following contributions were made: SM: project administration, writing original draft preparation, funding acquisition; JL: conceptualisation, investigation, methodology; BF: validation; NV: formal analysis, funding acquisition; MC: conceptualisation, investigation, methodology; JCD: project administration, funding acquisition, supervision. All authors gave final approval and agree to be accountable for all aspects of work ensuring integrity and accuracy.

Declaration of conflicting interests

The authors declared no potential conflicts of interest with respect to the research, authorship, and/or publication of this article.

Funding

The authors disclosed receipt of the following financial support for the research, authorship and/or publication of this article: This work was supported by the French National Research Agency within the framework of the 'Investissements d'avenir' programme (ANR-10-AIRT-05 and ANR-15-IDEX-02) and by the 'Fondation Paul Bénédict', Foundation of the Matmut Group, under the aegis of the 'Fondation de l'Avenir', Paris, France.

References

- Piepoli MF, Hoes AW, Agewall S, et al. 2016 European Guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice: The Sixth Joint Task Force of the European Society of Cardiology and Other Societies on Cardiovascular Disease Prevention in Clinical Practice (constituted by representatives of 10 societies and by invited experts): Developed with the special contribution of the European Association for Cardiovascular Prevention & Rehabilitation (EACPR). *Eur J Prev Cardiol* 2016; 23: NP1–NP96.
- English C, Manns PJ, Tucak C, et al. Physical activity and sedentary behaviors in people with stroke living in the community: A systematic review. *Phys Ther* 2014; 94: 185–196.
- Kono Y, Kawajiri H, Kamisaka K, et al. Predictive impact of daily physical activity on new vascular events in patients with mild ischemic stroke. *J Int Stroke Soc* 2015; 10: 219–223.
- Saner H and van der Velde E. eHealth in cardiovascular medicine: A clinical update. *Eur J Prev Cardiol* 2016; 23: 5–12.
- Hills AP, Mokhtar N and Byrne NM. Assessment of physical activity and energy expenditure: An overview of objective measures. *Front Nutr* 2014; 1: 5.
- Dannecker KL, Sazonova NA, Melanson EL, et al. A comparison of energy expenditure estimation of several physical activity monitors. *Med Sci Sports Exerc* 2013; 45: 2105–2112.
- Brazeau A-S, Beaudoin N, Bélisle V, et al. Validation and reliability of two activity monitors for energy expenditure assessment. *J Sci Med Sport* 2016; 19: 46–50.
- Calabro MA, Kim Y, Franke WD, et al. Objective and subjective measurement of energy expenditure in older adults: A doubly labeled water study. *Eur J Clin Nutr* 2014; 69: 850–855.
- Pedišić Ž and Bauman A. Accelerometer-based measures in physical activity surveillance: Current practices and issues. *Br J Sports Med* 2015; 49: 219–223.
- Fini NA, Holland AE, Keating J, et al. How is physical activity monitored in people following stroke? *Disabil Rehabil* 2015; 37: 1717–1731.
- Vanroy C, Vissers D, Vanlandewijck Y, et al. Physical activity in chronic home-living and sub-acute hospitalized stroke patients using objective and self-reported measures. *Top Stroke Rehabil* 2016; 23: 98–105.
- Serra MC, Balraj E, DiSanzo BL, et al. Validating accelerometry as a measure of physical activity and energy expenditure in chronic stroke. *Top Stroke Rehabil* 2017; 24: 18–23.
- Wetten AA, Batterham M, Tan SY, et al. Relative validity of 3 accelerometer models for estimating energy expenditure during light activity. *J Phys Act Health* 2014; 11: 638–647.
- Prescher S, Schoebel C, Koehler K, et al. Prognostic value of serial six-minute walk tests using tele-accelerometry in patients with chronic heart failure: A pre-specified sub-study of the TIM-HF-Trial. *Eur J Prev Cardiol* 2016; 23: 21–26.
- Demeurisse G, Demol O and Robaye E. Motor evaluation in vascular hemiplegia. *Eur Neurol* 1980; 19: 382–389.
- Brun V, Mousbeh Z, Jouet-Pastre B, et al. Évaluation clinique de la marche de l'hémiplégique vasculaire: Proposition d'une modification de la fonctionnelle ambulation classification. *Ann Réadapt Médecine Phys* 2000; 43: 14–20.
- Mahoney FI and Barthel DW. Functional evaluation: The Barthel index. *Md State Med J* 1965; 14: 61–65.
- Gebruers N, Vanroy C, Truijen S, et al. Monitoring of physical activity after stroke: A systematic review of

- accelerometry-based measures. *Arch Phys Med Rehabil* 2010; 91: 288–297.
19. Manns PJ and Haennel RG. SenseWear armband and stroke: Validity of energy expenditure and step count measurement during walking. *Stroke Res Treat* 2012; 2012: 247165.
 20. Moore SA, Hallsworth K, Bluck LJC, et al. Measuring energy expenditure after stroke: Validation of a portable device. *Stroke J Cereb Circ* 2012; 43: 1660–1662.
 21. Macfarlane DJ and Wong P. Validity, reliability and stability of the portable Cortex Metamax 3B gas analysis system. *Eur J Appl Physiol* 2012; 112: 2539–2547.
 22. Leonard WR. Laboratory and field methods for measuring human energy expenditure. *Am J Hum Biol* 2012; 24: 372–384.
 23. Block VAJ, Pitsch E, Tahir P, et al. Remote physical activity monitoring in neurological disease: A systematic review. *PLoS One* 2016; 11: e0154335.
 24. Haeuber E, Shaughnessy M, Forrester LW, et al. Accelerometer monitoring of home- and community-based ambulatory activity after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85: 1997–2001.
 25. Ferguson T, Rowlands AV, Olds T, et al. The validity of consumer-level, activity monitors in healthy adults worn in free-living conditions: A cross-sectional study. *Int J Behav Nutr Phys Act* 2015; 12: 42.
 26. Kim DY, Jung Y-S, Park R-W, et al. Different location of triaxial accelerometer and different energy expenditures. *Yonsei Med J* 2014; 55: 1145–1151.
 27. Crouter SE, Churilla JR and Bassett DR. Estimating energy expenditure using accelerometers. *Eur J Appl Physiol* 2006; 98: 601–612.
 28. Mannini A, Intille SS, Rosenberger M, et al. Activity recognition using a single accelerometer placed at the wrist or ankle. *Med Sci Sports Exerc* 2013; 45: 2193–2203.
 29. Narai E, Hagino H, Komatsu T, et al. Accelerometer-based monitoring of upper limb movement in older adults with acute and subacute stroke. *J Geriatr Phys Ther* 2001 2015; 39: 171–177.
 30. Wanklyn P, Forster A, Young J, et al. Prevalence and associated features of the cold hemiplegic arm. *Stroke J Cereb Circ* 1995; 26: 1867–1870.
 31. Hill K, Dolmage TE, Woon L, et al. Measurement properties of the SenseWear armband in adults with chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax* 2010; 65: 486–491.
 32. Cress ME, Buchner DM, Questad KA, et al. Exercise: Effects on physical functional performance in independent older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1999; 54: M242–M248.
 33. Billinger SA, Arena R, Bernhardt J, et al. American Heart Association Stroke Council; Council on Cardiovascular and Stroke Nursing; Council on Lifestyle and Cardiometabolic Health; Council on Epidemiology and Prevention; Council on Clinical Cardiology. Physical activity and exercise recommendations for stroke survivors: A statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke J Cereb Circ* 2014; 45: 2532–2553.



Original Article

Validity of the Actigraph GT3x and influence of the sensor positioning for the assessment of active energy expenditure during four activities of daily living in stroke subjects

Clinical Rehabilitation
1–9
© The Author(s) 2018
Reprints and permissions:
sagepub.co.uk/journalsPermissions.nav
DOI: 10.1177/0269215518788116
journals.sagepub.com/home/cr

Maxence Compagnat^{1,2} , Stephane Mandigout¹, David Chaparro¹, Jean Christophe Daviet^{1,2} and Jean Yves Salle^{1,2}

Abstract

Objective: To explore the validity of the Actigraph and the influence of the placement of the sensor when estimating the active energy expenditure in four common daily activities (transfers, manual task, walking in overground and walking up and down stairs) in stroke survivors.

Design: Cross-sectional study.

Setting: Department of Physical Medicine and Rehabilitation.

Subjects: A total of 46 subjects affected with stroke sequelae were wearing the Actigraph on three different locations—ankle, hip and wrist on the non-affected side—and performed four tasks: transfers, manual task, walking on flat ground and walking up and down stairs.

Main measures: The values of active energy expenditure estimated by the Actigraph were compared to those measured by a portable breathing gas exchange analyzer Metamax3B. The accuracy and agreement between Actigraph and Metamax values were analyzed with mean bias, root mean square error, correlation coefficient and Bland–Altman plots for each task and each sensor location.

Results: The mean bias between the Metamax and Actigraph placed on wrist, hip and ankle were, respectively, MD = 1.16 kcal (%MD = 3%), MD = −20.44 kcal (%MD = −58%) and MD = 17.64 kcal (%MD = 50%). The agreement with the Metamax was poor in general regardless of the sensor location and type of task ($r = 0.12–0.58$).

Conclusion: This study found large differences and a poor agreement between the active energy expenditure as measured by the Actigraph and the Metamax according to the location of the sensor and the type of task performed by the subject.

Keywords

Accelerometer, validity, energy expenditure, daily living, stroke

Received: 17 October 2017; accepted: 19 June 2018

¹HAVAE EA6310 (Handicap, Aging, Autonomy, Environment), University of Limoges, Limoges, France

²Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Limoges Dupuytren University Hospital Center, Limoges, France

Corresponding author:

Maxence Compagnat, Department of Physical Medicine, Limoges Dupuytren University Hospital Center, 2 Avenue Martin Luther King, 87000 Limoges, France.
Email: maxence.compagnat@icloud.com

Introduction

Accelerometers are commonly used as a surrogate measure of energy expenditure (EE) in people with disability, but it is uncertain how accurate and valid they are as a measure of actual EE. This technology uses the acceleration of the limb on which the device is placed to estimate the active EE. Devices were developed in laboratory conditions on a treadmill for activities of walking and running in healthy populations.¹ The validity of the algorithms developed in this type of conditions is questionable for activities of daily living (ADL) in real-life situations.^{2,3} Moreover, stroke survivors have specific motor patterns with a highly variable and generally an increased energy cost for carrying out the activities.⁴ This is not captured by an accelerometer. Another problem lies in the choice of positioning of the sensor. To limit the exposure to the pathological movements of stroke subjects, healthy hip placement is often retained.^{5,6} However, this placement may limit the recording of activity counts, particularly on frequent manual tasks at home. To our knowledge, no study has explored the triaxial accelerometer's validity to assess EE in stroke population and the influence of sensor placement when realizing ADLs in real-life situations. However, assessing physical activities of people with stroke in home-living is essential to provide personalized programs aiming toward the maximization of long-term adherence.⁷ The Actigraph GT3x (Actigraph LLC, Penascola, FL, USA) represents the archetype of the scientific accelerometer because of its sensitive triaxial accelerometers, which are unobtrusive, low-cost, capable of storing higher resolution raw, unfiltered acceleration signals over prolonged periods of time. Therefore, it is one of the most used accelerometers for the objective measurement of physical activity in healthy subjects⁸ and stroke.⁹ However, the validity of its active EE estimates is not sufficiently evaluated in a population of stroke survivors.⁹ The knowledge of the level of accuracy and reliability of this type of device is crucial to correctly interpret its data.¹⁰

Consequently, the purpose of this study was to explore the validity of the Actigraph and the influence of the placement of the sensor when estimating the active EE in four common daily activities

(transfers, manual task, walking in overground and walking up and down stairs) in stroke survivors.

Materials and methods

Stroke survivors were consecutively recruited from the Physical and Rehabilitation Medicine department.

Inclusion criteria include stroke survivors (ischemic or hemorrhagic), aged over 18 years, able to move alone with or without ambulatory aid (cane, walker, wheelchair).

Exclusion criteria include participants requiring human assistance for the activities requested and participants with communication or cognitive deficits limiting their participation, mobility impairments before stroke, comorbid neurological disorders or cardiologic contraindication.

Motor impairment was evaluated using the Demeurisse Motricity Index.¹¹ Spasticity was evaluated using the Modified Ashworth Scale.¹² Walking autonomy was assessed using the Functional Ambulation Classification modified.¹³ Autonomy related to ADL was evaluated using the Barthel Index.¹⁴ All these evaluations were performed by the same experimenter for all participating subjects.

We have decided to separate ambulating and patients using manual wheelchair into two groups to make the population more homogeneous.

Participants received an information sheet that described the project. They were advised that all collected data would be treated confidentially and that participants were free to withdraw at any time. Having been duly informed, the patients signed written informed consent forms.

The study protocol was approved by the Ethics Committee for Non-Interventional Research, opinion number: 2015-01-13-57.

The protocol took place in the therapeutic apartment of the Physical and Rehabilitation Medicine department. Four tasks were selected, as these are commonly performed in daily living situations: combination of transfers (go from a lying posture to a bipedal standing posture; go to the bathroom with the usual mode of ambulation (the distance walked was 6 m); sit down on the toilet and stay sit

down during 1 minute; stand up and come back and sit down on a chair); a manual task (placing dishes in a cupboard during 3 minutes); moving during 6 minutes (move alone at his comfortable speed during 6 minutes on a 40-m loop of flat ground); and walking up and down stairs (one floor of 28 steps). Participants were asked to perform four functional tasks without human assistance. A rest period in sitting position was respected before the beginning of the sequence and between each task to ensure the complete recovery of the participant. The entire sequence lasts about 45 minutes.

Participants wore three Actigraph devices placed on the wrist (Actigraph W), the hip (Actigraph H) and the ankle (Actigraph A) of the non-affected side and a portable gas exchange analyzer device (Metamax 3B). The Metamax measures oxygen uptake over a wide range of intensities of exercise and has been shown to be both valid and reliable in stroke survivors.¹⁵

Before each test, the Metamax was calibrated according to the manufacturer's guidelines. The active EE in kilocalories was calculated from the active oxygen consumption.¹⁶ The active oxygen consumption was calculated by subtracting the oxygen consumption at rest to the total oxygen consumption. The total oxygen consumption was measured by the Metamax, corresponding to the oxygen consumption from the beginning of the task and until recovery of the metabolic state of rest. The oxygen consumption at rest was recorded by the Metamax before all tests while lying on the back during 10 minutes.

The active EE in kilocalories measured by the Metamax was compared to the active EE estimated by the Actigraph H,A,W. The Actigraphs were the model GT3x. It is a small ($2.0 \times 1.6 \times 0.6$ in) and lightweight (42.5 g) device that uses a triaxial accelerometer that measures accelerations in the range of 0.05–2 Gs with a band limited frequency of 0.25–2.5 Hz. These values correspond to the range in which most human activities are performed. An 8-bit analog-to-digital converter samples at a rate of 10 Hz, and then these values are summed over a period (epoch). The Actigraph data can be downloaded to a personal computer via a reader interface unit. The device was initialized using 1-s epochs.

The Actigraph initialization software was synchronized with a reference clock, and for each testing session, the Actigraph was initialized to start data collection 5 minutes before the beginning of the session. At the beginning of the session, participants were fitted with both the Actigraph devices and the Metamax, the time on the reference clock was noted to the nearest second, and, simultaneously, the Metamax software was used to insert an electronic time mark in the data. Electronic time marks were also inserted into the Metamax data at the start and end of each task. This method of synchronization was used in previous studies with a similar protocol and ensures that oxygen consumption for a given period of activity could be matched with activity counts for precisely the same period of activity.^{17,18} After downloading the data from the respective instruments to a personal computer, the Microsoft Excel 2016[®] software was used to obtain oxygen consumption (mL/kg/min) and active EE in kilocalories (kcal) given by the Actigraph and Metamax for each task.

For the statistical analysis, active EE from the Metamax and the Actigraph was pooled by task. The normality of the distribution of quantitative variables was assessed by the Shapiro–Wilk method. Means and SDs were calculated. Accuracy was analyzed with the mean bias with percentages of differences and root mean square error (RMSE). The agreement was analyzed with Pearson coefficient and Bland–Altman plot between Actigraph and Metamax measures in kilocalories. Comparison of active EE measurements obtained from the Metamax and the Actigraph was performed by Wilcoxon tests for paired data. Where a significant interaction was found, simple main effects tests were conducted for each task. The threshold of significance was fixed at 0.05. All statistical analyses were conducted using SAS 9.1.3 (SAS Institute, Cary, USA).

Results

A total of 46 participants were included between January and April 2015. The population was heterogeneous of the time since stroke, the moving ability, and the degree of independence (Table 1).

Table 1. Characteristics of the population.

	Walking subjects (n = 35)				Subjects with wheel chair (n = 11)			
	Mean	SD	Max	Min	Mean	SD	Max	Min
Age (years)	64.4	14.4	88	34	67.8	11.6	83	47
BMI (kg/m ²)	26.7	6.4	43	17	27.5	3.9	32	19
Time after stroke (days)	589.0	1313.8	5110	9	621.4	1233.7	4015	4
Barthel Index (/100)	74.4	16.5	100	40	46.4	23.4	90	20
FACm (/8)	5		8	4	0	0	0	0
Demeurisse upper limb score (/100)	74.1	30.8	100	1	59.1	31.8	100	1
Demeurisse lower limb score (/100)	81.3	19.0	100	43	51.6	37.2	100	1
Speed of moving (m/s)	0.6	0.30	1.22	0.06	0.36	0.20	0.64	0.07

FACm: Functional Ambulation Classification modified;¹³ BMI: body mass index.

Eleven patients used a wheelchair, but all of them were able to perform transfers and move around without human assistance. A total of 21 patients were able to walk up and down stairs, which corresponded to 45% of the sample size.

For one participant, the Actigraph failed (download of the data was impossible). No participant abandoned the experimental procedure. One participant reported discomfort when wearing the Metamax. No participant complained about wearing the Actigraph (Figure 1: flowchart).

Comparisons between the Actigraph and Metamax measures revealed low to very large differences. Actigraph worn on the wrist (Actigraph W) in walking patients was the one device use to obtain an active EE measure statistically equivalent to the Metamax (MD = 1.16 kcal; %MD = 3%; $P = 0.35$). Significantly, large differences were observed for other placements in walking and wheelchair bound patients with percentage difference more than 50%.

In the details of the tasks (Figure 2), Actigraph W was overall closest to the Metamax measure regardless of the task (%MD occurred from 2% to 34% for wheelchair bound subjects, $P > 0.05$; %MD occurred from 5% to 26% for walking subjects; $P > 0.05$).

Actigraph worn on the hip (Actigraph H) underestimated (%MD occurred from 50% to 99%; $P < 0.05$) the active EE on all the tasks performed in the group of walking subjects or the group of subjects using a wheelchair. The Actigraph worn at the ankle

(Actigraph A) underestimated the active EE on manual tasks in subjects using a wheelchair or walking subjects (%MD = 87%, 92%; $P < 0.001$). It strongly overestimated the active EE on the moving activity in the walking group (%MD = 98%, $P < 0.001$).

The correlation between the active EE measured by the Actigraph and the Metamax was weak regardless of the placement of the sensor and the mode of moving of the subjects (r ranged from 0.08 to 0.54; $P > 0.05$). Only the Actigraph A in the group of walking subjects had a statistically significant correlation ($r = 0.41$; $P = 0.02$).

The Bland–Altman dispersion analyses highlighted wide dispersions of the AEE estimates with agreement limits close to 100% of the measured value regardless of the task (Supplementary Figure S1) (Table 2).

Discussion

Our results showed substantial differences between the active EE as estimated by the Actigraph and the values provided by Metamax for a sequence of common ADL. The best estimation was obtained when the Actigraph was placed on the wrist of the non-affected side. However, the agreement with the reference method was poor regardless of the sensor's location and the type of task. To our knowledge, our work is the first study verifying the validity of the assessment of the active EE by the Actigraph for ADL in a population of post-stroke subjects.

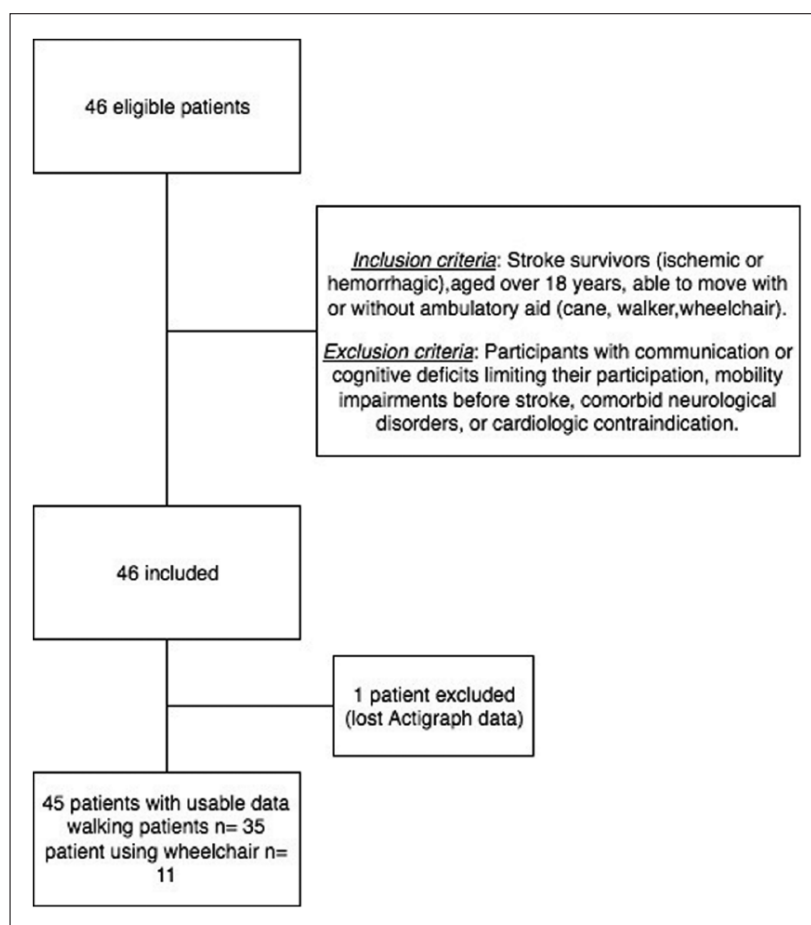


Figure 1. Flowchart of the study.

Several hypothesis may explain these results. First, accelerometers such as the Actigraph seem to be less accurate in ADL as opposed to standardized activities such as walking or running. Several studies confirm this fact. Crouter et al.¹⁹ have shown that the Actigraph gave close estimates of active EE of slow and fast walking and underestimate all other activities (i.e. vacuuming, sweeping and/or mopping, washing windows, washing dishes, lawn mowing with a push mower) in healthy population.

In real-life situations, Colbert et al.²⁰ showed that the coefficient of determination between the measurement of active EE by Actigraph and doubly labeled water during an assessment in 10-day home was $R^2=0.2$ in 56 subjects aged. Our hypothesis is that the current calibration mode (in the laboratory) does not make it possible to accurately EE in a real-life situation.

Compared to other studies, we report a lower accuracy and agreement of the active EE estimated

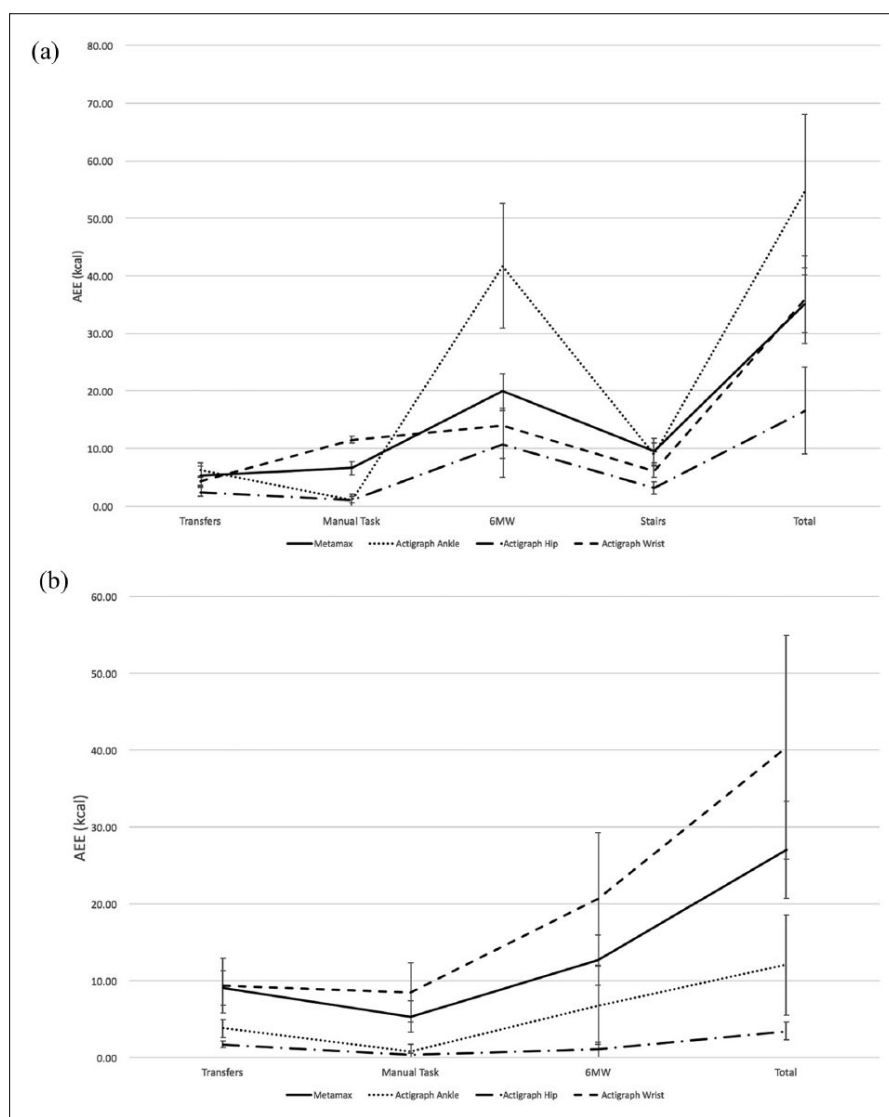


Figure 2. Active energy expenditure (AEE) measured by Actigraphs and Metamax for the whole test and for each task respective of (a) walking subjects ($n=35$) and (b) wheelchair-bound subjects ($n=11$). 6MW: moving during 6 minutes.

by the Actigraph for the walking activity in our population.^{19,21} However, these previous studies

were designed for healthy populations with biomechanics properties of homogeneous walking not

Table 2. Accuracy (mean bias with percentages of differences), agreement (95% of limit of agreement (LoA); Pearson coefficient) and precision (RMSE) between Actigraph and Metamax measures in kilocalories for the whole sequence in the group of walking subjects ($n=35$) and subjects using wheelchairs for their moving ($n=11$).

	Mean bias ($\pm$ SD diff.)	%diff.	95% LoA (kcal)	RMSE	r
Actigraph A walking subjects	17.64 (24.38)*	50	-65.44 to 30.16	24.76	0.41*
Actigraph H walking subjects	-20.44 (24.12)*	58	-14.04 to 54.94	15.26	0.15
Actigraph W walking subjects	1.16 (27.32)	3	-52.38 to 54.71	26.44	0.12
Actigraph A subjects with wheelchair	-15.02 (16.71)*	53	-15.35 to 45.91	13.27	0.25
Actigraph H subjects with wheelchair	-23.63 (11.49)*	84	1.11 to 46.16	15.26	0.58
Actigraph W subjects with wheelchair	13.3 (26.95)*	47	-66.13 to 39.52	28.38	0.39

Actigraph A: Actigraph placed on the non-affected ankle; Actigraph H: Actigraph placed on the non-affected hip; Actigraph W: Actigraph placed on the non-affected wrist; %diff: percentage of the difference; 95%LoA: 95% limits of agreement; RMSE: root mean square error; r : coefficient of correlation of Pearson between active energy expenditure measured by Actigraph and Metamax.

Positive values indicate an overestimation and negative values an underestimation.

* $P<0.05$.

comparable to those of post-stroke subjects. Several studies describe this lack of accuracy in other population with altered walking. Tweedy and Trost²² have shown that, in subjects with cerebral palsy, the Actigraph tended to underestimate the active EE during walking exercises. Hermann et al.²³ and Almeida et al.²⁴ describe the same phenomenon in subjects with walking disorders caused by lower limb orthosis. In these two studies, the agreement with the reference method was low and the measurement error increased for higher walking speeds.^{23,24} We believe that the Actigraph is less accurate in subjects with a pathological walking pattern. The metabolic cost of walking increases with age, pathological gait and this is not captured by an accelerometer. The equations usually used on healthy population to determine active EE are probably not valid for populations with pathological walking.

Moreover, in our study, this lack of agreement can be observed on both the walking patients and the group of subjects who used wheelchairs. Several works have highlighted the low accuracy of this type of sensors for wheelchair-bound patients.^{25,26} The level of correlation ranges from 0.3 to 0.6 in situations of daily living according to the type of sensors, which is similar to our results.

Nevertheless, the accelerometer worn on the non-affected wrist provided an average active EE estimation similar to the Metamax (MD=0.70 kcal

(MD%=2%); $P=0.08$). The Actigraph W was the closest to the results of the Metamax over whole activities in our protocol, especially for the manual activities where the Actigraph H and Actigraph A significantly underestimated the active EE. Placing the sensor on the healthy wrist therefore seems to be the most appropriate way to measure the active EE in situations of daily living.²⁷ Individual values must however be used very carefully since the Bland-Altman analyses report a significant dispersion of the active EE estimates compared to the Metamax regardless of the task.

Estimating a subject's active EE in an accurate way appears to be difficult if their energy cost upon performing a task is unknown. The Actigraph therefore does not seem to be in a position to estimate the strong variations of the active EE between individuals highlighted by the Metamax during each task. This is a major limitation of the using of the device in real life because the ability to identify the amount of physical activity of a subject is crucial for practitioners to suggest adapted and personalized interventions.²⁸

A major limitation of the study is the low number of subjects. The realization of subgroups of subjects contributed to decrease the power of the analysis. However, our results showed clinically relevant and statistically significant differences in measurements. Another limitation is the heterogeneity of the population. We made the choice to

include post-stroke subjects with broad impairment and disability levels to be the most representative of a patient population from a physical medicine and rehabilitation department. More homogeneity in the population would probably yield better agreement with the Metamax. We have attempted to homogenize the population by dividing it into walking subjects and subjects who needed a wheelchair, but this did not yield significant improvements in the agreement with the Metamax.

To use this type of device to measure the active EE in a population of stroke subjects, the device should be calibrated according to their profile in regard of energy cost. This would be possible for activities in which the subjects' profile is well known. A limitation to walking hemiparetic subject would be an orientation as it is the most studied activity in the literature. Moreover, this activity is one of the most essential to preserve social participation and quality of life.²⁹ To date, the use of accelerometry alone, with this level of calibration does not seem to allow to measure accurately and reliably EE for all ADL in this type of population.

Clinical Messages

- Inter-individuals variations in active energy expenditure in performing daily living tasks do not appear to be measured by the Actigraph rendering the interpretation of the values delivered by the Actigraph difficult.

Acknowledgements

We thank all our patients for volunteering in this research. We thank our partners Autnom'Lab and European Network of living Lab (ENoLL) and the region of Limousin for their support throughout our work. The project was carried out with the support of the Fondation Paul Benetot and Fondation du Groupe Matmut, under the aegis of the Fondation de l'Avenir, Paris, France.

Declaration of Conflicting Interests

The author(s) declared no potential conflicts of interest with respect to the research, authorship and/or publication of this article.

Funding

The author(s) disclosed receipt of the following financial support for the research, authorship, and/or publication of this article: This work was supported by the region of Limousin and the laboratory of clinical research of HAVAE (Handicap, Aging, Autonomy, Environment).

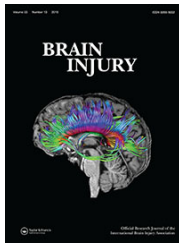
ORCID iD

Maxence Compagnat  <https://orcid.org/0000-0002-0188-8043>

References

1. Freedson PS, Melanson E and Sirard J. Calibration of the computer science and applications, Inc. Accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30(5): 777–781.
2. Jeran S, Steinbrecher A and Pischon T. Prediction of activity-related energy expenditure using accelerometer-derived physical activity under free-living conditions: a systematic review. *Int J Obes* 2016; 140(8): 1187–1197.
3. Gastin PB, Cayzer C, Dwyer D, et al. Validity of the ActiGraph GT3X+ and BodyMedia SenseWear Armband to estimate energy expenditure during physical activity and sport. *J Sci Med Sport* 2018; 21: 291–295.
4. Kramer S, Johnson L, Bernhardt J, et al. Energy expenditure and cost during walking after stroke: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* 2016; 97(4): 619–632.e1.
5. Rand D, Eng JJ, Tang P-F, et al. How active are people with stroke? Use of accelerometers to assess physical activity. *Stroke* 2009; 40(1): 163–168.
6. Hale LA, Pal J and Becker I. Measuring free-living physical activity in adults with and without neurologic dysfunction with a triaxial accelerometer. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89(9): 1765–1771.
7. Billinger SA, Arena R, Bernhardt J, et al. Physical activity and exercise recommendations for stroke survivors: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* 2014; 45(8): 2532–2553.
8. Bassett DR, Troiano RP, McClain JJ, et al. Accelerometer-based physical activity: total volume per day and standardized measures. *Med Sci Sports Exerc* 2015; 47(4): 833–838.
9. Fini NA, Holland AE, Keating J, et al. How is physical activity monitored in people following stroke? *Disabil Rehabil* 2015; 37: 1717–1731.
10. Chen KY and Bassett DR. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37(11 suppl): S490–S500.
11. Demeurisse G, Demol O and Robaye E. Motor evaluation in vascular hemiplegia. *Eur Neurol* 1980; 19(6): 382–389.
12. Bohannon RW and Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987; 67(2): 206–207.

13. Brun V, Mousbeh Z, Jouet-Pastre B, et al. Évaluation clinique de la marche de l'hémiplégique vasculaire: proposition d'une modification de la functional ambulation classification. *Annal Réadapt Méd Phys* 2000; 43: 14–20.
14. Mahoney FI and Barthel DW. Functional evaluation: the Barthel index. *Md State Med J* 1965; 14: 61–65.
15. Stookey AD, McCusker MG, Sorkin JD, et al. Test-retest reliability of portable metabolic monitoring after disabling stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2013; 27(9): 872–877.
16. Hills AP, Mokhtar N and Byrne NM. Assessment of physical activity and energy expenditure: an overview of objective measures. *Front Nutr* 2014; 1: 5.
17. Manns PJ and Haennel RG. SenseWear armband and stroke: validity of energy expenditure and step count measurement during walking. *Stroke Res Treat* 2012; 2012: 247165.
18. Lee JM, Kim Y and Welk GJ. Validity of consumer-based physical activity monitors. *Med Sci Sports Exerc* 2014; 46(9): 1840–1848.
19. Crouter SE, Churilla JR and Bassett DR Jr. Estimating energy expenditure using accelerometers. *Eur J Appl Physiol* 2006; 98(6): 601–612.
20. Colbert LH, Matthews CE, Havighurst TC, et al. Comparative validity of physical activity measures in older adults. *Med Sci Sports Exerc* 2011; 43(5): 867–876.
21. Berntsen S, Hageberg R, Aandstad A, et al. Validity of physical activity monitors in adults participating in free-living activities. *Br J Sports Med* 2010; 44(9): 657–664.
22. Tweedy SM and Trost SG. Validity of accelerometry for measurement of activity in people with brain injury. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37(9): 1474–1480.
23. Hermann A, Ried-Larsen M, Jensen AK, et al. Low validity of the Sensewear Pro3 activity monitor compared to indirect calorimetry during simulated free living in patients with osteoarthritis of the hip. *BMC Musculoskelet Disord* 2014; 15: 43.
24. Almeida GJ, Wert DM, Brower KS, et al. Validity of physical activity measures in individuals after total knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2015; 96(3): 524–531.
25. Warme CA and Belza BL. Actigraphy as a measure of physical activity for wheelchair users with spinal cord injury. *Nurs Res* 2004; 53(2): 136–143.
26. Hiremath SV and Ding D. Evaluation of activity monitors in manual wheelchair users with paraplegia. *J Spinal Cord Med* 2011; 34(1): 110–117.
27. Sirichana W, Dolezal BA, Neufeld EV, et al. Wrist-worn triaxial accelerometry predicts the energy expenditure of non-vigorous daily physical activities. *J Sci Med Sport* 2017; 20(8): 761–765.
28. Strath SJ, Pfeiffer KA and Whitt-Glover MC. Accelerometer use with children, older adults, and adults with functional limitations. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44(1 suppl 1): S77–S85.
29. Oh DW. Community ambulation: clinical criteria for therapists? Reasoning and decision-making in stroke rehabilitation. *Int J Phys Med Rehabil* 2013; 1: 126.



Brain Injury



ISSN: 0269-9052 (Print) 1362-301X (Online) Journal homepage: <https://www.tandfonline.com/loi/ibij20>

Quantification of energy expenditure during daily living activities after stroke by multi-sensor

Maxence Compagnat, Jean Christophe Daviet, Charles S Batcho, Romain David, Jean Yves Salle & Stephane Mandigout

To cite this article: Maxence Compagnat, Jean Christophe Daviet, Charles S Batcho, Romain David, Jean Yves Salle & Stephane Mandigout (2019) Quantification of energy expenditure during daily living activities after stroke by multi-sensor, Brain Injury, 33:10, 1341-1346, DOI: [10.1080/02699052.2019.1641840](https://doi.org/10.1080/02699052.2019.1641840)

To link to this article: <https://doi.org/10.1080/02699052.2019.1641840>



View supplementary material [↗](#)



Published online: 16 Jul 2019.



Submit your article to this journal [↗](#)



Article views: 24



View related articles [↗](#)



View Crossmark data [↗](#)

Full Terms & Conditions of access and use can be found at
<https://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=ibij20>

ORIGINAL RESEARCH



Quantification of energy expenditure during daily living activities after stroke by multi-sensor

Maxence Compagnat ^{a,b}, Jean Christophe Daviet^{a,b}, Charles S Batcho^{c,d}, Romain David^b, Jean Yves Salle ^{a,b}, and Stephane Mandigout ^a

^aHVAE EA6310 (Handicap, Aging, Autonomy, Environment), University of Limoges, Limoges, France; ^bDepartment of Physical Medicine and Rehabilitation in the University Hospital Center, Limoges, France; ^cCenter for interdisciplinary research in rehabilitation and social integration (CIRRS), Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux de la Capitale nationale (CIUSSS-CN), Quebec, QC, Canada; ^dDepartment of Rehabilitation, Faculty of Medicine, Université Laval, Quebec, QC, Canada

ABSTRACT

Objective: To explore the validity of energy expenditure estimates using the SenseWear Armband during a sequence of four daily living activities in patients post-stroke.

Method: Patients with stroke who were able to walk during 6 min without human assistance were asked to wear the SenseWear Armband on the non-paretic arm while performing transfers, a manual task, walking, and walking up and down stairs. The energy expenditure estimated using the SenseWear Armband was compared to the energy expenditure calculated from oxygen consumption, measured by a portable indirect calorimeter (Metamax 3B). The mean of energy expenditure was pooled for each task. Accuracy was explored by mean bias (MB) of Bland–Altman analysis and root mean square error (RMSE), agreement by 95% of limits of agreement (95%LoA) and coefficient of correlation (*r*).

Results: Thirty-eight participants (65.7 ± 13.5 years) were included. The SenseWear Armband globally underestimated energy expenditure, MB = 9.77 kcal for the whole sequence. RMSE were large, accounting for 15% to 41% of the measured energy expenditure. Agreement was low with $r < 0.70$ and 95%LoA from 42% to 93% of the measured energy expenditure.

Conclusions: This study reported a global underestimation and a low level of agreement of the energy expenditure estimated by SenseWear Armband in four daily living activities in patients after stroke.

Abbreviations: EE: Energy Expenditure; NIHSS: National Institute of Health Stroke Score

ARTICLE HISTORY

Received 13 November 2018

Revised 10 May 2019

Accepted 6 July 2019

KEYWORDS

Validity; multi-sensor; accelerometry; stroke; energy expenditure

Introduction

Stroke is a worldwide common disease with a high-estimated incidence. About 795,000 people in the United States are affected by a stroke each year, among which about 610,000 have a first attack; and 6.4 millions of Americans are stroke survivors (1). Post-stroke impairments predispose stroke survivors to a low level of physical activity and a sedentary lifestyle that adversely impact performance in daily activities, increase the risk of falls, and may contribute to an increased risk of recurrent stroke or other cardiovascular diseases (2). The recommendation in healthy populations is to spend more than 1000kcal/week during physical activities (3). It is well recognized that this level of Energy Expenditure (EE) is rarely achieved in patients with post-stroke neurological sequelae (2). Physical exercise improves cardiorespiratory fitness, functional independence, and the ability to walk and to perform activities of daily living after a stroke (2). Monitoring the amount and intensity of physical activity performed by a post-stroke individual is essential to ensure safety and to avoid the adverse events linked to inadequate intensity, e.g., cardiovascular events and program abandonment (4,5). Medical practitioners must therefore be able to quantify the EE in patients' activities of daily living post-stroke to assess their amount of

physical activity in order to plan the most appropriate interventions (2). The EE is usually measured from oxygen consumption or doubly labeled water as a gold-standard method, but the application of these two methods is not realistic in everyday practice due to their technical and financial constraints (6). Subjective methods such as questionnaires should be used with caution in stroke survivors due to the prevalence of cognitive disorders which could impact the reliability of the records (7).

To address these challenges, accelerometers are often used in post-stroke populations. They provide an estimate of EE based on the accelerations of the limb (8). They are appropriate for objective assessments over several weeks and are not perceived as cumbersome (9). However, this assessment method uses algorithms that are unknown to the user (10) which may not be suitable in patient with neurological sequelae due to the biomechanical and kinetic characteristics of their movement (5,11,12). Some devices are composite and estimate the EE by using several sensors, e.g., surface heat dissipation, skin thermometer, accelerometer. These devices may be more accurate than standard accelerometers for people with motor impairments since they include various techniques other than actimetry (13).

CONTACT Maxence Compagnat  maxence.compagnat@icloud.com  Department of Physical Medicine and Rehabilitation in the University Hospital Center of Limoges in France, 2 Avenue Martin Luther King, Limoges 87000, France

 Supplemental data for this article can be accessed [here](#).

© 2019 Taylor & Francis Group, LLC

The SenseWear Armband (SWA; Body Media, Pittsburgh, PA, USA) is a multisensor which estimates EE using a bi-axial accelerometer as well as data on the skin temperature and galvanic skin response. Several studies have shown this device's validity for EE estimation in relation with physical exercise and daily activities in healthy adults. The error rate was around 10% with an ICC of 0.80 compared to indirect calorimetry (6,14–16). The device has also been validated in elderly populations (17). The mean bias does not exceed 30% of the EE and the coefficient of correlation is close to 0.80 compared to indirect calorimetry. Currently, few studies have explored the validity of the SWA for estimations of the EE in daily life activities in stroke survivors. Moore et al. compared the SWA to doubly labeled water to estimate the EE over 24 h and reported that there was a strong correlation between the two methods ($r = 0.85$, mean bias 94 kcal/day) (18). However, the number of participants was low ($n = 9$) and the population presented minor impairments (NIHSS < 2). Even though this device appears to be valid when measuring the EE, another assessment on a larger-scaled population of patients post-stroke appears to be necessary.

The purpose of this study was to explore the validity of the SWA when estimating the EE in a sequence of four common daily activities (transfers, a manual task, walking, and going up and down stairs) in a post-stroke population.

Materials and methods

Participants were recruited according to the following inclusion criteria: stroke survivor with a single stroke in any area of the brain confirmed by brain imaging, and with the ability to walk continuously for 6 min with or without mobility aids. The exclusion criteria were all locomotor, cardiac, neurological or cognitive disorder preventing the participant from performing a 6-min walk and/or from participating in the examination. All participants with acute cardiac or respiratory pathologies or decompensated chronic pathologies were excluded from our study. Cardiac disorders were sought after by the complementary examinations usually carried out in post-stroke assessment (electrocardiography, cardiac ultrasound). We did not perform a stress test beforehand. The study protocol was approved by an Ethics Committee for non-interventional Research, registration number: CERNI 2015–01–13–57, and all included participants signed an informed consent form.

To characterize the population, motor function was evaluated using the Demeurisse motricity index (19). This test allows a rapid assessment of post-stroke motor impairment at 3 different points per deficient limb. A score is calculated from 5 levels of voluntary motor control. A score of 100 is considered as healthy (20). Spasticity was evaluated using the modified Ashworth scale (21). Autonomy related to activities of daily living was evaluated using the Barthel index (22). All evaluations were performed by the same experimenter for all participants.

We elected the Metamax 3B CORTEX Biophysik GmbH; Leipzig, Germany as the reference method to estimate the EE. This device is a portable indirect calorimeter that measures oxygen uptake for a wide range of exercise intensities and has been shown to be valid in healthy populations (23,24). Additionally, Stokey et al. have recently shown that the device is reliable in stroke survivors (25). Before each test, the Metamax was calibrated according to the manufacturer's guidelines.

The target device to be evaluated was the Sensewear Armband (Sensewear Armband; Body Media, Pittsburgh, PA, USA). It is a multisensor array placed on the non-affected arm, midway between the shoulder and elbow. The multisensor array gathers raw physiological data on movement through a biaxial accelerometer as well as heat flux, skin temperature and galvanic skin response. The raw data is processed by the device's own algorithms into an estimation of the EE. Accelerations were integrated over 1-s periods to produce the number of counts per second. At the end of each trial, stored SWA data were downloaded to a personal computer for analysis using the reader interface unit supplied by the manufacturer.

The protocol took place in the therapeutic apartment of the Physical and Rehabilitation Medicine department. Four tasks were selected based on their common nature in daily living situations: a combination of transfers involving the following actions: getting up from a lying posture to a bipedal standing posture, going to the bathroom with the usual mode of ambulation (distance traveled = 6 m), sitting down on the toilet for 1 min, standing up and finally going back to sit down on a chair; a manual task (placing dishes in a cupboard during 3 min); walking during 6 min (walking alone at comfortable speed during 6 min on a 40 m loop on flat ground), and going up and down stairs (on a single staircase with a total of 28 steps). Participants were asked to perform these four functional tasks without human assistance. A rest period in sitting position was respected before the beginning of the sequence and between each task to ensure the complete recovery of the participant. Complete recovery was achieved when oxygen consumption returned to a level equal to that recorded at the start of the test. The entire sequence lasted about 45 min.

For each testing session, the SWA was set up 5 min before the beginning of the session, and data collection was synchronized with a reference clock.

At the beginning of the session, participants were equipped with both the SWA and the Metamax and the time on the reference clock was noted to the nearest second. Simultaneously, the Metamax software was used to insert an electronic time mark in the data at the end of the initial rest period and at the start and end of each task. This method of synchronization has been designed in previous studies with similar protocols to ensure that oxygen consumption could be matched with activity counts for any given period of activity (26,27). After downloading the data from the respective instruments to a personal computer, a Microsoft Excel® spreadsheet was used to match the oxygen consumption ($\text{mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$) and the EE in kilocalories (kcal) given by the SWA for each task. The total oxygen consumption as measured by the Metamax corresponded to the oxygen consumption from the beginning of the task to the recovery of the metabolic state of rest. The EE was calculated from the oxygen consumption and respiratory ratio (28).

For the statistical analysis, EE from the Metamax and the SWA were pooled by task. The normality of the distribution of quantitative variables was assessed by the Shapiro–Wilk method. Means and standard deviations were also calculated. Accuracy was analyzed with the mean difference (MD) with percentages of differences (%MD) and root mean square error (RMSE). The agreement was analyzed using Pearson's coefficient and a Bland–Altman analysis (limits of agreement (95%LoA) and

mean bias (MB)) between SWA and Metamax measurements in kilocalories. The rule of thumb for interpreting the size of a correlation coefficient was: .90 to 1.00, very high correlation; .70 to .90, high correlation; .50 to .70, moderate correlation; .30 to .50, low correlation; .00 to .30, negligible correlation (29). Comparisons of EE measurements obtained from the Metamax and the SWA were performed by Wilcoxon tests or T-test, respectively, depending on whether the variables were normally distributed. The threshold of significance was fixed at 0.05. All statistical analyses were conducted using SAS 9.1.3 (SAS Institute, Cary, USA).

Prospective sample size calculation

In this study, our main aim was to determine the validity of the SWA to estimate the EE in common daily activities. In stroke survivors, Moore et al. found a mean bias of 3.8% and a moderate agreement (limits of agreement; $\pm 2SD$) of 11.8% in EE estimates using the SWA over one entire day compared to doubly labeled water (18). We assumed that the maximum acceptable difference for the use of the SWA in clinical practice would be 10%, which is the usually accepted value in studies exploring the validity of such devices (30,31). Using the formula provided by Bland–Altman, we calculated that the required sample size for this study was 36 subjects (32).

Results

A total of 38 participants were included between January and April 2015. The characteristics of the population were heterogeneous: the post-stroke time was 616 days ($SD = 1353$ days), gait speed was 0.52 m.s^{-1} ($SD = 0.28 \text{ m.s}^{-1}$) and the Barthel Index was 66.8 ($SD = 21.6$).

We reported a failure of the SWA for three participants: one SWA recorded non-relevant values during the whole task

and two SWAs did not save about 10 min of test. There was no participant abandonment from the experimental procedure, and there was no medical event. One participant reported discomfort when wearing the Metamax 3B and none reported a complaint about wearing the SWA. The characteristics of the population are summarized in Table 1.

Figure 1 shows the comparison of the EE as measured by the Metamax versus the values estimated using the SWA.

The SWA underestimated the EE for all tasks, except for the 6-min walk and rest (mean bias_{6MW}: (MB) = 2.53 kcal; percentage of mean difference: $MD\%_{6MW} = 9.09\%$, $p = .11$; $MB_{rest} = -0.69 \text{ kcal}$; $MD\%_{rest} = 5.75\%$; $p = .26$, respectively). Depending on the tasks, the MB was between 5% and 35% of the average EE values (Table 2). The Bland–Altman analysis yielded results with very widespread upper and lower limits of agreement around the mean of the EE measured by Metamax (Table 2; additional figure S1). The correlations were moderate ($r < 0.70$)

Table 1. Characteristics of the population.

	participants
Age (year)	65.7 (13.5)
Range (year)	37; 85
Gender n male/n female	20/18
Body mass index (kg.m^{-2})	26.7 (6.2)
Time after stroke (days)	616 (1353)
Location of stroke (hemispheric/brain stem)	32/6
Cardiovascular risk factors (% of participants)	67%
• high blood pressure	36%
• diabetes mellitus	55%
• dyslipidemia	33%
• smoking	
Speed (m.s^{-1})	0.52 (0.28)
Demeurisse upper limb score (/100)	69.2 (32.2)
Demeurisse lower limb score (/100)	73.2 (27.9)
Barthel Index (/100)	66.8 (21.6)

Data are expressed as mean (SD); Demeurisse refers to the Demeurisse Motricity Index.

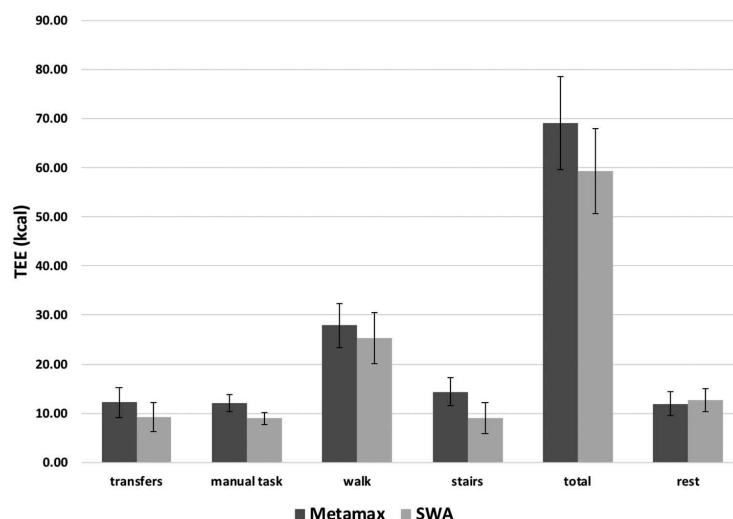


Figure 1. Comparison between EE estimated by SWA and Metamax (unit in kcal).

Table 2. Mean of Energy Expenditure (EE), precision (RMSE; mean bias) agreement (95%LoA; r) of EE estimated by SWA vs EE measured by Metamax.

	MEAN BIAS	% DIFFERENCE	95% UPPER LOA	95% LOWER LOA	r	p	RMSE	% RMSE
TRANSFERS	2.97	24.36%	14.32	-8.38	0.52	0.001	5.07	41.55%
MANUAL TASK	3.14	25.96%	8.24	-1.97	0.69	<0.001	1.81	14.99%
WALK	2.53	9.09%	22.13	-17.06	0.48	0.003	9.35	33.55%
STAIRS	5.30	36.82%	12.75	-2.15	0.81	0.001	3.91	27.15%
WHOLE SEQUENCE	9.77	14.15%	41.56	-22.02	0.60	<0.001	14.08	20.39%
REST	-0.69	-5.75%	8.05	-9.43	0.56	<0.001	3.95	32.96%

Unit in kcal.

% difference: mean bias expressed in percentage of EE measured by Metamax.

95% LoA: limits of congruence of Bland-Altman analysis.

r = coefficient of pearson correlation.

p = statistical significance of coefficient of pearson correlation.

RMSE: root mean square error.

% RMSE: RMSE expressed in percentage of EE measured by Metamax.

except for the stairs task ($r = 0.81$) (Table 2). The additional figure S2 illustrates the agreement with linear regression of EE estimated by SWA and measured by Metamax.

Discussion

Our objective was to assess the validity of the SWA's estimation of EE during activities of daily living (transfers, a manual task, walking, and walking up and down stairs). We found an overall underestimation of the EE (mean bias between 9% and 36%), with a moderate level of agreement (high limits of agreement; r between 0.48 and 0.81) and a low accuracy (RMSE between 14% and 41% of the average Metamax values). These findings suggest that the SWA is not valid for the measurement of EE during daily living tasks in patients after stroke.

With an average RMSE of 20% on a sequence of daily life tasks, the use of the SWA may lead to high errors in assessing the level of physical activity in the post-stroke population. Using 1000 kcal of EE per week as a reference during physical activities (Committee report, US Dept Health, 2018), the error rate would represent about 200 kcal, which would be equivalent to 80 min of slow walking according to Ainsworth (33). This in turn corresponds to more than half of the 150 min of moderate physical activity recommended by the World Health Organization (34). Walking is the most common moderate-intensity activity performed in real-life situations in individuals with stroke sequelae (35). An error of 80 min of walking per week seems unacceptable, especially in light of the fact that the amount of normal walking activity is very limited in this population (well under 1 h of walking per day (36,37)).

Few studies have evaluated the validity of the SWA in a population of post-stroke individuals. Moore et al. have compared the SWA and doubly labeled water for the assessment of the EE in an ecological situation over a period of 10 days. This study found a mean bias of 3.8% between both methods, corresponding to an underestimation of 94 kcal per day for the SWA. The 95% limits of agreement were 463 kcal/day, which corresponds to 25% of the EE over one day (18). These differences could be linked to the observable variability in the studied populations. Moore et al. had included nine ambulant individuals with minor stroke impairments (NIHSS = 2) (18), while our population included 38

participants with more severe disabilities and different modes of ambulation.

Regarding the 6-min walk task, our results highlight an underestimation of the EE of 2.53kcal (9.09%) and a fair correlation with the Metamax ($r = 0.48$). Manns et al. studied the accuracy of the SWA compared to indirect calorimetry on a 6-Minute Walk test (6MWT) and reported a better agreement. The authors reported a mean difference of 18.4% and $r = 0.70$ (27). However, their population consisted of 12 participants with a history of stroke of over four years and an average Chedoke-McMaster Stroke Assessment disability score of 3.5 out of 7 (where 7 is considered as non-deficient) in the upper limb and 4.4 in lower limb. The participants of this study walked at an average speed of 0.67m.s^{-1} (SD: 0.25m.s^{-1}). Among them, 10 out of 12 participants used a cane to get around. SWA estimates are even better in healthy people: in 31 healthy participants exercising for 20 min on a treadmill, Jakicic et al. reported an average difference between the SWA and the Metamax of 6.9% and an ICC of 0.80 (95% CI 0.60; 0.90) (38). The SWA's estimation of the EE becomes closer to the value measured by the Metamax when the patient's gait post-stroke becomes similar to healthy subjects (6,38). Using the SWA in individuals with impaired gait pattern or requiring technical help entails a greater risk of error.

Our study also revealed a large difference between the SWA and Metamax for specific activities of daily living such as our study's manual task (Mean bias = 26.0%, RMSE = 15%). These results were similar to those reported by Jakicic et al. (2003). In this study, the authors reported an overestimation of $29.3\% \pm 13.8\%$ on a cycle ergometer task focused on the arms (38). To our knowledge, there is no other study evaluating the accuracy of the SWA on manual tasks of daily living in patients with post-stroke sequelae. However, considering the motor patterns of stroke survivors, we hypothesized low accuracy and agreement, even if the sensor is worn on the healthy arm.

In contrast to the mixed results on the storage tasks, the SWA yielded more precise estimates of the EE for the rest period with a mean bias of 5.7% ($p = .26$) but with high RMSE (RMSE = 32.96%) and a moderate correlation ($r = 0.56$). These results were similar to those found in healthy subjects (39) or patients with chronic disease: Chronic Obstructive Pulmonary Disease (40), Cerebral Palsy (41), Paraplegia (42). These results may be explained by the fact that the estimation

of the EE at rest was calculated using all sensors except for the bi-axial accelerometer, namely the galvanic skin sensor and skin temperature sensor, which seemed to provide a more accurate estimation. The SWA therefore seemed to provide accurate results when measuring inactivity periods, which may seem paradoxical for a physical activity tracker (43).

Limitations

This study was limited by several factors. Firstly, the characteristics of the motor patterns of stroke survivors appeared to interfere with the SWA's estimation of EE, but unfortunately, we did not include a control group to compare the validity of the Armband in healthy subjects in the same sequence of activities. A comparison of SWA estimates between healthy subjects and stroke individuals would have explored the hypothesis that the estimation error of this device is due to the clinical characteristics of stroke individuals. However, our work was designed to evaluate the level of validity of SWA compared to indirect calorimetry and did not focus on the explanatory factors requiring a control group. Another limitation concerned the heterogeneity of our population. There was indeed a high variability of impairments, disabilities, types of ambulation and time after stroke. These variabilities may have impacted the accuracy and agreement of the SWA's measurements. It is possible that this device would show better validity for individuals with a lower level of impairment who would presents characteristics closer to those of healthy individuals. However, post-stroke impairments tend to be extremely variable. Narrowing the population to individuals with low deficiencies would impede the generalisability of our results.

Conclusions

This study showed a global underestimation of the EE estimated by the SenseWear Armband as well as a lack of accuracy and agreement in a sequence of activities of daily living. Therefore, although this device is validated for daily activities in elderly people, these results suggest limited validity regarding the use of the SenseWear Armband in patients with stroke with severe impairments.

Practical implications

- The Sensewear Armband is more accurate during the resting and walking activities in patients post-stroke.
- On a sequence of several activities of daily life, the Sensewear Armband underestimated the energy expenditure (14.1%) with a high root mean square error (20.4%).

Acknowledgments

We thank all of our patients for volunteering in this research, Autonom'Lab and European Network of Living Labs (ENoLL), the region of Limousin and the Fondation Paul Bennetot, Foundation of the Matmut Group, under the aegis of the Fondation de l'Avenir, Paris, France.

Authors' contributions

MC, JCD, JYS, JL and SM designed the study, MC, JL participated in subject recruitment and data collection. MC, JCD, SM, JL, RM, NV and JYS interpreted the results. All authors revised the manuscript and approved the final version.

Availability of data and materials

The datasets used and/or analyzed in the current study are available on reasonable request from the corresponding author.

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Consent for publication

The publication of individual person's data in any form have been submitted to consent for publication.

Ethics approval and consent to participate

Written permission has been obtained from all persons named in the acknowledgments and patient consent forms have been collected. The study protocol was approved by an Ethics Committee for non-interventional Research, registration number: 2015-01-13-57.

Funding

This research was supported by Autonom'Lab and European Network of Living Labs (ENoLL), the region of Limousin and the Fondation Paul Bennetot, Foundation of the Matmut Group, under the aegis of the Fondation de l'Avenir, Paris, France.

ORCID

Maxence Compagnat  <http://orcid.org/0000-0002-0188-8043>

Jean Yves Salle  <http://orcid.org/0000-0003-0839-9637>

Stephane Mandigout  <http://orcid.org/0000-0003-2072-3022>

References

1. Benjamin EJ, Blaha MJ, Chiuve SE, Cushman M, Das SR, Deo R, Floyd J, Fornage M, Gillespie C, Isasi CR, et al. Heart disease and stroke statistics-2017 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*. 2017 Mar 7;135(10):e146-603. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.117.027305.
2. Billinger SA, Arena R, Bernhardt J, Eng JJ, Franklin BA, Johnson CM, MacKay-Lyons M, Macko RF, Mead GE, Roth EJ, et al. Physical activity and exercise recommendations for stroke survivors: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*. 2014 Aug 1;45(8):2532-53. doi:10.1161/STROKEAHA.114.004313.
3. Physical Activity Guidelines Advisory Committee Report, 2008. Washington, DC: US Dept of Health and Human Services; 2008. <http://www.health.gov/paguidelines/report/>.
4. Fulk GD, Combs SA, Danks KA, Nirider CD, Raja B, Reisman DS. Accuracy of 2 activity monitors in detecting steps in people with stroke and traumatic brain injury. *Phys Ther*. 2014 Feb; 94(2): 222-29. doi:10.2522/ptj.20120525.
5. Klassen TD, Simpson LA, Lim SB, Louie DR, Parappilly B, Sakakibara BM, Zbogor D, Eng JJ. "Stepping Up" activity poststroke: ankle-positioned accelerometer can accurately record steps during slow walking. *Phys Ther*. 2016;96(3):355-60. doi:10.2522/ptj.20150012.
6. Berntsen S, Hageberg R, Aandstad A, Mowinkel P, Anderssen SA, Carlsen K-H, Andersen LB. Validity of physical activity monitors in

- adults participating in free-living activities. *Br J Sports Med.* 2010 Jul;44(9):657–64. doi:10.1136/bjism.2008.049783.
7. Resnick B, Michael K, Shaughnessy M, Nahm ES, Kobunek S, Sorkin J, Orwig D, Goldberg A, Macko RF. Inflated perceptions of physical activity after stroke: pairing self-report with physiologic measures. *J Phys Act Health.* 2008 Mar;5(2):308–18. doi:10.1123/jpah.5.2.308.
 8. Sirichana W, Dolezal BA, Neufeld EV, Wang X, Cooper CB. Wrist-worn triaxial accelerometry predicts the energy expenditure of non-vigorous daily physical activities. *J Sci Med Sport.* 2017 Aug; 20(8):761–65. doi:10.1016/j.jsams.2017.01.233.
 9. Moufawad El Achkar C, Lenoble-Hoskovec C, Paraschiv-Ionescu A, Major K, Büla C, Aminian K. Physical behavior in older persons during daily life: insights from instrumented shoes. *Sensors.* 2016 Aug 3;16(8):1225. doi:10.3390/s16122100.
 10. Crouter SE, Churilla JR, Jr DRB. Estimating energy expenditure using accelerometers. *Eur J Appl Physiol.* 2006 Dec 1;98(6):601–12. doi:10.1007/s00421-006-0307-5.
 11. Gebruers N, Vanroy C, Truijten S, Engelborghs S, De Deyn PP. Monitoring of physical activity after stroke: a systematic review of accelerometry-based measures. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010 Feb 1;91(2):288–97. doi:10.1016/j.apmr.2009.10.025.
 12. Faria GS, Polese JC, Ribeiro-Samora GA, Scianni AA, Faria CDCM, Teixeira-Salmela LF. Validity of the accelerometer and smartphone application in estimating energy expenditure in individuals with chronic stroke. *Braz J Phys Ther.* (2019);23(3), 236–243. <https://linkin.gubnelsevier.com/retrieve/pii/S141335518300078>
 13. Mandigout S, Lacroix J, Ferry B, Vuillerme N, Compagnat M, Daviet J-C. Can energy expenditure be accurately assessed using accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring in post-stroke patients in the subacute phase? *Eur J Prev Cardiol.* 2017 Dec; 24(18): 2009–16. doi:10.1177/2047487317738593.
 14. Brazeau A-S, Karelis AD, Mignault D, Lacroix M-J, Prud'homme D, Rabasa-Lhoret R. Accuracy of the SenseWear Armband™ during Ergocycling. *Int J Sports Med.* 2011 Oct; 32(10): 761–64. doi:10.1055/s-0031-1275302.
 15. Drenowatz C, Eisenmann JC. Validation of the SenseWear Armband at high intensity exercise. *Eur J Appl Physiol.* 2011 May; 111(5): 883–87. doi:10.1007/s00421-010-1695-0.
 16. Fruin ML, Rankin JW. Validity of a multi-sensor armband in estimating rest and exercise energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 Jun; 36(6): 1063–69. doi:10.1249/01.MSS.0000128144.91337.38.
 17. Colbert LH, Matthews CE, Havighurst TC, KIM K, Schoeller DA. Comparative validity of physical activity measures in older adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2011 May; 43(5): 867–76. doi:10.1249/MSS.0b013e3181edefaa.
 18. Moore SA, Hallsworth K, Bluck LJC, Ford GA, Rochester L, Trenell MI. Measuring energy expenditure after stroke validation of a portable device. *Stroke.* 2012 Jan 6;43(6):1660–62. doi:10.1161/STROKEAHA.111.646257.
 19. Demeurisse G, Demol O, Robaye E. Motor evaluation in vascular hemiplegia. *Eur Neurol.* 1980;19(6):382–89. doi:10.1159/000115178.
 20. Collin C, Wade D. Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1990 Jul; 53(7): 576–79. doi:10.1136/jnnp.53.7.576.
 21. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther.* 1987 Feb; 67(2): 206–07. doi:10.1093/ptj/67.2.238.
 22. Mahoney FI, Barthel DW. Functional evaluation: the Barthel Index. *Md State Med J.* 1965;14:61–65.
 23. Duffield R, Dawson B, Pinnington HC, Wong P. Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *J Sci Med Sport Sports Med Aust.* 2004 Mar; 7(1): 11–22. doi:10.1016/S1440-2440(04)80039-2.
 24. Vogler AJ, Rice AJ, Gore CJ. Validity and reliability of the Cortex MetaMax3B portable metabolic system. *J Sports Sci.* 2010 May; 28(7): 733–42. doi:10.1080/02640410903582776.
 25. Stookey AD, McCusker MG, Sorkin JD, Katzel LI, Shaughnessy M, Macko RF, Ivey FM. Test and re-test reliability of portable monitoring after disabling stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2013;27:872–77.
 26. Cavalheri V, Donária L, Ferreira T, Finatti M, Camillo CA, Cipulo Ramos EM, Pitta F. Energy expenditure during daily activities as measured by two motion sensors in patients with COPD. *Respir Med.* 2011 Jun;105(6):922–29. doi:10.1016/j.rmed.2011.03.020.
 27. Manns PJ, Haennel RG. SenseWear armband and stroke: validity of energy expenditure and step count measurement during walking. *Stroke Res Treat.* 2012;2012:247165.
 28. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Exercise physiology: energy, nutrition and human performance. 4th ed. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins; 1996. p. 900.
 29. Hinkle DE, Wiersma W, Jurs SG. Applied statistics for the behavioral sciences. 5th ed. Boston: Houghton Mifflin; 2002. p. 756 p.
 30. Lee J-M, Kim Y, Welk GJ. Validity of consumer-based physical activity monitors. *Med Sci Sports Exerc.* 2014 Sep; 46(9): 1840–48. doi:10.1249/MSS.0000000000000287.
 31. Chowdhury EA, Western MJ, Nightingale TE, et al. Assessment of laboratory and daily energy expenditure estimates from consumer multi-sensor physical activity monitors. *PLoS One.* [Internet]. 2017; 12. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5325221/> doi:10.1371/journal.pone.0171720
 32. Lu M-J, Zhong W-H, Liu Y-X, Miao H-Z, Li Y-C, Ji M-H. Sample size for assessing agreement between two methods of measurement by bland-altman method. *Int J Biostat.* 2016 Nov 1;12.2. doi:10.1515/ijb-2015-0039.
 33. Ainsworth BE, Haskell WL, Herrmann SD, Meckes N, Bassett DR, Tudor-Locke C, Greer JL, Vezina J, Whitt-Glover MC, et al. 2011 compendium of physical activities: a second update of codes and MET values. *Med Sci Sports Exerc.* 2011 Aug;43(8):1575–81. doi:10.1249/MSS.0b013e3181edefaa.
 34. WHO | physical activity [Internet]. WHO. http://www.who.int/topics/physical_activity/en/.
 35. English C, Manns PJ, Tucac C, Bernhardt J. Physical activity and sedentary behaviors in people with stroke living in the community: a systematic review. *Phys Ther.* 2014 Feb 1;94(2):185–96. doi:10.2522/ptj.20130175.
 36. Roos MA, Rudolph KS, Reisman DS. the structure of walking activity in people after stroke compared with older adults without disability: a cross-sectional study. *Phys Ther.* 2012 Sep; 92(9): 1141–47. doi:10.2522/ptj.20110009.
 37. Bowden MG, Balasubramanian CK, Behrman AL, Kautz SA. Validation of a speed-based classification system using quantitative measures of walking performance post-stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2008;22(6):672–75. doi:10.1177/1545968308318837.
 38. Jakicic JM, Marcus M, Gallagher KI, Randall C, Thomas E, Goss FL, Robertson R. Evaluation of the SenseWear Pro Armband to assess energy expenditure during exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 May;36(5):897–904. doi:10.1249/01.MSS.0000126805.32659.43.
 39. Casiraghi F, Lertwattanarak R, Luzi L, Chavez AO, Davalli AM, Naegelin T, Comuzzie AG, Frost P, Musi N, Folli F. Energy expenditure evaluation in humans and non-human primates by SenseWear Armband. Validation of energy expenditure evaluation by SenseWear Armband by direct comparison with indirect calorimetry. *PLoS One.* 2013 Sep 19;8(9):e73651–e73651. doi:10.1371/journal.pone.0073651.
 40. Hill K, Dolmage TE, Woon L, Goldstein R, Brooks D. Measurement properties of the SenseWear armband in adults with chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax.* 2010 Jun 1;65(6):486–91. doi:10.1136/thx.2009.128702.
 41. Koehler K, Abel T, Wallmann-Sperlich B, Dreuscher A, Anneken V. Energy expenditure in adolescents with cerebral palsy: comparison of the SenseWear Armband and indirect calorimetry. *J Phys Act Health.* 2015 Apr; 12(4): 540–45. doi:10.1123/jpah.2013-0294.
 42. Hiremath SV, Ding D, Farrington J, Cooper RA. Predicting energy expenditure of manual wheelchair users with spinal cord injury using a multisensor-based activity monitor. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012 Nov; 93(11): 1937–43. doi:10.1016/j.apmr.2012.05.004.
 43. Reece JD, Barry V, Fuller DK, Caputo J. Validation of the SenseWear Armband as a measure of sedentary behavior and light activity. *J Phys Act Health.* 2015 Sep; 12(9): 1229–37. doi:10.1123/jpah.2014-0136.

Compendium of Physical Activities Strongly Underestimates the Oxygen Cost During Activities of Daily Living in Stroke Patients

Maxence Compagnat, MD, Stephane Mandigout, PhD, Romain David, Justine Lacroix, PhD,
Jean Christophe Daviet, PhD, and Jean Yves Salle, PhD

Objective: The aim of the study was to measure the metabolic equivalent task when performing physical activities of daily living in poststroke individuals.

Design: Poststroke individuals who were able to walk without human assistance were recruited and asked to perform the following activities of daily living: washing dishes (activity code: 05041 in Ainsworth's compendium), walking at a slow pace of less than 2 mph (activity code: 17151), climbing stairs (activity code: 17133), and walking down stairs (activity code: 17070). The metabolic equivalent task was measured along these activities using a portable breath gas exchange analyzer. The measured values were then compared with Ainsworth's compendium.

Results: Thirty-five participants were included (mean [SD] age = 64.3 [14.3] yrs). The mean (SD) resting metabolic rate was 3.08 (0.79) ml O₂ kg⁻¹ min⁻¹. The metabolic equivalent task values were significantly higher than the compendium values: metabolic equivalent task washing dishes = 2.57 (0.96) versus 1.80 for compendium; metabolic equivalent task walking = 4.16 (0.93) versus 2.00 for compendium; metabolic equivalent task climbing stairs = 5.90 (1.43) versus 4.00 for compendium; metabolic equivalent task walking down stairs = 3.29 (0.48) versus 3.50 for compendium.

Conclusions: The metabolic equivalent tasks during activities were higher than Ainsworth's compendium. Stroke individuals are thus exposed to high oxygen requirements when performing activities of daily living, which could have a strong impact on their ability to perform these activities in real life.

Key Words: Oxygen Consumption, Energy Expenditure, Physical Activity, Stroke

(*Am J Phys Med Rehabil* 2019;98:299–302)

The compendium of physical activities (PAs) was designed to provide a list of PA associated with values of metabolic equivalent task (MET) to simplify the writing and understanding of questionnaires, records, and files used in this field of expertise.¹ Its use has then been expanded to include an estimation of the energy cost for each PA.¹ The compendium is therefore a reference to quantify the intensity of PAs, which categorizes sedentary behavior (1.0–1.5 MET), low intensity (1.6–2.9 MET), moderate intensity (3–5.9 MET), and high intensity (>6 MET).¹ Metabolic equivalent tasks are defined by the relation between the value of stabilized metabolic rate during a given PA and the resting metabolic rate (RMR), which is approximately 3.5 ml O₂ kg⁻¹ min⁻¹ in healthy individuals.¹ In rehabilitation medicine, the compendium has a crucial role for PA intensity recommendations in reconditioning and intervention programs.² Assessing the optimal intensity of PA maximizes the benefits on cardiorespiratory abilities and prevents potential adverse effects because of high metabolic stress such as risks of cardiovascular events, physical fatigue, or dropping out of the program.² This is especially true for stroke patients. Physical exercise improves cardiorespiratory fitness, functional independence, walking performance, and the ability to

perform activities of daily living after a stroke.³ Physical activities of moderate intensities (<6 MET) are recommended to reach these objectives. However, the values contained in the compendium could be inadequate for stroke individuals because stroke impairments increase the energy cost of PAs. Severity of motor impairment,⁴ spastic co-contraction of agonist-antagonist muscles,⁵ and reduced natural walking speed are described as factors increasing the oxygen cost of walking. In this field, Reisman et al.⁶ have reported that individuals with stroke sequelae have observed MET values approximately 1.25 to 1.5 times higher than the values of the compendium when performing the following PAs: remaining in a standing position, walking, walking slowly on a treadmill (1.0 mi h⁻¹ with 4% incline), and walking quickly on a treadmill (2.0 mi h⁻¹ with 4% incline). In addition, these individuals' RMR values were lower (2.99 ml O₂ kg⁻¹ min⁻¹) than those of a healthy population (3.5 ml O₂ kg⁻¹ min⁻¹), which induces a greater relative intensity during the activity. This is a real issue because stroke individuals tend to be unfit and to have a poor cardiorespiratory condition (approximately 50% weaker than a healthy individual).⁷ These factors are considered as a limitation to recovery and social participation.⁸ The medical practitioner would take

From the HAVAE EA6310 (Handicap, Aging, Autonomy, Environment), University of Limoges, Limoges, France (MC, SM, JL, JCD, JYS); and Department of Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital Center, Limoges, France (MC, RD, JCD, JYS).

All correspondence should be addressed to: Maxence Compagnat, MD, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital Center of Limoges, 2 Ave Martin Luther King, 87000 Limoges, France.

This work was supported by the Nouvelle Aquitaine region and the laboratory of clinical research of HAVAE (Handicap, Aging, Autonomy, Environment).

Financial disclosure statements have been obtained, and no conflicts of interest have been reported by the authors or by any individuals in control of the content of this article.

Supplemental digital content is available for this article. Direct URL citations appear in the printed text and are provided in the HTML and PDF versions of this article on the journal's Web site (www.ajpmr.com).

Copyright © 2018 Wolters Kluwer Health, Inc. All rights reserved.

ISSN: 0894-9115

DOI: 10.1097/PHM.0000000000001077

the risk of exposing a patient to inadequate PA intensity levels, leading to physical fatigue and a risk of giving up the activity. Besides, in this population with high cardiovascular risk, intense exercise can also expose the individual to potential cardiovascular events, especially because 40% of the population is afflicted with a silent coronary heart disease.⁹ Therefore, to achieve better results in this domain, measuring the oxygen consumption (VO_2) associated with each common activity is necessary to recommend optimal amounts of PA and safely work toward each patient's objective. The knowledge in this field in the literature is unfortunately limited. Our objective is to initiate the development of a new compendium of PA for poststroke individuals. To achieve this goal, we would therefore require a large amount of MET values in stroke individuals during standardized PAs, which could be merged with MET values from other studies. For this study, the objective was to report MET values when performing four activities of daily living (manual activities, walking, climbing stairs, and transfers) in individuals with poststroke sequelae and compare them with the values in the compendium of PAs.

METHOD

Participants were recruited in the physical medicine and rehabilitation (PM&R) department. The inclusion criteria were the following: a single stroke in any area of the brain confirmed by brain imaging, and the ability to walk without human assistance. The exclusion criteria were the following: acute cardiac or respiratory pathologies or decompensated chronic pathologies. Cardiac disorders were recognized using the complementary examinations usually carried out in poststroke assessment, that is, electrocardiogram and cardiac ultrasound. We did not perform a stress test before the study. Motor impairment was evaluated using the Demeurisse motricity index,¹⁰ which quickly assesses a patient's motor impairment using three tests per deficient limb and is validated in stroke patients. The patient's score is calculated from five stages of voluntary motor control from a scale to 0–100, in which a score of 100 is considered healthy.^{10,11} Spasticity was evaluated using the Modified Ashworth Scale.¹² Autonomy related to activities of daily living was evaluated using the Barthel index.¹³ A walking speed estimation was performed during the walking task by dividing the distance walked by the duration of the task, which was set at 6 mins. All of these evaluations were performed by the same experimenter for all participants.

The health professional responsible for the protocol informed the participants himself of the details of the protocol before registering their verbal consent. This consent was transcribed in the database. The research protocol and this method of consent were accepted by an ethics committee (Notice Number Comités d'éthique pour les recherches non-interventionnelles 2015-01-13-57).

The MET value was calculated by dividing the RMR and the VO_2 at the stabilized state during the physical activity. The VO_2 was measured by indirect calorimetry using the breathing gas exchange portable analyzer Metamax 3B (Cortex Medical, Leipzig, Germany). The Metamax is a portable metabolic measurement system composed of a measurement module and a battery module. It measures gas volume using a bidirectional digital turbine. The O_2 and CO_2 concentrations are measured

using an electrochemical cell and an infrared analyzer. VO_2 and VCO_2 were calculated using standard metabolic algorithms based on the Haldane transformation.¹⁴ Respiratory volume data and respiratory gas concentrations were transmitted live by telemetry to a computer. The system was paired to the Metasoft 3 software, Version 3.7.0 SR2. The device was switched on at least 20 mins before each use and was calibrated before every test according to the manufacturer's recommendations with the following procedure: calibrating the gas analyzers by using a reference gas (14.97% O_2 , 4.96% CO_2 , balance N_2 : $\pm 0.02\%$ absolute, Hong Kong Specialty Gases), then checking the calibration exposed to ambient air. In addition, a volume calibration was performed using a standardized 3 l syringe (5530 series; HansRudolph, Inc, MO).

The protocol took place in the therapeutic apartment of the PM&R department. We selected activities that were registered and encoded in the physical activity compendium. In addition, we paid special attention to select activities that were critical to the independence and social participation of stroke patients and that would improve their function and cardiorespiratory fitness. Four activities commonly performed in daily living situations with a validated reference in the compendium were thus selected: a manual task (washing dishes; activity code: 05041; 1.8 MET); walking at a spontaneous speed (walking at a slow pace <2 mph; activity code: 17151; 2.0 MET), climbing stairs (climbing stairs at a slow pace; activity code: 17133; 4.0 MET), and walking down stairs (activity code: 17070; 3.5 MET). The climbing up and down stairs task was only performed by willing individuals and only with the consent of the doctor responsible for them. Participants were also asked to perform a combination of transfers (getting up from a lying posture to a bipedal standing posture; going to the restroom with the usual mode of ambulation [distance: 6 meters]; sitting down on the toilet for 1 min; standing up, going back and sitting down on a chair). Even though the task involving transfers to the restroom is not featured in the compendium, we have considered it appropriate to assess the MET of this basic self-care activity because of its essential nature for a patient's autonomy whether in a hospital room or at home. Supplemental Figure S1 described the PAs performed by participants (see Supplemental Fig. S1, Supplemental Digital Content 1, <http://links.lww.com/PHM/A697>).

Test Protocol

The VO_2 in a state of rest (RMR) was measured following the recommendations of Compheer et al.¹⁵ on the verifications needed before measurements, for example, recent physical activity or consumption of stimulants. The VO_2 was measured for 5 mins after a 10-min rest period in lying position. After the RMR assessment, upon hearing the signal, the participant performed all activities without human assistance and in the following order: transfers, rest, washing dishes, rest, walking, rest, climbing stairs, rest, descending stairs, and rest. All activities were performed for more than 3 mins to achieve a stable state of gas exchange.¹⁶ A rest period in sitting position was observed before the beginning of the sequence and between each task to ensure complete recovery. Each rest lasted 4 to 6 mins depending on the intensity of the PA performed. The objective was to ensure complete recovery between each task to avoid an accumulation of fatigue because of the previous

tasks. The entire sequence lasted approximately 45 mins. The MET value of each activity was calculated by dividing the RMR and the VO_2 at the stabilized state.

Statistical Analysis

We hypothesized that the average bias with the compendium would be approximately 15% for the RMR and 25% for the movement tasks based on the work of Serra et al.¹⁷ In their study, Serra et al.¹⁷ have reported a mean RMR difference of $0.5 \text{ ml O}_2 \text{ kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$ with a SD of $0.145 \text{ ml O}_2 \text{ kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$. We used an α risk of 0.05 and a power of 80%. The number of participants had to be at least 26 individuals to find a statistically significant difference.

We made one-sample *t* tests to compare the MET values measured during the various activities to the values reported in the compendium of PAs. All statistical analyses were performed using the RealStat2011 software.

This study conformed to all STROBE guidelines and reported the required information accordingly (see Checklist, Supplemental Digital Content 2, <http://links.lww.com/PHM/A698>).

RESULTS

We have included 35 patients, with a mean (SD) age of 64.3 (14.3) yrs. The participants had variable levels of impairment and autonomy from one individual to another. The characteristics of the population are summarized in Table 1. The mean (SD) RMR was $3.08 (0.79) \text{ ml O}_2 \text{ kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$, which is significantly lower than the RMR of healthy populations ($3.5 \text{ ml O}_2 \text{ kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$)¹ (mean difference = 12%, $P = 0.001$). The MET of stroke patients showed a significant increase in relative oxygen demand during activities. This is especially true for walking, with a MET greater than twice the MET of the compendium (Table 2).

DISCUSSION

In this study, we have measured the MET during common activities of daily living in stroke patients. The resulting values were significantly higher than the values contained in the compendium for the following activities: washing dishes, walking, and going upstairs. The RMR, however, was lower than the compendium's reference value with $3.08 \text{ ml O}_2 \text{ kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$. These differences highlight a higher metabolic demand for

TABLE 2. Comparison between the MET of stroke patients and the MET in the compendium of PAs

	Mean MET Stroke	SD	MET Compendium	Difference, %	P
Transfers	2.37	0.73	NA	NA	NA
Washing dishes	2.57	0.96	1.80	42.8	0.001
Walking	4.16	0.93	2.00	108.0	<0.001
Going upstairs	5.90	1.43	4.00	47.5	<0.001
Going downstairs	3.29	0.48	3.50	6.0	0.01

MET calculation: oxygen consumption at rest dividing by oxygen consumption at the stabilized state during the activity. *P* values were determined by Student's *t* test.

M/F, male/female; NA, not applicable.

stroke individuals compared with the values usually reported in healthy populations. We suggest the following hypotheses to explain these results.

We have discovered lower values of VO_2 while resting compared with healthy individuals. This difference had already been reported by Serra et al.¹⁷ in a study including 29 hemiparetic stroke individuals, with a mean RMR of $2.99 \text{ ml O}_2 \text{ kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$. This observation may be explained by a combination of several factors: muscle atrophy, increase of fat-free mass, age, and sedentary behavior.^{18,19} This may have an impact on clinical practice because a lower RMR implies a higher level of relative physical activity intensity in a patient's rehabilitation program, leading to high physical fatigue and to a risk that the subject gives up on the program.²⁰ Besides, a lower RMR is a contributing factor to weight gain, which may increase the risk of cardiovascular events in this vulnerable population.²¹

We have observed higher-than-normal MET values for most activities. When walking at a spontaneous speed, the mean (SD) MET was $4.16 (0.93)$, which corresponds to the metabolic activity of a healthy individual when going up stairs.¹ This MET increase was even stronger when participants were asked to climb upstairs: $\text{MET} = 5.90 (1.43)$, which corresponds to walking up a slope with a 16- to 24-lb weight for a healthy individual.¹ We believe that this increase is due to the impairments caused by the stroke. The patients recruited in this study were indeed afflicted with motor impairment,²² spasticity,²³ and low walking speed,²⁴ which have a negative impact on the oxygen cost of a physical activity. This sharp increase may lead to a higher and quicker susceptibility to physical fatigue for any activity requiring physical effort. Besides, such high levels of metabolic demand during activities can expose a patient to cardiac decompensation or cardiovascular events, because more than 75% of stroke individuals are already affected with heart diseases.⁹ Medical practitioners must therefore keep these elements in mind when recommending PAs to ensure that the intensity is appropriate. In addition, inappropriate intensity can lead to fatigue and dissatisfaction that can result in patients escaping physical activity programs.²⁰

This work has also highlighted an unexpectedly low MET for the activity involving going down stairs. We have noticed that the patients were moving very slowly for this activity, although this was not reported in the results of the study. The

TABLE 1. Characteristics of population

	Mean (SD, Min–Max)
Sex, M/W	24/11
Age, yr	64.3 (14.3, 34–88)
BMI, kg/m^2	26.7 (6.4, 16.9–42.6)
Time since stroke, d	573 (1297, 9–5110)
Demeurisse lower limb score, /100	81 (43–100)
Demeurisse upper limb score, /100	75 (1–100)
MAS, /4	1 (0–3)
Barthel index, /100	75 (40–100)
Walking speed, m sec^{-1}	0.55 (0.32)

Demeurisse refers to Demeurisse index of motricity.

BMI, body mass index; MAS, Modified Ashworth Scale.

participants may have intentionally slowed down to ensure their balance while going down the stairs. We believe that this speed reduction caused a decrease of oxygen demand, which explains these results. Further work will be needed to confirm this hypothesis with participants going downstairs at various speeds.

Clinical Implications

In light of these new MET values in poststroke populations, medical practitioners must carefully choose the type and duration of physical exercise to ensure the security and participation of the patient and to avoid abandonment or adverse events due to inappropriate intensity. Our results showed that walking at a comfortable speed required an oxygen consumption corresponding to a moderate-intensity PA, and going upstairs was close to a high-intensity PA. The intensity of these activities is enough to improve cardio respiratory fitness and could easily be integrated in reconditioning programs. For example, a walking track for this specific need could be designed, including alternating sequences of walking at comfortable speed and climbing stairs. In addition, these activities are essential for autonomy and social participation²⁵ and could be both more interesting than cycle ergometer sessions and beneficial for cardio respiratory reconditioning.

Limitations

In this study, we chose to measure the categories of energy expenditure with Metamax 3B. The use of this device has limitations because it is burdensome for the patients and is less accurate than laboratory VO_2 measuring devices. However, we had no dropouts from participants because of discomfort. In addition, Macfarlane and Wong²⁶ showed a good level of accuracy and reliability of this device for measuring VO_2 on moderate PAs. The VO_2 measurement method while resting in bed may be subject to debate. We have chosen to measure the RMR for a 10-min short period, as described by Compther et al.¹⁵ Several more thorough methods are described in the literature.^{19,27} However, following these methods was impossible because the patients were included in rehabilitation programs and they would have been deprived from their therapy sessions.

The small size of the sample is a limitation to the external validation of our results. We are indeed unable to establish reference values for VO_2 with this population because of its heterogeneity related to impairment and autonomy. However, this population was selected within our PM&R department and is representative of the patients admitted in the PM&R department according to the Mulhouse 2008 criteria. In our opinion, expanding the study to a more homogeneous population would greatly reduce its representativeness. Further research will be needed to better understand the difference in caloric output based on differences in the stroke populations.

CONCLUSIONS

We have demonstrated that the oxygen consumption of stroke individuals was lower while resting and higher when performing common activities of daily living. As a result, the compendium of PAs does not seem suitable for this population. The MET during physical exercise was sharply increased in this population, which may be a major limitation to functional recovery.

ACKNOWLEDGMENTS

We thank all patients for volunteering in this research. We thank our partners Autnom'Lab and European Network of Living Labs (ENoLL) and the region of Nouvelle Aquitaine for their support throughout our work. This project was carried out with the support of Fondation Paul Bannetot, Fondation du Groupe Matmut, under the aegis of Fondation de l'Avenir, Paris, France.

REFERENCES

1. Ainsworth BE, Haskell WL, Herrmann SD, et al: 2011 Compendium of Physical Activities: a second update of codes and MET values. *Med Sci Sports Exerc* 2011;43:1575–81
2. Billinger SA, Arena R, Bernhardt J, et al: Physical activity and exercise recommendations for stroke survivors: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* 2014;45:2532–53
3. Saunders DH, Sanderson M, Hayes S, et al: Physical fitness training for stroke patients. In: *Cochrane Database of Systematic Reviews*. John Wiley & Sons, Ltd; 2016. Available at: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD003316.pub6/abstract>. Accessed July 7, 2016
4. Platts MM, Rafferty D, Paul L: Metabolic cost of overground gait in younger stroke patients and healthy controls. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38:1041–6
5. Olgiati R, Jacquet J, Di Prampero PE: Energy cost of walking and exertional dyspnea in multiple sclerosis. *Am Rev Respir Dis* 1986;134:1005–10
6. Reisman DS, Rudolph KS, Farquhar WB: Influence of speed on walking economy poststroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2009;23:529–34
7. Smith AC, Saunders DH, Mead G: Cardiorespiratory fitness after stroke: a systematic review. *Int J Stroke Off J Int Stroke Soc* 2012;7:499–510
8. Franceschini M, Rampello A, Agosti M, et al: Walking performance: correlation between energy cost of walking and gaiting participation. new statistical approach concerning outcome measurement. *PLoS One* 2013;8:e56669
9. Roth EJ: Heart disease in patients with stroke: incidence, impact, and implications for rehabilitation. Part 1: classification and prevalence. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74:752–60
10. Demeurisse G, Demol O, Robaye E: Motor evaluation in vascular hemiplegia. *Eur Neurol* 1980;19:382–9
11. Collin C, Wade D: Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1990;53:576–9
12. Bohannon RW, Smith MB: Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987;67:206–7
13. Mahoney FI, Barthel DW: Functional evaluation: the Barthel index. *Med State Med J* 1965;14:61–5
14. Haugen HA, Chan L-N, Li F: Indirect calorimetry: a practical guide for clinicians. *Nutr Clin Pract* 2007;22:377–88
15. Compther C, Frankenfield D, Keim N, et al: Best practice methods to apply to measurement of resting metabolic rate in adults: a systematic review. *J Am Diet Assoc* 2006;106:881–903
16. McArdle WD, Katch FI, Katch VL: *Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance*. 4th Revised ed. Baltimore, Lippincott Williams and Wilkins, 1996
17. Serra MC, Treuth MS, Hafer-Macko CE, et al: Increased energy cost of mobility in chronic stroke. *J Gerontol Geriatr Res* 2016;5. doi: 10.4172/2167-7182.1000356
18. Ryan AS, Dobrovolsky CL, Smith GV, et al: Hemiparetic muscle atrophy and increased intramuscular fat in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:1703–7
19. Serra MC, Hafer-Macko CE, Ryan AS: Reduced resting metabolic rate in adults with hemiparetic chronic stroke. *J Neurol Neurophysiol* 2015;6. pii: 1000341
20. Physical Activity Guidelines Advisory Committee Report, 2018. Washington, DC: US Dept of Health and Human Services; 2018. Available at: <https://health.gov/paguidelines/report/>. Accessed February 9, 2018
21. Adams RJ, Chimowitz MI, Alpert JS, et al: Coronary risk evaluation in patients with transient ischemic attack and ischemic stroke: a scientific statement for healthcare professionals from the Stroke Council and the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association/American Stroke Association. *Circulation* 2003;108:1278–90
22. Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, et al: Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture* 2003;18:47–55
23. Lamontagne A, Malouin F, Richards CL: Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:351–8
24. Compagnat M, Mandigout S, Chaparro D, et al: Predicting the oxygen cost of walking in hemiparetic stroke patients. *Ann Phys Rehabil Med* 2018;61:309–14
25. Oh DW: Community ambulation: clinical criteria for therapists' reasoning and decision-making in stroke rehabilitation. *Int J Phys Med Rehabil* 2013;1:126
26. Macfarlane DJ, Wong P: Validity, reliability and stability of the portable Cortex Metamax 3B gas analysis system. *Eur J Appl Physiol* 2012;112:2539–47
27. de Sant'Anna M, Eboli LC, Silva JG, et al: Resting metabolic rate analysis in chronic hemiparesis patients. *Neurol Int* 2014;6:5442



Available online at
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com



Original article

Predicting the oxygen cost of walking in hemiparetic stroke patients

M. Compagnat^{a,b,*}, S. Mandigout^a, D. Chaparro^{a,b}, J.Y. Salle^{a,b}, J.C. Daviet^{a,b}

^a HAVAE EA6310 (Handicap, Aging, Autonomy, Environment), University of Limoges, 87000 Limoges, France

^b Department of Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital Center of Limoges, 87000 Limoges, France



ARTICLE INFO

Article history:
 Received 20 October 2017
 Accepted 2 March 2018

Keywords:
 Stroke
 Walking
 Oxygen cost
 Speed

ABSTRACT

Objective: To verify the relation between spontaneous walking speed (Sfree) and oxygen cost of walking at Sfree (Cwfree) in post-stroke hemiparetic patients and to test the validity of a prediction model to estimate Cwfree based on Sfree.

Design: We included 26 participants (mean age 65.1 years [SD 15.7]) with mild to moderate disability after stroke who walked at Sfree using mobility aids if necessary for 6 min. The Cwfree was measured at a stabilized metabolic rate by indirect calorimetry with the Metamax 3B spirometry device. The relation between Sfree and Cwfree was analyzed by the correlation coefficient (r) and coefficient of determination (R²). The Cwfree prediction model was developed from a regression equation, then tested on a second population of 29 patients (mean age 62.1 years [SD 13.4]) with the same inclusion and exclusion criteria.

Results: For the 26 participants, the Sfree and Cwfree were highly correlated ($r = -0.94$ and $R^2 = 0.97$), which allowed for formulating a regression equation and developing the Cwfree prediction model based on Sfree. The prediction model tests yielded accurate results (mean bias $-0.02 \text{ mL.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$; 95% limits of agreement -0.31 to $0.26 \text{ mL.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$). The relation between Cwfree estimated by the model and measured by Metamax was high ($R^2 = 0.98$).

Conclusion: Cwfree was strongly correlated with Sfree, which allowed for the development of a valid Cwfree prediction model. A practitioner could estimate the energy expenditure of walking for a patient without using an indirect calorimeter.

© 2018 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

1. Introduction

Strokes are the worldwide main cause of acquired disability in adults [1]. Consequently, stroke patients are deconditioned and predisposed to a sedentary lifestyle [2], which adversely affects performance in activities of daily living and may contribute to heightened risk for recurrent stroke and supplementary cardiovascular diseases [3]. Physical exercise improves cardiorespiratory fitness, functional independence, walking ability and the ability to perform activities of daily living after a stroke [3,4]. However, the optimal amount and intensity of post-stroke fitness training remains unclear [4]. Monitoring the amount and intensity of physical activity a stroke patient performs is fundamental to ensure safety and generate benefits [3].

The oxygen cost of walking (Cw) is a marker of metabolic solicitation that quantifies the energy cost of walking after

conversion of the oxygen volume into kilocalories [5]. However, the Cw at spontaneous walking speed (Sfree) — Cwfree — is extremely variable among individuals [5]. Measuring Cwfree in stroke patients requires the use of advanced instrumentation such as a respiratory gas exchange analyzer and is not commonly performed because of the cost of this device and the practical constraints in terms of the measuring protocol [6].

However, several authors have shown that the Cwfree is highly correlated with the Sfree. Zamparo et al. found a high correlation coefficient (0.92 , $P < 0.001$) between Sfree measured over a 40-m loop and Cwfree measured by indirect calorimetry in 20 post-stroke hemiparetic patients [7]. Thus, Cwfree was closely associated with Sfree in hemiparetic stroke patients, and the authors could develop a regression equation for estimating Cwfree from Sfree [8]. Polese et al. reported that Sfree accounted for 81% of the Cwfree variance. Reisman et al. found a high correlation ($r = 0.86$, $P < 0.001$) between Sfree measured over 10 m and Cwfree measured by indirect calorimetry in 16 hemiparetic stroke patients [9]. This close relation between Sfree and Cwfree in hemiparetic stroke patients could allow practitioners to predict the Cwfree from the Sfree value, a reliable and easily measurable parameter in

* Corresponding author at: Department of Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital Center of Limoges in France, 2, avenue Martin-Luther-King, 87000 Limoges, France.

E-mail address: maxence.compagnat@icloud.com (M. Compagnat).

<https://doi.org/10.1016/j.rehab.2018.03.001>

1877-0657/© 2018 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

clinical practice [10]. Therefore, estimating the Cw would be simple without the need for a gas exchange measuring device.

The objectives of the study were to verify the relation between Sfree and Cwfree in hemiparetic stroke patients and to test the validity of a prediction model designed to estimate Cwfree based on Sfree.

2. Methods

2.1. Study design

We recruited 2 samples of participants, the first population used to explore the relation between Sfree and Cwfree. In case of a close relation between the 2 variables, we pursued the development of a regression equation to develop a prediction model of Cwfree based on Sfree. A second population was recruited to evaluate the validity of the model. We also compared Cwfree estimated by the prediction model and Cwfree measured by the Metamax 3B spirometry device. We ensured that the criteria for inclusion and exclusion were the same for both populations.

2.2. Participant selection

Participants were recruited in the Physical and Rehabilitation Medicine Department of our hospital. The inclusion criteria were:

- a single stroke in any area of the brain, except the cerebellum and brain stem, confirmed by brain imaging;
- ability to walk continuously for 6 min with or without mobility aids.

The exclusion criteria were acute cardiac or respiratory pathologies or decompensated chronic pathologies. Cardiac disorders were identified by complementary examinations usually performed at post-stroke assessment (i.e., electrocardiography and cardiac ultrasonography). We did not perform a stress test before the study.

The health professional responsible for the protocol informed the patients of the details of the protocol before registering their verbal consent. This consent was transcribed in the database. The research protocol was approved by the French ethics committee (No. CERNI 2015-01-13-57).

2.3. Hemiplegia evaluation

Motor impairment was evaluated by the Demeurisse motricity index [11]. This test quickly assesses a patient's motor impairment at 3 different points per deficient limb and is validated in stroke patients. A score is calculated from 5 levels of voluntary motor control on a scale to 0–100, a score of 100 considered healthy [11,12]. Spasticity was evaluated by the modified Ashworth scale [13]. Walking autonomy was assessed by the Functional Ambulation Classification modified [14]. Autonomy related to activities of daily living was evaluated by the Barthel index [15]. All these evaluations were performed by the same experimenter for all participants.

2.4. Equipment

O₂ consumption when walking was measured by indirect calorimetry with the breathing gas-exchange portable analyzer, Metamax 3B (Cortex Medical, Leipzig, Germany). The Metamax is a portable metabolic measurement system composed of a measurement module and a battery module. It measures gas volume by a bidirectional digital turbine. The O₂ and CO₂ concentrations are

measured by using an electrochemical cell and an infrared analyzer. Oxygen flow (VO₂) and carbon dioxide flow (VCO₂) were calculated by standard metabolic algorithms based on the Haldane transformation [16]. Respiratory volume data and respiratory gas concentrations were transmitted live by telemetry to a computer. The system was paired to the Metasoft 3 software, v3.7.0 SR2.

The system was turned on for at least 20 min before each use and was calibrated before every test according to the manufacturer's recommendations. The gas analyzers were first calibrated by using a reference gas (14.97% O₂, 4.96% CO₂, balance N₂: ± 0.02% absolute, Hong Kong Specialty Gases), then the calibration exposed to ambient air was checked. Additionally, volume calibration involved using a standardized 3-Lsyringe (5530 series, Hans Rudolph, Inc., Shawnee, KS, USA).

2.5. Experimental design

All participants performed the whole test under the same conditions. The Metamax was first placed on the patient. With the patient resting on a chair, gas exchanges were recorded for 6 min. Then, the patient was asked to walk for 6 min in a 40-m loop, with no obstacle or U-turn. This 6-min duration was chosen because about 4 min are required to achieve metabolic stability in individuals with chronic pathologies [17,18]. Several studies of Cw in post-stroke hemiparetic individuals have used a similar duration to obtain a stable metabolic state [7,9,19]. The main instruction for each patient was to maintain their Sfree for the duration of the test. Sfree was then calculated by dividing the distance walked by the time of the test (6 min).

2.6. Calculating Cwfree

Cwfree was calculated from the patient's O₂ consumption measured at a stabilized metabolic rate, defined by a variation in VO₂ lower than 2 mL.kg⁻¹.min⁻¹, as described in previous studies related to the oxygen cost of walking for post-stroke individuals [9]. To estimate Cwfree, we divided the VO₂ value at a stabilized metabolic rate per unit of time by Sfree. Therefore, Cwfree was expressed in milliliters of O₂.kg⁻¹.m⁻¹.

2.7. Statistical analysis

Our first objective was to evaluate the correlation between Cw and Sfree. Several authors have shown a high correlation between the two ($r = 0.8–0.9$, $P < 0.05$) in populations of fewer than 20 individuals [7,9,19]. Therefore, we considered we needed about 20 participants to demonstrate a statistically significant correlation. To validate the model, we considered that the average bias should be lower than 15%, with limits of confidence (± 2 SD) of about 30%. The mean oxygen cost values were about 0.63 mL.kg⁻¹.m⁻¹ (95% confidence interval [CI], 0.53–0.72) [5]. Thus, the estimated mean bias was 0.1 mL.kg⁻¹.m⁻¹ (SD about 0.1 mL.kg⁻¹.m⁻¹). We used an alpha risk of 0.05 and a power of 80%. Using the formula provided by Bland–Altman, we estimated that we needed a sample of 32 participants to test the validity of the model [20].

Normally distributed data were analyzed by Anova and non-normally distributed data by a Mann–Whitney type of nonparametric test. Categorical data were analyzed by Chi² test. Correlation analysis of Sfree and Cwfree involved the Spearman coefficient (r) and the coefficient of determination (R²). The rule of thumb for interpreting the size of a correlation coefficient was 0.90 to 1.00, very high; 0.70 to 0.90, high; 0.50 to 0.70, moderate; 0.30 to 0.50, low; and 0.00 to 0.30, negligible [21]. The accuracy was analyzed by the mean bias and difference percentages. The association between the estimated and measured Cwfree was examined by

Table 1
Characteristics of the population.

	First population <i>n</i> = 26	Second population <i>n</i> = 29	<i>P</i> -value
Sex (M/W)	16/10	23/6	0.02
Age (years)	65.1 (15.7)	62.1 (13.4)	NS
BMI (kg.m ⁻²)	27.0 (5.7)	25.8 (4.3)	NS
Time since stroke (day)	52.5 (9–5110)	80 (9–2920)	0.04
Stroke side (left/right)	13/13	13/16	NS
Index of Motricity of Demeurisse			
Lower limb (/100)	76 (43–100)	75 (47–100)	NS
Upper limb (/100)	77 (1–100)	75 (1–100)	NS
Spasticity (Ashworth scale modified) (/4)	1 (0–3)	1 (0–3)	NS
Barthel Index (/100)	72 (40–100)	80 (45–100)	NS
FACm (/8)	6 (3–8)	6 (3–8)	NS
Sfree (m.s ⁻¹)	0.54 (0.30)	0.49 (0.30)	NS
Ambulation categories	Without AD = 10 Cane = 10 Walker = 6	Without AD = 12 Cane = 15 Walker = 2	NS

Data are mean (SD) or median (min–max).

BMI: body mass index; FACm: Functional Ambulation Classification modified; AD: assistive device; Sfree: spontaneous walking speed; NS: not significant.

Bland–Altman analysis. The significance level was evaluated by Fisher tests. For all tests, the statistical significance threshold was $P < 0.05$. All statistical analyses involved using RealStat2011.

3. Results

3.1. Population

The first population included 26 participants and the second population 29 participants. Participants were included between January 2015 and April 2015. The 2 groups differed only in sex ($P = 0.02$) and time since stroke ($P = 0.04$) (Table 1). The populations were heterogeneous on several parameters: time elapsed since stroke, motricity impairment score, modes of ambulation, walking autonomy and activities of daily living scores.

3.2. Relation between Cwfree and Sfree in the first population

The Cwfree values ranged from 0.18 to 2.74 mL.kg⁻¹.m⁻¹ (mean 0.54 [SD 0.51] mL.kg⁻¹.m⁻¹). Sfree was highly correlated with Cwfree ($r = -0.94$; $R^2 = 0.97$, $P < 0.001$) (Fig. 1). The relation between Sfree and Cwfree was modeled with the following regression equation: $Cwfree = 0.2109.Sfree^{-0.877}$.

3.3. Test of the validity of the Cwfree prediction model

We calculated the Cwfree of the second population ($n = 29$) by using the regression equation to test the validity of this model. The values of Cwfree for the 29 included participants were measured on the Metamax per the initial protocol and ranged from 0.18 to 4.80 mL.kg⁻¹.m⁻¹ (mean 0.82 [SD 1.10] mL.kg⁻¹.m⁻¹). The Cwfree values estimated with the prediction model ranged from 0.19 to 4.88 mL.kg⁻¹.m⁻¹ (mean 0.83 [SD 1.12] mL.kg⁻¹.m⁻¹). The correlation between Cwfree estimated by the model and measured with Metamax was high ($r = 0.99$ [95% CI: 0.97–0.99] and $R^2 = 0.98$) (Fig. 2). Bland–Altman analysis showed a mean bias of -0.02 mL.kg⁻¹.m⁻¹ – mean difference percentage of 4%. The 95% limits of agreement were -0.31 to 0.26 mL.kg⁻¹.m⁻¹ – 30.9% of the mean measured Cwfree (Fig. 3).

4. Discussion

Our first objective was to assess the relation between Sfree and Cwfree. We found Sfree and Cwfree highly correlated, with r and R^2 values greater than 0.90. These results suggest that Cwfree could be predicted from Sfree with the model

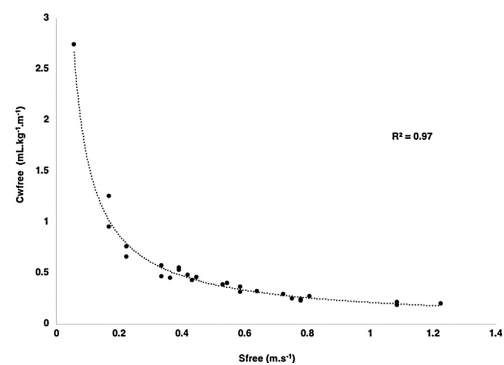


Fig. 1. Relation between spontaneous walking speed (Sfree) and oxygen cost of walking at Sfree (Cwfree).

$Cwfree = 0.2109.Sfree^{-0.877}$. Our second objective was to evaluate the accuracy of the Cwfree prediction model based on Sfree. We found a high correlation between Cwfree estimated by the model and measured by Metamax, with r and R^2 values greater than 0.90. The mean bias was less than 5% and the limits of agreement were close to 30% of the measured Cwfree. These results suggest that the Cwfree prediction model is valid.

Our results show a high correlation between Sfree and Cwfree, which is consistent with the results of previous studies in this domain. Zamparo et al. found a correlation coefficient of 0.92 ($P < 0.001$) between Sfree measured in a 40-m loop and Cwfree measured by indirect calorimetry in 20 post-stroke hemiparetic individuals [8]. Teisio et al. also reported a high correlation ($r = 0.66$, $P < 0.001$) between Sfree and Cwfree measured by indirect calorimetry in a literature review that included 54 hemiparetic stroke individuals [22]. Polese et al. reported a strong curvilinear relationship between Sfree and Cwfree in 55 stroke patients; the Sfree explained more than 80% of the variance in Cw [23].

However, the relation between Sfree and Cwfree is interpreted differently by each author. We decided to report a regression equation between Sfree and Cwfree like Zamparo et al., who had evaluated this relation in a population of 20 hemiparetic stroke individuals [8] (time elapsed since the stroke ranged from 3 to 264 months) walking in a 40-m loop. The authors reported the following regression equation between Sfree and Cwfree: $\ln Cwfree = 1.27 - 0.718 \ln(Sfree)$. Once converted from logarithmic

to exponential, this equation is similar to our equation: $Cw_{free} = 3.56 \cdot S_{free}^{-0.718}$. However, our results differ from Reisman et al. [9] and Detrembleur et al. [19], showing a rather heterogeneous linear relation between Cw_{free} and S_{free} . Our combined populations represented 55 stroke patients with spread-out values for S_{free} (mean 0.54 [SD 0.30] $m \cdot s^{-1}$), whereas the population studied by Detrembleur et al. included 9 individuals with a mean S_{free} of 0.73 (SD 0.21) $m \cdot s^{-1}$ and the one studied by Reisman et al. comprised 16 individuals with a mean S_{free} of 0.62 (SD 0.22) $m \cdot s^{-1}$ [19]. Moreover, in the studies conducted by Detrembleur et al. and Reisman et al., the participants walked on a treadmill, which, according to other studies, can influence the Cw in older people and post-stroke individuals [24,25]. The close relation we found between Cw_{free} and S_{free} is easier to demonstrate in a large sample of people with various levels of S_{free} , which provides enough power to produce a robust analysis. However, Detrembleur et al. and Reisman et al. did not report the formulas of the regression equations shown in their figures, which prevents us from exploring these hypotheses further.

Deducing the Cw_{free} from the S_{free} facilitates its measurement in clinical practice. Indeed, Cw_{free} requires the use of a costly and inconvenient breath gas analyzer, whereas S_{free} measurement is simple, valid and reliable, with high (> 0.90) test–retest and inter-rater reliabilities [10]. Many S_{free} measurement methods have been described and the results they provide are generally close or

equivalent among various methods [10]. Some studies report that measurements of S_{free} with a short distance (6–15 m) overestimate the resulting value of S_{free} in a 6-min walk [26]. However, Dobkin et al. found that this hypothesis was not confirmed in stroke patients, with equivalent values of S_{free} between a 10-m and 6-min measurement [27]. In our study, we chose to measure S_{free} over 6 min to simplify the test because we could measure Cw_{free} concurrently. We believe that a measurement over 10 m would have had no significant impact on the relation with Cw_{free} . Indeed, our results are close to those of Polese et al., who showed that S_{free} measured over 10 m explained 81% of the variance of Cw_{free} in a population of 55 stroke patients [23].

Several authors have hypothesized to explain the relation between S_{free} and Cw_{free} . Speed of movement is associated with level of energy expenditure [28,29]. According to Schrack et al., the reduction in S_{free} corresponds to an adaptation mechanism to restrict the increase in energy cost caused by deficiencies. However, this adaptation occurs at the expense of Cw_{free} because the human body is designed to have an optimal Cw_{free} for a S_{free} between 1.1 and 1.3 $m \cdot s^{-1}$ [30]. With a lower S_{free} , the Cw_{free} is increased, so walking is more expensive in energy for the same distance travelled. If Cw_{free} is higher, the person's energetic capacities are exhausted more quickly, leading to increased fatigue, lack of stamina or even discontinuation of activity [5,31]. S_{free} would be the clinical representation of concepts of both biomechanical and energetic solicitation of walking, so it is clinically relevant and prognostic.

A number of studies has shown that gait speed is primordial for the effectiveness of walking-centered rehabilitation interventions [32] and is highly associated with the different levels of community ambulation [33,34,35]. Perry et al. classified gait speed of > 0.4 $m \cdot s^{-1}$ as equivalent to room ambulation, 0.4 to 0.8 $m \cdot s^{-1}$ as equivalent to limited community ambulation, and > 0.8 $m \cdot s^{-1}$ as equivalent to community ambulation [35]. In comparison, Franceschini et al. established that a Cw_{free} threshold of 0.40 $mL \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ discriminates an individual with ability for community ambulation (Walking Handicap Scale > 3) [35]. According to our work, a value of 0.40 $mL \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ corresponds to a walking speed of 0.5 $m \cdot s^{-1}$, which is consistent with the results of Perry et al. Therefore, our results would allow for matching the Cw_{free} values to S_{free} prognostic values, which has not often been reported. This would then be one of the elements to explain why these S_{free} values are so discriminating.

Thus, from measuring S_{free} , the practitioner would have access to oxygen consumption per meter and then to energy expenditure

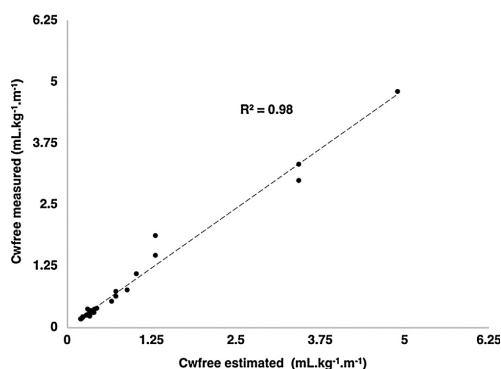


Fig. 2. Correlation between estimated and measured Cw_{free} .

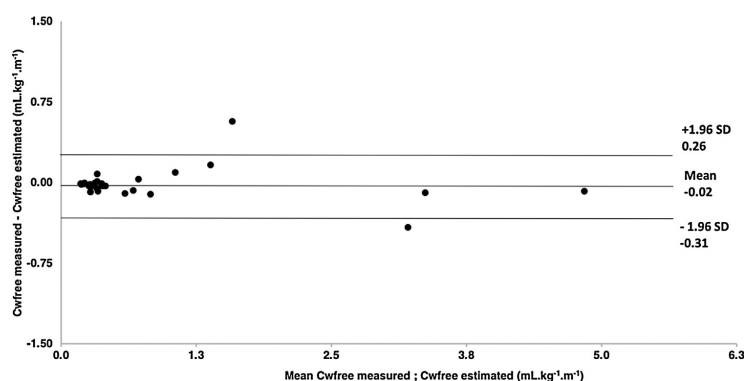


Fig. 3. Bland–Altman analysis of estimated and measured Cw_{free} .

after conversion of oxygen volumes by an energy equivalent. Although rigorously converting an oxygen volume to kcal requires an estimated energetic equivalents (kcal) per 1 L of O₂ consumed for a selected respiratory quotient values [36], many authors admit that 1 L of O₂ consumed during activities of moderate intensity equals a value close to 5 kcal [7,37,38]. With this approximation, it would then be possible to quantify the energy expenditure for each individual based on their Sfree. To our knowledge, no study has evaluated this type of prediction model to estimate energy expenditure in stroke individuals.

Several practical applications are worth considering. For example, we could construct a table of the subjects' energy expenditure according to their weight and Sfree, for easily and quickly assessing their energy expenditure (additional Fig. S1). Thus, the practitioner could quantify the energy expenditure summarily by evaluating the walking distance travelled by the patient over a day. This approach would allow practitioners to judge whether the patient reaches the energy expenditure levels recommended by the US Department of Health and Human Services of 142 kcal/day [39]. In addition, it would be possible to prescribe a customized daily walking distance based on the patient's Cwfree to achieve their recommended energy expenditure objective (additional Fig. S2). To guarantee the objectivity of the distance measurement, an accelerometer could be included among the models validated in a post-stroke population [40]. In our opinion, this is an interesting approach for quantifying and prescribing physical activity in this type of population. Complementary studies are required to evaluate the feasibility and effectiveness of this type of intervention.

Limitations: our study may have been limited by the number of included subjects. However, our results are bolstered by our results confirming the study performed by Zamparo et al. and by testing our model on a second population. Patients with extreme values of Cwfree and Sfree also allowed for strengthening the correlation between these two values. Without the inclusion of these patients, the relation found between Sfree and Cwfree might have been different. One of the strengths of this model is its accuracy regardless of the participant's walking speed (very slow to subnormal). In addition, our results are consistent with those of Zamparo et al., who included participants with similar characteristics to ours. This association will have to be confirmed by other works including participants with homogeneous walking speeds. Moreover, our work did not explore the sensitivity to change (smallest worthwhile change) and reliability of the model (intraclass correlation coefficient). Further work is needed to assess these parameters.

5. Conclusions

This study demonstrates a very high correlation between Cwfree and Sfree, which led to the development of an accurate prediction model of Cwfree based on Sfree. The availability of Cwfree in clinical practice may help the practitioner estimate the level of energy expenditure of walking in each stroke patient and establish walking distance recommendations adapted to their metabolic demands.

Financial support

This work was supported by the region of Limousin and the laboratory of clinical research of Handicap, Aging, Autonomy, Environment (HAAVE).

Disclosure of interest

The authors declare that they have no competing interest.

Acknowledgments

We thank all our patients for volunteering in this research. We thank our partners Autnom'Lab and European Network of living Lab (ENoLL) and the region of Limousin for their support throughout our work. The project was carried out with the support of the Fondation Paul Bennetot and Fondation du Groupe Matmut, under the aegis of the Fondation de l'Avenir, Paris, France.

Appendix A. Supplementary data

Supplementary data associated with this article can be found, in the online version, at <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2018.03.001>.

References

- [1] Adamson J, Beswick A, Ebrahim S. Is stroke the most common cause of disability? *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2004;13:171–7.
- [2] Rand D, Eng JJ, Tang P-F, Jeng J-S, Hung C. How active are people with stroke? Use of accelerometers to assess physical activity. *Stroke* 2009;40:163–8.
- [3] Billinger SA, Arena R, Bernhardt J, Eng JJ, Franklin BA, Johnson CM, et al. Physical activity and exercise recommendations for stroke survivors: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* 2014;45:2532–53.
- [4] Saunders DH, Sanderson M, Hayes S, Kilrane M, Greig CA, Brazzelli M, et al. Physical fitness training for stroke patients. *Cochrane Database Syst. Rev.* Ltd, St-Albans House 57–59, Haymarket London SW1Y 4QX, United Kingdom: John Wiley & Sons; 2016.
- [5] Kramer S, Johnson L, Bernhardt J, Cumming T. Energy expenditure and cost during walking after stroke: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* 2016;97:619–32 [e1].
- [6] Berntsen S, Hageberg R, Aandstad A, Mowinkel P, Anderssen SA, Carlsen K-H, et al. Validity of physical activity monitors in adults participating in free-living activities. *Br J Sports Med* 2010;44:657–64.
- [7] Zamparo P, Francescato MP, Luca G, Lovati L, Prampetro PE. The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. *Scand J Med Sci Sports* 1995;5:348–52.
- [8] Zamparo P, Francescato MP, De Luca G, Lovati L, di Prampero PE. The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. *Scand J Med Sci Sports* 1995;5:348–52.
- [9] Reisman DS, Rudolph KS, Farquhar WB. Influence of speed on walking economy post-stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2009;23:529–34.
- [10] Graham JE, Ostir CV, Fisher SR, Ottenbacher KJ. Assessing walking speed in clinical research: a systematic review. *J Eval Clin Pract* 2008;14:552–62.
- [11] Demeurisse C, Demol O, Robaye E. Motor evaluation in vascular hemiplegia. *Eur Neurol* 1980;19:382–9.
- [12] Collin C, Wade D. Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1990;53:576–9.
- [13] Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987;67:206–7.
- [14] Brun V, Mousbeh Z, Jouet-Pastre B, Benaim C, Kunnert JE, Dhoms G, et al. Évaluation clinique de la marche de l'hémiplégie vasculaire : proposition d'une modification de la fonctionnelle ambulatoire classification. *Ann Readapt Med Phys* 2000;43:14–20.
- [15] Mahoney FI, Barthel DW. Functional evaluation: the Barthel index. *Md State Med J* 1965;14:61–5.
- [16] Haugen HA, Chan L-N, Li F. Indirect calorimetry: a practical guide for clinicians. *Nutr Clin Pract* 2007;22:377–88.
- [17] Wasserman K. Principles of exercise testing and interpretation: including pathophysiology and clinical applications. 2700, Lake Cook Road Riverwoods, IL 60015: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
- [18] Whipp BJ, Wasserman K. Oxygen uptake kinetics for various intensities of constant-load work. *J Appl Physiol* 1972;33:351–6.
- [19] Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantreine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture* 2003;18:47–55.
- [20] Lu M-J, Zhong W-H, Liu Y-X, Miao H-Z, Li Y-C, Ji M-H. Sample size for assessing agreement between two methods of measurement by Bland-Altman method. *Int J Biostat* 2016, 2:12:2.
- [21] Hinkle DE, Wiersma W, Jurs SG. Applied statistics for the behavioral sciences, 5 ed., Boston: Houghton Mifflin; 2002.
- [22] Tesio L, Roi GS, Möller F. Pathological gait: inefficiency is not a rule. *Clin Biomech Bristol Avon* 1991;6:47–50.
- [23] Polese JC, Ada L, Teixeira-Salmela LF. Relationship between oxygen cost of walking and level of walking disability after stroke: an experimental study. *Physiother Res Int* 2017;23:e1688.
- [24] Berryman N, Gayda M, Nigam A, Juneau M, Bherer L, Bosquet L. Comparison of the metabolic energy cost of overground and treadmill walking in older adults. *Eur J Appl Physiol* 2012;112:1613–20.

- [25] Brouwer B, Parvataneni K, Olney SJ. A comparison of gait biomechanics and metabolic requirements of overground and treadmill walking in people with stroke. *Clin Biomech Bristol Avon* 2009;24:729–34.
- [26] Dean CM, Richards CL, Malouin F. Walking speed over 10 metres overestimates locomotor capacity after stroke. *Clin Rehabil* 2001;15:415–21.
- [27] Dobkin BH. Short-distance walking speed and timed walking distance: redundant measures for clinical trials? *Neurology* 2006;66:584–6.
- [28] Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol* 1976;262:639–57.
- [29] Taylor CR. Force development during sustained locomotion: a determinant of gait, speed and metabolic power. *J Exp Biol* 1985;115:253–62.
- [30] Cavagna GA, Willems PA, Heglund NC. The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *J Physiol* 2000;528:657–68.
- [31] Schrack JA, Simonsick EM, Ferrucci L. The relationship of the energetic cost of slow walking and peak energy expenditure to gait speed in mid-to-late life. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr* 2013;92:28–35.
- [32] Dickstein R. Rehabilitation of gait speed after stroke: a critical review of intervention approaches. *Neurorehabil Neural Repair* 2008;22:649–60.
- [33] An S, Lee Y, Shin H, Lee G. Gait velocity and walking distance to predict community walking after stroke. *Nurs Health Sci* 2015;17:533–8.
- [34] Fulk GD, He Y, Boyne P, Dunning K. Predicting home and community walking activity post-stroke. *Stroke* 2017;48:406–11.
- [35] Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke* 1995;26:982–9.
- [36] McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Exercise physiology: energy, nutrition and human performance, 4th Revised ed., Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins; 1996.
- [37] Hills AP, Mokhtar N, Byrne NM. Assessment of physical activity and energy expenditure: an overview of objective measures. *Nutr Methodol* 2014;1:5.
- [38] Leonard WR. Laboratory and field methods for measuring human energy expenditure. *Am J Hum Biol* 2012;24:372–84.
- [39] US Dept of Health and Human Services. Physical Activity Guidelines Advisory Committee. Physical Activity Guidelines Advisory Committee Report, 2008. Washington, DC; 2008.
- [40] Dobkin BH, Xu X, Batalin M, Thomas S, Kaiser W. Reliability and validity of bilateral ankle accelerometer algorithms for activity recognition and walking speed after stroke. *Stroke* 2011;42:2246–50.

E. Discussion

Ce travail a mis en évidence des différences importantes entre les valeurs de DE mesurées par calorimétrie indirecte et les valeurs estimées selon les différentes méthodes testées pour les individus AVC pour des AP courantes de vie quotidienne.

Dans l'article 1, nous avons évalué la validité de l'estimation de la DE de différents moniteurs portatifs pour une séquence d'AP courantes de vie quotidienne. Ce travail a mis en évidence de fortes variations du niveau d'erreur des estimations de la DE en fonction du type de capteurs et du positionnement. À la vue de ces résultats, nous avons concentré notre recherche sur 2 capteurs qui présentaient la meilleure validité (ActigraphGT3X (article 2) ; Sensewear Armband (article 3)) en différenciant les activités réalisées. Les résultats ont montré qu'il existait de fortes variations du niveau d'erreur des estimations de la DE en fonction du type d'activité.

L'article 4 a exploré le niveau de validité de la méthode d'estimation de la DE à l'aide du compendium d'AP. Nos résultats ont montré de fortes variations entre les valeurs du compendium d'AP et les valeurs mesurées par calorimétrie indirecte confirmant que les individus AVC ne présentent pas le même niveau de sollicitation énergétique lors de la réalisation des AP par rapport à un sujet sain.

Enfin l'article 5 s'est focalisé sur l'estimation de la DE lors de l'activité de marche pour les individus AVC. Dans cet article nous avons évoqué une méthode d'estimation de la DE à la marche à l'aide de la vitesse de marche. Cette méthode a montré des résultats satisfaisants en termes de validité chez les individus ayant subi un AVC hémisphérique.

Dans cette partie, nous allons évoquer les différents facteurs explicatifs du défaut de validité des différentes méthodes testées que nous avons retenus. Nous discuterons également des différentes stratégies d'amélioration que nous envisageons pour améliorer l'estimation de la DE à l'aide de ces méthodes. Enfin nous aborderons les implications potentielles pour la recherche et la pratique clinique.

1 Facteurs explicatifs du défaut de validité des méthodes d'estimation de la sollicitation énergétique

1.1 Les moniteurs portatifs d'activité physique

1.1.1 Facteurs liés au type de moniteur portatif d'activité physique

L'article 1 permet d'évaluer l'impact du type de capteurs pour l'estimation de la DE au cours de la réalisation d'une séquence d'AP courantes en vie quotidienne. Nos résultats ont rapporté que le Sensewear Armband était le capteur présentant le plus faible niveau d'erreur ainsi que le meilleur coefficient de corrélation par rapport à la calorimétrie indirecte. Nous avons également montré de fortes différences entre les capteurs avec une forte sous-estimation de la DE pour le podomètre ONESTEP400 et le RT6.

Le meilleur niveau de précision et de concordance du Sensewear Armband peut être expliqué par les caractéristiques technologiques de ce multi capteur. En effet c'est un multi capteur utilisant la température corporelle, la résistance galvanique cutanée et un accéléromètre biaxial pour estimer la DE. En opposition les autres moniteurs portatifs estimaient la DE essentiellement avec un accéléromètre uni axial (exemple du podomètre) ou triaxial (exemples de l'ActigraphGT3x ou de l'Actical). Il est possible que le Sensewear Armband ait pu corriger

les défauts d'enregistrement du capteur d'accélérométrie lors de la séquence d'AP grâce à ses autres capteurs. En effet nous supposons que les capteurs de résistance galvanique et de température corporelle restent actifs et continuent à enregistrer des données même quand l'accéléromètre est mis en défaut et n'enregistre pas de donnée. Ce fonctionnement peut contribuer à améliorer l'estimation de la DE. Toutefois il faut remarquer la faible concordance avec la méthode de référence même pour le Sensewear Armband avec un coefficient de corrélation qui est compris entre 0.4 et 0.6. En outre, l'absence de connaissance de l'algorithme du Sensewear Armband ne nous permet pas d'évaluer dans quelle mesure les capteurs de résistance galvanique et de température corporelle interviennent dans le calcul de la DE.

Moore et al ont rapporté des paramètres de validité satisfaisants du Sensewear Armband pour l'estimation de la DE au domicile pour les individus AVC. Ce travail a comparé les estimations de la DE du Sensewear Armband à celles évaluées par la technique de l'eau doublement marquée chez 9 individus AVC à leur domicile pendant trois jours. L'analyse Bland-Altman a révélé un biais moyen = 94kcal/ j (95% CI, 49–236; 3.8%). Le coefficient de corrélation était égal à 0,85(143). Il faut toutefois souligner que le niveau de déficience des individus inclus à ce travail était faible (NIHSS = 2±2) ainsi que le nombre de participants ce qui ne permet pas de conclure sur la validité de ce capteur pour une population d'AVC plus large et plus déficiente.

Malheureusement nous n'avons pas trouvé dans la littérature de travaux similaires pour les autres moniteurs portatifs ce qui ne nous permet pas de comparer nos résultats.

Stratégie d'amélioration

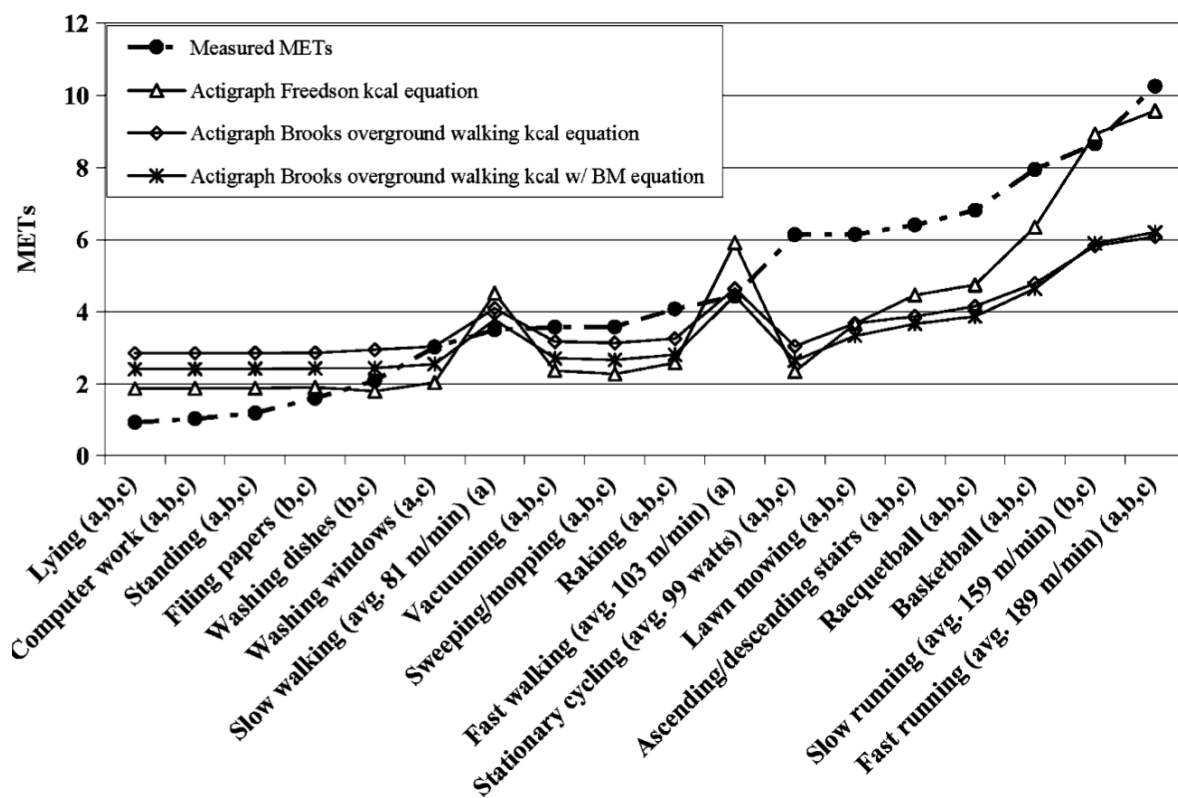
Dans le futur, Il sera nécessaire d'évaluer l'intérêt d'autres capteurs tels que la température corporelle, la résistance galvanique, la fréquence cardiaque pour l'estimation de la DE chez les individus AVC. Pour cela il sera nécessaire de développer un moniteur permettant l'accès à l'algorithme afin d'évaluer l'impact de chaque paramètre sur le calcul de la DE. Le Sensewear Armband n'est malheureusement plus commercialisé mais d'autres multi capteurs existent sur le marché. L'Actiheart (accéléromètres + moniteur de fréquence cardiaque) peut présenter un intérêt du fait d'une possible correction des intensités d'effort à l'aide du moniteur de fréquence cardiaque. Toutefois l'utilisation de la fréquence cardiaque est susceptible d'entraîner des erreurs d'estimation l'intensité de l'effort notamment lors de la présence de traitements cardio bloqueurs ou d'arythmie cardiaque qui sont très fréquentes chez les individus AVC. Des travaux de validation seraient intéressants pour évaluer la validité de ce moniteur au sein de cette population.

1.1.2 Le facteur lié au type d'activité

Dans nos travaux nous avons montré que le type d'AP avait un impact sur la précision du capteur. L'article 2 et l'article 3 ont rapporté ce résultat. En effet dans ces 2 travaux nous avons rapporté des variations majeures des estimations de DE en fonctions des AP. Pour exemple l'ActigraphGT3X placé à la cheville surestimait la DE sur les activités de marche de l'ordre de 100% alors qu'il sous estimait la DE sur des activités de rangement de l'ordre de 120%. C'est également le cas pour le Sensewear Armband qui sous estimait la DE de plus de 25% pour les activités de rangement et de transferts alors qu'il obtenait une erreur d'estimation inférieure à 10% pour la marche.

La littérature montre que les principaux dispositifs d'estimation de l'AP sont calibrés en laboratoire sur des AP standardisées telles que la marche à différentes allures et la course à pied (120). Il est donc possible que ce type de calibration ne soit pas adapté pour une estimation de la DE sur des AP non standardisées. Crouter et al ont ainsi évalué le niveau d'erreur des estimations de la DE rapportées par des accéléromètres tri axiaux (Actical/ActigraphGT3x) porté à la hanche droite sur une population de 48 participants sains (âge 35 ± 11 ans) lors de la réalisation de 18 AP et sportives courantes. La méthode de référence utilisée était la calorimétrie indirecte par analyse des échanges gazeux respiratoires (Cosmed K4b²). Les auteurs ont rapporté un niveau d'erreur important de l'ordre de 2 à 4 fois les valeurs de DE mesurée par le Cosmed K4b² notamment lors des activités d'intensité faible (<3 MET) ou élevée (>6 MET). Le niveau d'erreur était le plus faible lors des activités de marche et de course à pieds (cf figure 7).

Figure 7 : Illustration de l'écart d'estimation de la DE entre l'ActigraphGT3x et la mesure par échanges gazeux respiratoire en fonction du type d'activité.



Gastin et al 2018 ont également évalué la précision de l' ActigraphGT3x et du Sensewear Armband lors de la réalisation d'AP d'intensités élevées chez 26 sujets sains(128). Les AP évaluées étaient de la course à pieds et des séquences de jeu de sports d'équipe. Les valeurs de DE estimées par les capteurs étaient comparées à celles calculées par analyseur portable des échanges gazeux respiratoires (Metamax3b). Les différences entre les capteurs d'AP et le Metamax3b étaient très importantes notamment sur les activités de sports d'équipe avec des biais moyens supérieurs à 50% pour l'ActigraphGT3x et 35% pour le Sensewear Armband. En comparaison, les valeurs de DE étaient plus proches du Metamax3b sur des AP de courses à pieds (biais moyen env 15%). Il est certain que ce type d'AP ne sont pas prédominantes dans la vie courante des individus AVC. Cependant nous avons voulu rapporter ces résultats

pour souligner le manque de validité de ces dispositifs pour estimer la DE sur des activités non standardisées.

Ces remarques nous amènent à la réflexion de la construction de l'algorithme de calcul de la DE. Il est clair que la DE n'est pas la même en fonction du type d'AP telle que le rapporte le compendium d'AP(55). Nous pensons donc que l'utilisation d'un algorithme unique de conversion des unités d'accélérométrie pour l'ensemble des AP ne permet pas une estimation fiable de la DE sur des séquences de vie intégrant des AP variées.

Stratégies d'amélioration

a) Nouveaux seuils d' « activity counts » adaptés aux individus AVC

Une première stratégie consiste à modifier les seuils définissant les intensités d'effort. Pour expliquer cette stratégie, il faut imaginer que l'algorithme de calcul de la DE définit les intensités en fonction de la valeur des activités d'accélération (activity counts) réalisées par intervalle de temps (en général une minute). Ainsi plus la valeur d'activity count par minute est élevée plus l'algorithme considère que l'intensité d'effort est élevée. De nombreux seuils sont établis dans la littérature(144). Le tableau 12 ci-dessous rapporte plusieurs seuils rapportés dans la littérature en fonction du type de population. Toutes ces valeurs ont été définies à l'aide d'une méthodologie similaire. Les auteurs ont utilisé une régression mathématique entre la calorimétrie indirecte et les valeurs d'activity counts. Cette approche est très intéressante car elle permet d'adapter les seuils aux populations évaluées et aux activités testées. Toutefois pour que ces seuils soient généralisables il faut que les populations et les activités soient représentatives des conditions finales de mesure. Ainsi si l'on s'intéresse à ces 2 éléments dans les différentes études rapportant des seuils d'activity count nous remarquons qu'ils sont variables en fonction des travaux. Par exemple pour l'étude de Esliger et al (2011) les auteurs ont demandé aux 60 individus sains de réaliser 15 activités différentes allant d'être assis devant un ordinateur à des activités manuelles jusqu'à la course à pieds à 10km.h⁻¹ (122). Serra et al ont quant à eux demandé à 28 individus AVC de réaliser essentiellement des activités de déplacement (transfert, marche sur terrain plat, marche rapide, déplacement dans les escaliers)(145). Nous observons que ces seuils sont très variables d'un groupe de population et d'une étude à une autre comme nous l'observons dans les travaux de Aittasalo et de Serra(145,146).

Tableau 12 : Exemples de seuils d'activity counts déterminant le niveau d'intensité d'AP

Etude population	Seuil d'activity count par intensité d'effort			
	Sédentaire (≤ 1.5 METs)	Léger (1,6-2,9 METs)	Modéré (3,0-5.9 METs)	Vigoureux (≥ 6 METs)
Esliger et al (2011) Adulte sain N=60 Hanche (122)	< 77	77–219	219–2056	> 2056
Hildebrand et al 2014 Enfant hanche(147)	<152	152 – 514	> 514	NA
Aittasalo et al Adolescent hanche (146)	<28	28 – 337	337 - 603	>603
Serra et al AVC N=28 Hanche (145)	<125	125 – 667	667-1546	>1546

Légende : seuils d'activity counts exprimés en unité d'accélération par minutes ($g.min^{-1}$)

Les seuils d'activity counts sont essentiels pour une estimation juste de la dépense énergétique lors de la réalisation des activités du quotidien. En effet si les seuils ne sont pas adaptés à la population évaluée cela risque d'entraîner une erreur d'estimation de l'intensité et donc de la dépense énergétique. Les seuils utilisés actuellement sur les moniteurs d'AP sont des seuils de la population générale(120). Ils n'intègrent donc pas les spécificités de surcout énergétique des individus AVC lors de la réalisation de l'AP. Le travail de Serra et al a tenté d'établir des seuils spécifiques aux individus AVC. Toutefois la population des individus AVC de l'étude de Serra et al présentait une faible déficience (NIHSS 2+/-2) ce qui pose la question de la généralisation à l'ensemble des individus AVC notamment avec un niveau de déficience plus sévère. De plus nous observons que la formule de régression binomiale entre la DE et les seuils d'activity counts est très hétérogène pour des intensités supérieures à 3 METs (cf figure 10). La valeur des seuils pour les intensités modérées et élevées est questionnable car il existe une très grande variabilité des activity counts pour ces intensités. Ceci est susceptible d'entraîner une erreur d'estimation de la dépense énergétique. Une intensité de 3METs correspond à une marche à allure de confort. Cette variabilité observée du niveau d'activity count pour cette intensité pourrait être expliquée par la variabilité du cout énergétique car chaque individu peut présenter une intensité qui lui est singulière lors de la

marche(64). Ce phénomène peut être un écueil important à l'utilisation de cette stratégie d'amélioration.

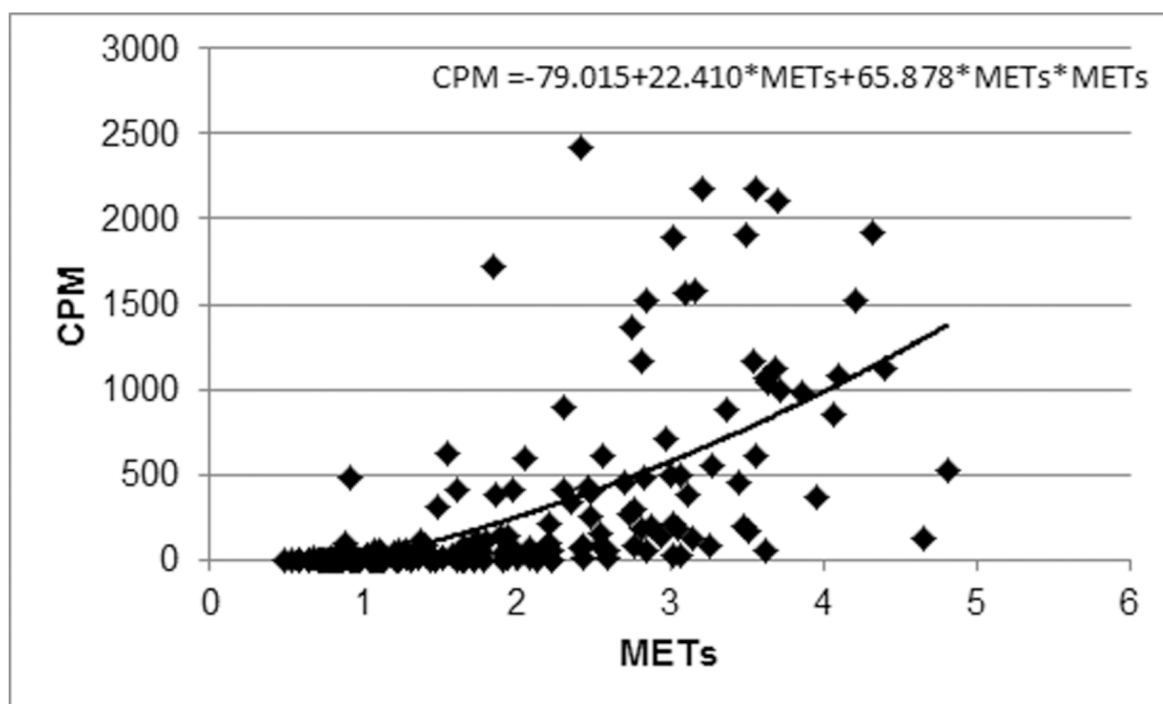


Figure 10 : Représentation de la régression binomiale exprimant les activity counts en fonction des intensités d'effort selon l'étude de Serra et al 2016 (145)

b) Identification du type d'activité physique

Une autre stratégie pour améliorer l'estimation de la DE à l'aide des dispositifs portatifs d'AP serait d'identifier le type d'activité pour y faire correspondre le CEQ adapté. L'essor de l'intelligence artificielle (IA) rend désormais possible d'identifier les AP(148,149). Cette technologie peut identifier le type d'AP à partir de patrons de valeurs d'accélérométrie (correspondant à des types d'AP bien identifiés). L'IA a alors en charge de faire correspondre les nouveaux enregistrements de données fournis par des accéléromètres à ces patrons (148). Cette action est réalisable de manière automatique.

L'IA émerge dans le domaine des moniteurs d'AP. Garnotel et al (2017) (150) ont évalué l'intérêt de l'utilisation d'une méthode d'identification par IA de la posture et du type d'activité pour l'estimation de la DE par des dispositifs portatifs tels que l'ActigraphGT3x. Pour cet objectif, les auteurs ont inclus 61 sujets sains et leur ont demandé de réaliser 15 AP différentes allant d'activités à faible intensité comme étant allongé ou assis devant un écran jusqu'à la réalisation de vélo à haute intensité. Des tâches manuelles étaient également réalisées telles que nettoyer le sol ou des fenêtres. L'identification des activités était réalisée par l'intermédiaire de l'IA. La méthode de référence de comparaison de la DE était la calorimétrie indirecte. Les auteurs ont comparé les estimations selon les algorithmes proposés par les constructeurs et un algorithme défini par l'IA. Ils ont ainsi pu montrer l'amélioration de la concordance entre les méthodes d'estimation et la calorimétrie indirecte ($R^2_{\text{constructeur}} = 0.44$; $R^2_{\text{intelligence artificielle}} = 0.83$). L'analyse Bland-Altman montrait un bénéfice important pour l'estimation de la DE (biais moyen = -1.38 ; 95%LoA (-3.34; 0.59) MJ/j à biais moyen = 0,13 ; 95%LoA (-1.73; 1.99) MJ/j)(150).

Ce type de démarche n'a pas encore été utilisé chez les individus AVC. C'est à notre sens une perspective prometteuse pour l'évaluation du niveau d'AP à l'aide de ces dispositifs car elle permettrait de faire correspondre les coûts énergétiques spécifiques à chaque activité.

1.1.3 Facteurs liés au placement du moniteur d'AP.

Le travail sur l'évaluation de la validité des estimations de DE de l'ActigraphGT3x a permis d'étudier cette question. Nous avons montré qu'il existait de fortes différences de valeurs de DE pour les mêmes activités en fonction du placement de l'ActigraphGT3x. Un exemple caricatural concerne l'activité manuelle en position statique devant un plan de travail. Pour cette activité, l'ActigraphGT3x placé à la cheville saine sous-estimait fortement les valeurs de DE (MD= - 87%) alors que le placement au poignet obtenait une forte sur-estimation de la DE (MD= 45%). Il paraît évident que le placement du capteur sur un segment de membre qui n'est pas sollicité lors de l'AP fournira une mauvaise estimation de la DE.

Pour l'activité de marche, nos résultats ont montré des différences d'estimations également très importantes. L'ActigraphGT3x porté à la cheville majorait l'estimation de la DE de 50% alors que l'ActigraphGT3x porté au niveau de la hanche sous-estimait l'estimation de la DE de 58%. L'ActigraphGT3x porté au niveau du poignet présentait une erreur d'estimation de 3%. Toutefois la concordance avec le Metamax3b pour la marche était faible avec des coefficients de corrélation très faibles, inférieurs à 0,2 ($p>0.05$) pour l'ActigraphGT3x porté à la hanche et au poignet et à 0,4 ($p<0.05$) pour l'ActigraphGT3x porté au niveau de la cheville. Ainsi malgré une erreur d'estimation plus faible pour l'ActigraphGT3x porté au niveau du poignet ce placement présentait une faible concordance avec la méthode de référence. C'est une limite très forte à l'utilisation de ce dispositif sur ce placement.

Jayaraman et al 2018 (151) rapportaient des résultats similaires pour des individus AVC. Dans ce travail les auteurs ont inclus 10 individus AVC avec un faible niveau de déficiences. Les auteurs ont utilisé des ActigraphGT3x placés au niveau du bras, de la hanche, de la cheville du côté sain. Ils ont demandé aux participants de réaliser des AP variées (allongé, assis, transfert assis debout, marche sur terrain plat pendant 6 minutes). Les valeurs de DE estimées par les ActigraphGT3x étaient comparées à celles mesurées par un analyseur portable des échanges gazeux respiratoires. Les auteurs ont rapporté des erreurs significatives variables en fonction du placement du capteur. Pour la marche, l'erreur d'estimation de la DE était faible lors d'un placement au niveau du poignet (MD = -0.29 kcal/min, $p=0.9$) alors qu'au niveau de la cheville les auteurs rapportaient une forte surestimation de la DE (MD=2.73kcal/min, $p=0.02$). Malheureusement dans ce travail les auteurs ne rapportaient pas le niveau de concordance avec la méthode de référence(151).

Stratégie d'amélioration :

Le placement du dispositif est une problématique dans l'évaluation du niveau d'AP pour les individus AVC au domicile. En effet, il est difficile de proposer un placement qui permette une estimation précise pour l'ensemble des AP aux vues de la variété des AP réalisées au domicile.

English et al dans la revue de la littérature que nous avons présentée lors de l'introduction évoque que ce sont les activités de déplacement qui entraînent la plus grande sollicitation énergétique au domicile(48). L'enregistrement de la DE sur ce type d'AP permettrait de représenter le niveau d'AP global des individus AVC. Ainsi pour enregistrer la DE sur ce type d'AP, le placement du dispositif sur la cheville semble le plus adapté.

On souligne néanmoins le manque de corrélation et de précision des moniteurs pour un placement à la cheville ce qui en limite l'interprétation des données et souligne l'importance de poursuivre le développement de ces dispositifs.

1.1.4 Facteurs liés au surcoute énergétique

Nous avons objectivé une majoration de 108% de la consommation d'O₂ à la marche des individus AVC par rapport aux valeurs du compendium de Ainsworth (55). Ces résultats sont en accord avec la littérature. Kramer et al rapportent une majoration du CEQ à la marche de près de 2 fois celui d'un individu sain à vitesse de marche équivalente (1).

Nous émettons l'hypothèse que les moniteurs d'AP sous-estiment la DE lors de la marche car les individus AVC ont un surcoute énergétique lors de la marche par rapport aux individus sains.

Cette hypothèse semble se confirmer dans l'article 2. L'ActigraphGT3x placé à la hanche saine présentait une sous-estimation de la DE (MD=-58%, p<0.05). Nous retenons cette observation pour discuter de notre hypothèse car le placement à la hanche est un placement qui est recommandé et utilisé dans de nombreuses études concernant l'estimation de la DE par moniteur d'AP lors de la marche(152,153). Dans ces travaux qui n'incluaient que des individus sains, l'utilisation du placement au niveau de la hanche permettait d'obtenir une estimation de la DE précise et concordante avec la méthode de référence (biais moyen <10% et ICC>0.95 (154,155). Ainsi la forte sous-estimation de la DE sur ce placement pourrait être liée à l'absence de prise en compte du surcoute énergétique de l'individu AVC lors de la marche.

Toutefois tous nos résultats ne confirment pas cette hypothèse. En effet, l'article 2 sur la validité de l'estimation de la DE par l'ActigraphGT3x a présenté également une surestimation de la DE lors de la marche notamment lorsque le capteur était placé au niveau de la cheville (MD=+50%, p<0.05). Cette surestimation de la DE observée lors du placement au niveau de la cheville pourrait être liée à l'absence d'adaptation du moniteur aux particularités du pattern de marche des individus AVC. En effet les individus AVC présentent lors de la marche une diminution de longueur du pas et une augmentation de la cadence (156). Ce phénomène peut entraîner une augmentation de la quantité d'activity count enregistrée par les capteurs et donc une sur-estimation de la DE. La majoration des quantités d'accélération serait ainsi assez importante pour dépasser la sous-estimation liée au surcoute énergétique des individus AVC.

Le travail de Jayaraman et al (2018) nous permet de comparer nos résultats. Cette étude rapportait que l'ActigraphGT3x placé au niveau de la cheville surestimait la DE lors de la marche (MD=2.73kcal/min, p=0.02). Le placement au niveau de la hanche quant à lui rapportait une tendance à la sous-estimation qui n'était pas significative (MD=1.12kcal/min ; p=0.3). Cependant ce travail souffre d'un réel manque de puissance pour objectiver une différence statistiquement significative avec un effectif très faible (n=10).

Stratégie d'amélioration :

La stratégie d'amélioration pour ce problème est l'intégration du CEQ dans le mode de calcul de dispositif portable d'AP. Pour cela il est nécessaire de connaître le CEQ de l'individu avant son intégration. Nous avons détaillé dans la partie introduction les différentes méthodes permettant d'évaluer le CEQ des individus. La calorimétrie indirecte par analyse des échanges gazeux respiratoires est la méthode la plus répandue pour mesurer CEQ. Cependant cette méthode est fortement contraignante pour les utilisateurs car elle nécessite du matériel de pointe et une durée d'évaluation importante (env 30min avec la calibration et l'installation du matériel).

Une autre possibilité serait d'utiliser des méthodes d'estimation du CEQ telle que des abaques du CEQ par type d'activité à l'instar de celui du compendium d'AP. Cependant il sera nécessaire de disposer de valeurs de CEQ spécifiques à la population des individus AVC du fait du surcôt énergétique qu'il existe chez les individus AVC.

Une autre méthode spécifique pour le CEQ est illustrée par notre étude sur la prédiction du Cw à partir de la vitesse de marche. Dans notre travail nous avons montré que cette méthode d'estimation avait un bon niveau de précision et de concordance avec la méthode de référence. Cependant cette méthode n'estime que le Cw lors de la marche et ne présente pas d'estimation pour les autres AP courantes qui sont susceptibles d'engendrer de la DE en situation de vie quotidienne. Toutefois des travaux comme ceux de Polese et al (136) émergent, rapportant des équations de prédiction similaire à la nôtre notamment pour les déplacements dans les escaliers(157). Dans le futur il est possible que des équations pour d'autres AP soient développées.

1.1.5 Facteurs liés à la variabilité de la consommation du dioxygène à la réalisation des AP.

L'article 4 et 5 concernant la prédiction du Cw et le compendium d'AP ont rapporté une grande variabilité interindividuelle sur le Cw à la marche. Cette variabilité va d'un facteur 1 à 8 entre les individus(141,142). C'est également ce qui est rapporté dans la littérature avec les travaux de Kramer et al, Zamparo et al, Reisman et al, Polese et al et Awad et al. Dans ces travaux, la variabilité était de facteur 1 à 6 entre les individus en fonction de leur vitesse de marche(52,53,64,68,136).

Il faut donc que les moniteurs d'AP intègrent cette variabilité pour estimer au mieux la DE lors de la marche. Ceci ne semble pas être le cas car les corrélations entre les moniteurs d'AP et la méthode de référence sont très faibles(137–139). Par exemple dans le travail sur l'ActigraphGT3x et le Sensewear Armband (articles 2 et 3) nous avons rapporté des niveaux de corrélation inférieurs à 0,5. Ceci signifie que les valeurs de DE des moniteurs d'AP sont peu concordantes avec la méthode de référence.

Stratégies d'amélioration

La variabilité de la consommation d'O₂ lors de la réalisation des AP est un écueil majeur l'estimation de la DE. Cette caractéristique spécifique des individus AVC liée à la variabilité de leurs déficiences implique la nécessité d'évaluer de manière individuelle la consommation d'O₂ des individus AVC pour chaque type d'AP. Pour cela nous l'avons évoqué précédemment, la méthode de référence reste la calorimétrie indirecte par mesure des échanges gazeux respiratoires. Cependant elle est fortement contraignante et sera donc peu utilisée en pratique courante.

Pour les déplacements, nous avons vu que nous développons avec d'autres auteurs des équations de prédiction du CEQ (article 5). C'est à notre sens une méthode prometteuse car elle est facile à réaliser et ne nécessite qu'une évaluation de la vitesse de marche de confort comme c'est fréquemment effectué en soins de rééducation (158). Une autre possibilité consisterait à réaliser une catégorisation des individus en fonction de leur niveau de déficience permettant de leur attribuer un niveau de CEQ par type d'activité. Cependant ce travail d'ampleur nécessitera un recueil conséquent de la consommation d'O₂ par type d'activité ce qui prendra un temps très important.

1.2 Le compendium d'activité physique

Dans l'article 4, nous avons montré que le compendium d'AP d'Ainsworth et al (55,159) sous-estimait fortement la consommation d'O₂ pour les individus AVC. Cette majoration était significative pour plusieurs activités (tâche manuelle, marche allure de confort, déplacement dans les escaliers). Nous l'avons souligné à plusieurs reprises, cette erreur d'estimation est probablement liée au surcout énergétique spécifique à l'individu AVC qui est variable en fonction du niveau de déficience. Nous développons une hypothèse pour expliquer ces résultats.

Notre hypothèse principale concerne l'hyperactivité musculaire et les co activations. Cette hypothèse se base sur le principe que toute activité musculaire engendre une consommation d'O₂. La représentation clinique la plus évidente est la spasticité avec des contractions involontaires et anomalies lors de l'étirement musculaire(15), ainsi que les co-activations agoniste-antagoniste. À notre sens c'est une cause principale de majoration du CEQ car une activité musculaire additionnelle entraîne directement une majoration de la consommation d'O₂. En outre la résistance induite par l'activité musculaire anormale du muscle antagoniste peut entraîner une majoration du recrutement musculaire sur le muscle agoniste pour effectuer le mouvement ce qui peut entraîner également une majoration de la consommation d'O₂.

La surconsommation d'O₂ liée aux activations musculaires anormales peut également être la conséquence des compensations sur le reste du corps notamment sur le membre non affecté(160). En effet, le membre controlatéral est le lieu de compensations importantes visant à contrôler le manque de force et les troubles de l'équilibre consécutifs aux déficiences sur l'hémicorps lésé(160). Ce phénomène peut également s'observer sur le tronc qui est fortement impliqué dans les stratégies de contrôle de l'équilibre. Ces conséquences entraînent nécessairement une activité musculaire plus importante ce qui va entraîner une majoration de la consommation d'O₂ (161).

La littérature ne rapporte malheureusement pas de lien direct entre les activations musculaires anormales et la majoration du Cw chez les individus AVC. Cependant de nombreux travaux rapportent la présence de coactivations musculaires anormales à la fois sur le membre inférieur parétique mais également sur le membre inférieur controlatéral « sain ». Ce niveau de coactivations peut être majoré de manière très importante jusqu'à 6 fois ce qui est observé chez un individu sain(162). En outre il est fortement corrélé avec la vitesse de marche (160) qui comme nous l'avons vu dans l'article 5 est fortement associée avec le CEQ(142).

Stratégies d'amélioration

Il semble nécessaire de construire un compendium d'AP spécifique aux individus AVC qui intègre des valeurs de consommation d'O₂ mesurées par méthodes de référence. Il faudra que cette base de données intègre également la variabilité de la consommation d'O₂ des individus AVC lors de la réalisation des AP. Il faudra ainsi probablement catégoriser les individus en fonction de leur niveau de déficience ou de leur niveau fonctionnel pour permettre la transposition des valeurs à un individu cible. Cette démarche nécessite un volume de recueil très important sur des individus de différents niveaux de déficience et de capacité fonctionnelle ce qui prendra de nombreuses années.

Dans l'article 5 nous proposons une autre approche spécifique à l'activité de marche pour estimer la consommation d'O₂. En effet nous avons développé une méthode d'estimation du Cw à partir de la vitesse de marche. Cette méthode permet d'estimer de manière individuelle

le C_w à la marche. Elle prend ainsi en compte la variabilité inter individuelle des patients AVC. C'est une solution fiable avec une très forte concordance avec la méthode de calorimétrie indirecte et présentant un niveau de précision de 4%.

Polese et al ont également développé une méthode similaire pour la marche sur terrain plat et dans les escaliers(136). Les auteurs ont montré que la vitesse de la marche permettait d'estimer le C_w grâce à la formule de régression.

$$C_w = 0.95 - 1.28 \cdot S + 0.47 \cdot S^2 + 0.91 \cdot \text{walking task}$$

C_w = oxygen cost (mL.kg-1.m-1)

S = vitesse de marche sur 6 minutes

Walking task = (terrain plat = 0; escaliers = 1)

Cette méthode d'estimation de la DE présentait une concordance à $R^2=81\%$ avec le Metamax3b(136).

Pour les autres AP, à notre connaissance il n'existe pas de méthode similaire.

2 Implications pour la recherche

Dans ce travail nous avons rapporté que les accéléromètres tri axiaux (ActigraphGT3x, RT6, Actical, Sensewear Armband), le podomètre ONESTEP400 et le compendium d'AP présentent des erreurs d'estimations de la DE importantes pour les individus AVC lors de la réalisation des AP physiques courantes de vie quotidienne. Ces résultats posent la question de la validité de ces méthodes d'évaluations du niveau d'AP pour les individus AVC et par conséquent la validité des travaux scientifiques utilisant ces méthodes d'évaluation.

Ces constats sont lourds d'implications car ils peuvent remettre en cause les connaissances que nous avons sur le niveau d'AP des individus AVC. Il est ainsi possible que le niveau d'AP des individus AVC ne soit pas si faible que ce que nous connaissons car si l'on intègre le surcout énergétique il est possible que leur niveau d'AP soit supérieur.

En outre les niveaux de concordance et de précision des moniteurs d'AP que nous avons évalué sont très faibles. . De notre point de vue, cela limite fortement la mise en évidence des effets des interventions pratiquées dans le domaine de l'AP. En effet, un niveau d'erreur (RMSE) supérieur à 20% signifie que la variation du niveau de DE de l'individu AVC doit être supérieur à 20% pour être mis en évidence. Hors, à ce jour, les effets des interventions sur le niveau de DE dépassent rarement un effet supérieur à 20%(84). Les variations rapportées par ces méthodes d'évaluation du niveau d'AP pourraient être attribuées seulement au hasard. C'est pourquoi il est à notre sens indispensable de poursuivre les évaluations de la validité des méthodes d'évaluation du niveau d'AP des individus AVC.

Nous avons évoqué à travers cette partie de nombreuses pistes pour l'amélioration de l'estimation de la DE. Ces pistes d'amélioration sont autant de projets pour la recherche.

Un premier projet pourrait consister à intégrer le coût énergétique à la marche des individus AVC dans l'algorithme de calcul de la DE des moniteurs d'AP. Cette démarche permettrait d'évaluer si l'intégration du CEQ améliore la validité des estimations de la DE. Pour atteindre cet objectif, il faudra recruter des individus AVC en capacité de marcher. Il faudra utiliser des moniteurs d'AP permettant l'accès aux données brutes d'accélérométrie tels que l'ActigraphGT3x. L'intégration du CEQ pourra être réalisée notamment à l'aide de la distance de marche qui sera calculée en multipliant le nombre de pas fourni par les dispositifs par la longueur de pas des individus AVC mesurée préalablement par un évaluateur. Cette distance de marche estimée sera multipliée par le CEQ mesuré par un analyseur des échanges gazeux respiratoires (Metamax3b). Ainsi le produit de la distance de marche estimée et du CEQ fournit la DE lors de la marche. Cette valeur de DE estimée sera comparée à celle mesurée par un analyseur des échanges gazeux respiratoires. Ce projet est en cours. Nos premiers résultats montrent une très bonne amélioration du niveau de concordance avec la DE mesurée par Metamax3b.

Un autre projet concernera l'intégration du CEQ dans l'algorithme de calcul de la DE du dispositif portatif d'AP sans utiliser d'analyseur portable des échanges gazeux respiratoires. Le CEQ sera dans ce projet estimé à partir de la vitesse de marche tel que nous l'avons développé dans l'article 5. Ce travail est similaire sur le plan méthodologique par rapport au travail précédent. Il diffère sur la méthode utilisée pour mesurer le CEQ puisque nous avons utilisé la vitesse de marche pour estimer le CEQ (cf article 5). Nous utiliserons également un ActigraphGT3x porté à la cheville saine car il permet l'accès aux données brutes et c'est ce placement qui offre la meilleure corrélation de la DE mesurée par Metamax3b (cf article 3). Les valeurs de DE estimées avec cet algorithme seront comparées à celles mesurées par un analyseur portable des échanges gazeux respiratoires. Ce projet est en cours et nous attendons les premiers résultats.

La conception d'un nouveau compendium d'AP est un vaste projet qui nécessitera l'aide d'autres centres. Ce peut être un projet ambitieux qui permettrait le recueil à grande ampleur des valeurs d'O₂ pour les AP les plus courantes pour les individus AVC. Cette démarche permettrait d'améliorer nos connaissances sur le niveau de sollicitation énergétique des individus AVC. En outre elle pourrait permettre de rechercher l'impact de cette sollicitation sur l'autonomie, la participation sociale et la qualité de vie des individus AVC.

Un autre domaine de recherche porte sur la validation de l'hypothèse selon laquelle la surconsommation d'O₂ est liée aux activations musculaires anormales. Pour confirmer cette hypothèse nous avons engagé un projet en collaboration avec le Centre Interdisciplinaire de Recherche en Réadaptation et Insertion Sociale (CIRRIS) à Québec au Canada. Ce sera en outre ma thématique de recherche pour mon stage post-doctoral au CIRRIS en 2021.

3 Implications pour la pratique clinique

En pratique clinique nous avons comme objectif majeur de lutter contre l'inactivité physique et la sédentarité afin d'obtenir des bénéfices sur le plan fonctionnel et de diminution du risque de récurrence. De multiples interventions sont pratiquées dans cet objectif notamment par nos recommandations à la sortie d'hospitalisation, les ateliers d'éducation thérapeutique sur l'AP et le

suivi au domicile réalisé par notre équipe mobile de rééducation (HEMIPASS 87). L'évaluation du niveau d'AP des individus AVC est une réelle problématique car il est nécessaire d'évaluer les effets de nos interventions sur le niveau d'AP des patients.

Nos résultats montrent que les dispositifs portatifs présentent une faible concordance avec la méthode de référence pour l'estimation de la DE. En outre ils présentent un faible niveau de précision limitant probablement la mise en évidence des variations de DE liées aux interventions. En attendant l'amélioration des performances de ces dispositifs, il est peut être nécessaire de s'orienter vers d'autres paramètres permettant quantifier objectivement le niveau d'AP.

Récemment nous nous sommes orientés sur la distance de marche qui est un paramètre hautement associé avec la participation sociale(163). Dans un travail récent que nous avons publié(164), nous avons mis en évidence qu'un accéléromètre placé au niveau de la cheville ou à la hanche permettait d'estimer précisément la distance de marche parcourue. Dans ce travail la distance de marche parcourue était estimée à l'aide de la quantification du nombre de pas rapportés par le dispositif et de la longueur de pas préalablement mesurée par un observateur avant l'utilisation du moniteur d'AP. Par exemple, les analyses statistiques ont montré qu'un ActigraphGT3x placé à la cheville saine obtenait une estimation de la distance de marche parcourue avec un niveau de concordance très élevé ($r=0.95$) et un niveau de précision satisfaisant ($RMSE=14.6\%$).

La distance de marche n'est pas un paramètre direct du niveau d'AP car comme nous l'avons vu il existe de fortes variations du CEQ entre les individus. Cependant elle permet d'évaluer la variation de la capacité de marche de l'individu ce qui est déjà un élément important pour évaluer l'impact des interventions. De plus, avec la distance de marche, nous pouvons estimer la DE de l'individu pour la marche grâce au CEQ ($DE = \text{Distance} \times \text{cout énergétique}$). La marche étant une AP prédominante chez les individus AVC(48), c'est un premier pas pour une évaluation objective de leur niveau d'AP.

4 Limites

La limite principale de nos travaux concerne l'environnement dans lequel nous avons testé nos méthodes d'estimation de la DE. Les évaluations ont été réalisées à l'hôpital dans un appartement thérapeutique au sein du Laboratoire Habitat Handicap du service de MPR du CHU de Limoges. Bien que cet environnement simulait un appartement, il ne remplace pas les conditions et les habitudes de vie des individus AVC. Ceci a pu impacter le niveau de validité des méthodes testées car l'environnement dans lequel était réalisé les évaluations était un environnement standardisé, adapté aux déplacements des personnes en situation de handicap. Malheureusement ce type d'environnement est rarement représentatif du domicile des patients. Il est possible qu'un environnement plus confiné entraînant des distances de déplacements plus faibles, de plus courte durée, de fréquences répétées avec piétinement altère davantage le niveau de validité des méthodes testées notamment la validité des moniteurs d'AP. Dans le futur il faudra s'astreindre à tester ces dispositifs dans des environnements plus proche de celui du domicile des individus AVC. Cela entraînera des contraintes supérieures liées notamment aux déplacements du matériel d'évaluation, de calibration et d'enregistrement.

Une autre limite concerne la sélection des méthodes d'estimation de la sollicitation énergétique. Nous n'avons pas inclus plusieurs moniteurs d'AP également utilisés dans ce domaine comme l'ActivPal ou le Fitbit. Vu le nombre de moniteurs d'AP disponibles sur le marché il était impossible d'être exhaustif sur les moniteurs d'AP. Notre choix s'est concentré sur la fréquence d'utilisation, l'ActigraphGT3x et le Sensewear Armband étant les moniteurs les plus utilisés pour l'estimation de la DE dans les travaux de recherche(89,111). D'autre part nous avons sélectionné des moniteurs de types différents pour évaluer la validité des moniteurs en fonction de leurs caractéristiques techniques afin de transposer nos résultats aux autres moniteurs de caractéristiques équivalentes.

F. Conclusion

L'évaluation du niveau d'AP des individus AVC est cruciale pour connaître leur mode de vie en vue d'intervenir sur la lutte contre l'inactivité physique et les comportements sédentaires. De plus il est nécessaire de disposer de méthodes fiables d'évaluation du niveau d'AP pour mesurer les effets des interventions thérapeutiques dans ce domaine. Les déficiences secondaires à l'AVC entraînent un surcoût énergétique lors de la réalisation des AP. Ce surcoût énergétique est variable du fait de la variabilité du type et de la sévérité des déficiences neurologiques post AVC. Par conséquent le paramètre le plus pertinent pour quantifier le niveau d'AP de ces individus est d'utiliser la DE car elle est le meilleur reflet de l'activité musculaire et elle intègre la majoration et la variabilité du CEQ à la réalisation des AP. La DE peut être quantifiée par différentes méthodes objectives telles que les moniteurs portatifs d'AP. D'autres méthodes permettent également de quantifier la DE telles que le compendium d'AP. Cependant le compendium d'AP utilise des valeurs de DE issues des populations d'individus sains. De plus ce type de méthode nécessitent un recueil fiable des AP pratiquées par l'individu AVC impliquant des biais de déclaration liés notamment aux troubles cognitifs de ces individus.

Dans ce contexte nous avons effectué une évaluation de la validité de plusieurs moniteurs d'AP parmi les plus fréquemment utilisés dans la littérature. Nous avons également évalué la validité des valeurs du compendium d'AP pour les individus AVC.

Les travaux que nous avons menés ont montré un fort niveau d'erreur des estimations de DE par rapport à la méthode de mesure de la DE de référence. Ainsi nous avons montré que la transposition des méthodes d'estimation de la DE issues de la population saine aux individus AVC est compromise du fait des caractéristiques spécifiques de ces individus.

Ce résultat pose la question de la validité des valeurs de DE lorsqu'elles ont été évaluées par les méthodes que nous avons testées. Ces résultats soulignent la problématique de l'évaluation de la DE chez ces individus. Nous avons évoqué plusieurs stratégies permettant d'améliorer ces méthodes. L'axe principal d'amélioration à notre sens concerne la prise en compte des caractéristiques de surcoût et de variabilité énergétique des individus AVC.

L'enjeu est important car sans outils fiables d'évaluation du niveau d'AP des individus AVC, la connaissance du niveau d'AP et la mise en évidence des bénéfices des interventions dans le domaine de l'AP peut être compromise.

Références bibliographiques

1. Kramer S, Johnson L, Bernhardt J, Cumming T. Energy Expenditure and Cost During Walking After Stroke: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2016 Apr;97(4):619-632.e1.
2. Tudor-Locke C, Craig CL, Aoyagi Y, Bell RC, Croteau KA, De Bourdeaudhuij I, et al. How many steps/day are enough? For older adults and special populations. *Int J Behav Nutr Phys Act*. 2011 Jul 28;8:80.
3. Leonard WR. Laboratory and field methods for measuring human energy expenditure. *Am J Hum Biol*. 2012 May;24(3):372–84.
4. Hills AP, Mokhtar N, Byrne NM. Assessment of physical activity and energy expenditure: an overview of objective measures. *Nutr Methodol*. 2014;1:5.
5. OMS | Accident vasculaire cérébral (AVC) [Internet]. WHO. World Health Organization; [cited 2020 Mar 3]. Available from: https://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/fr/
6. Haute Autorité de Santé. Accident vasculaire cérébral : méthodes de rééducation de la fonction motrice chez l'adulte [Internet]. 2012 Jun. Available from: http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_1334330/accident-vasculaire-cerebral-methodes-de-reeducation-de-la-fonction-motrice-chez-l-adulte?xtmc=&xtcr=1
7. Benjamin EJ, Blaha MJ, Chiuve SE, Cushman M, Das SR, Deo R, et al. Heart Disease and Stroke Statistics-2017 Update: A Report From the American Heart Association. *Circulation*. 2017 Mar 7;135(10):e146–603.
8. CDC - 2014 BRFSS Survey Data and Documentation [Internet]. 2019 [cited 2020 Feb 1]. Available from: https://www.cdc.gov/brfss/annual_data/annual_2014.html
9. Organisation Mondiale de la Santé, editor. Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé: CIF. Genève; 2001. 304 p.
10. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance. 4th Revised edition edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins; 1996. 900 p.
11. Damush TM, Plue L, Bakas T, Schmid A, Williams LS. Barriers and Facilitators to Exercise Among Stroke Survivors. *Rehabil Nurs*. 2007 Nov 12;32(6):253–62.
12. Recondo J de. Sémiologie du système nerveux : Du symptôme au diagnostic. 2e ed. Paris: Flammarion Médecine; 2004. 624 p.
13. Winstein Carolee J., Stein Joel, Arena Ross, Bates Barbara, Cherney Leora R., Cramer Steven C., et al. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery. *Stroke*. 2016 Jun 1;47(6):e98–169.
14. Hendricks HT, van Limbeek J, Geurts AC, Zwartz MJ. Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002 Nov;83(11):1629–37.
15. Li S. Spasticity, Motor Recovery, and Neural Plasticity after Stroke. *Front Neurol* [Internet]. 2017 Apr 3 [cited 2019 Feb 26];8. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5377239/>
16. Defebvre L, Krystkowiak P. Movement disorders and stroke. *Rev Neurol (Paris)*. 2016 Sep;172(8–9):483–7.
17. Gadidi V, Katz-Leurer M, Carmeli E, Bornstein NM. Long-term outcome poststroke: predictors of activity limitation and participation restriction. *Arch Phys Med Rehabil*. 2011 Nov;92(11):1802–8.
18. Coupar F, Pollock A, Rowe P, Weir C, Langhorne P. Predictors of upper limb recovery after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*. 2012

Apr;26(4):291–313.

19. Daviet J-C. Facteurs prédictifs du devenir vital et fonctionnel d'une cohorte d'hémiplégiques vasculaires : conséquences sur les modalités de prise en charge. [Internet] [thesis]. Limoges; 2004 [cited 2020 Feb 1]. Available from: <http://www.theses.fr/2004LIMO310E>
20. Sullivan JE, Hedman LD. Sensory Dysfunction Following Stroke: Incidence, Significance, Examination, and Intervention. *Top Stroke Rehabil*. 2008 May;15(3):200–17.
21. Kerkhoff G, Münssinger U, Meier EK. Neurovisual rehabilitation in cerebral blindness. *Arch Neurol*. 1994 May;51(5):474–81.
22. Brady MC, Kelly H, Godwin J, Enderby P, Campbell P. Speech and language therapy for aphasia following stroke. Cochrane Stroke Group, editor. *Cochrane Database Syst Rev* [Internet]. 2016 Jun 1 [cited 2020 Jan 27]; Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD000425.pub4>
23. Baier B. Incidence and diagnosis of anosognosia for hemiparesis revisited. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2005 Mar 1;76(3):358–61.
24. Pasi M, Poggesi A, Salvadori E, Pantoni L. Post-Stroke Dementia and Cognitive Impairment. In: Paciaroni M, Agnelli G, Caso V, Bogousslavsky J, editors. *Frontiers of Neurology and Neuroscience* [Internet]. Basel: KARGER; 2012 [cited 2020 Jan 24]. p. 65–9. Available from: <https://www.karger.com/Article/FullText/333412>
25. Delavaran H, Jönsson A-C, Lökvist H, Iwarsson S, Elmståhl S, Norrving B, et al. Cognitive function in stroke survivors: A 10-year follow-up study. *Acta Neurol Scand*. 2017 Sep;136(3):187–94.
26. Gaynor E, Rohde D, Large M, Mellon L, Hall P, Brewer L, et al. Cognitive Impairment, Vulnerability, and Mortality Post Ischemic Stroke: A Five-Year Follow-Up of the Action on Secondary Prevention Interventions and Rehabilitation in Stroke (ASPIRE-S) Cohort. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2018 Sep;27(9):2466–73.
27. Mitchell AJ, Sheth B, Gill J, Yadegarfar M, Stubbs B, Yadegarfar M, et al. Prevalence and predictors of post-stroke mood disorders: A meta-analysis and meta-regression of depression, anxiety and adjustment disorder. *Gen Hosp Psychiatry*. 2017;47:48–60.
28. Åström M, Adolfsson R, Asplund K. Major depression in stroke patients. A 3-year longitudinal study. *Stroke*. 1993 Jul 1;24(7):976–82.
29. Babkair LA. Risk Factors for Poststroke Depression: An Integrative Review. *J Neurosci Nurs J Am Assoc Neurosci Nurses*. 2017 Apr;49(2):73–84.
30. Lewin-Richter A, Volz M, Jöbges M, Werheid K. Predictivity of Early Depressive Symptoms for Post-Stroke Depression. *J Nutr Health Aging*. 2015 Aug;19(7):754–8.
31. Joundi Raed A., Martino Rosemary, Saposnik Gustavo, Giannakeas Vasily, Fang Jiming, Kapral Moira K. Predictors and Outcomes of Dysphagia Screening After Acute Ischemic Stroke. *Stroke*. 2017 Apr 1;48(4):900–6.
32. Arnold M, Liesirova K, Broeg-Morvay A, Meisterernst J, Schlager M, Mono M-L, et al. Dysphagia in Acute Stroke: Incidence, Burden and Impact on Clinical Outcome. *PLoS ONE* [Internet]. 2016 Feb 10 [cited 2020 Jan 28];11(2). Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4749248/>
33. Williams MP, Srikanth V, Bird M, Thrift AG. Urinary symptoms and natural history of urinary continence after first-ever stroke--a longitudinal population-based study. *Age Ageing*. 2012 May;41(3):371–6.
34. Brittain K, Perry S, Shaw C, Matthews R, Jagger C, Potter J. Isolated urinary, fecal, and double incontinence: Prevalence and degree of soiling in stroke survivors. *J Am Geriatr Soc*. 2006 Dec;54(12):1915–9.

35. Patel M, Coshall C, Lawrence E, Rudd AG, Wolfe CD. Recovery from poststroke urinary incontinence: associated factors and impact on outcome. *J Am Geriatr Soc*. 2001 Sep;49(9):1229–33.
36. Kwakkel G, Kollen B, Lindeman E. Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories. *Restor Neurol Neurosci*. 2004;22(3–5):281–99.
37. Stinear C. Prediction of recovery of motor function after stroke. *Lancet Neurol*. 2010 Dec;9(12):1228–32.
38. OMS | Activité physique [Internet]. WHO. [cited 2015 Feb 26]. Available from: <http://www.who.int/dietphysicalactivity/pa/fr/>
39. Billinger SA, Arena R, Bernhardt J, Eng JJ, Franklin BA, Johnson CM, et al. Physical Activity and Exercise Recommendations for Stroke Survivors: A Statement for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*. 2014 Aug 1;45(8):2532–53.
40. Promotion, consultation et prescription médicale d'activité physique et sportive pour la santé [Internet]. Haute Autorité de Santé. [cited 2020 Apr 8]. Available from: https://www.has-sante.fr/jcms/c_2876862/fr/promotion-consultation-et-prescription-medicale-d-activite-physique-et-sportive-pour-la-sante
41. Physical Activity Guidelines Advisory Committee Report, 2018. Washington, DC: US Dept of Health and Human Services; 2018. [Internet]. Available from: <https://health.gov/paguidelines/report/>
42. Lee I-M, Shiroma EJ, Lobelo F, Puska P, Blair SN, Katzmarzyk PT, et al. Effect of physical inactivity on major non-communicable diseases worldwide: an analysis of burden of disease and life expectancy. *Lancet Lond Engl*. 2012 Jul 21;380(9838):219–29.
43. Rand D, Eng JJ, Tang P-F, Jeng J-S, Hung C. How Active Are People With Stroke? Use of Accelerometers to Assess Physical Activity. *Stroke*. 2009 Jan 1;40(1):163–8.
44. Moore SA, Hallsworth K, Plötz T, Ford GA, Rochester L, Trenell MI. Physical Activity, Sedentary Behaviour and Metabolic Control following Stroke: A Cross-Sectional and Longitudinal Study. *PLoS ONE* [Internet]. 2013 Jan 29 [cited 2016 Jul 4];8(1). Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3558428/>
45. Lacroix J, Daviet J-C, Borel B, Kammoun B, Salle J-Y, Mandigout S. Physical Activity Level Among Stroke Patients Hospitalized in a Rehabilitation Unit. *PM&R*. 2016 Feb;8(2):97–104.
46. Butler EN, Evenson KR. Prevalence of Physical Activity and Sedentary Behavior Among Stroke Survivors in the United States. *Top Stroke Rehabil*. 2014;21(3):246–55.
47. English C, Healy GN, Coates A, Lewis L, Olds T, Bernhardt J. Sitting and Activity Time in People With Stroke. *Phys Ther*. 2016 Feb;96(2):193–201.
48. English C, Manns PJ, Tucak C, Bernhardt J. Physical Activity and Sedentary Behaviors in People With Stroke Living in the Community: A Systematic Review. *Phys Ther*. 2014 Feb 1;94(2):185–96.
49. Manns PJ, Baldwin E. Ambulatory activity of stroke survivors: measurement options for dose, intensity, and variability of activity. *Stroke*. 2009 Mar;40(3):864–7.
50. Michael K, Macko RF. Ambulatory activity intensity profiles, fitness, and fatigue in chronic stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2007 Apr;14(2):5–12.
51. Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture*. 2003 Oct;18(2):47–55.
52. Zamparo P, Francescato MP, Luca G, Lovati L, Prampera PE. The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. *Scand J Med Sci Sports*. 1995;5(6):348–352.
53. Reisman DS, Rudolph KS, Farquhar WB. Influence of Speed on Walking Economy

Poststroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2009 Jan 7;23(6):529–34.

54. Kramer SF, Cumming T, Bernhardt J, Johnson L. The Energy Cost of Steady State Physical Activity in Acute Stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis Off J Natl Stroke Assoc*. 2018 Apr;27(4):1047–54.
55. Ainsworth BE, Haskell WL, Herrmann SD, Meckes N, Bassett DR, Tudor-Locke C, et al. 2011 Compendium of Physical Activities: A Second Update of Codes and MET Values. *Med Sci Sports Exerc*. 2011 Aug;43(8):1575–81.
56. English C, McLennan H, Thoires K, Coates A, Bernhardt J. Loss of Skeletal Muscle Mass after Stroke: a Systematic Review. *Int J Stroke*. 2010 Oct;5(5):395–402.
57. de Sant’Anna M, Eboli LC, Silva JG, dos Santos AG, Lourenço M, Moreno AM, et al. Resting Metabolic Rate Analysis in Chronic Hemiparesis Patients. *Neurol Int [Internet]*. 2014 Nov 14;6(4). Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4274406/>
58. MacKay-Lyons M, Billinger SA, Eng JJ, Dromerick A, Giacomantonio N, Hafer-Macko C, et al. Aerobic Exercise Recommendations to Optimize Best Practices in Care After Stroke: AEROBICS 2019 Update. *Phys Ther*. 2020 Jan 23;100(1):149–56.
59. Lamontagne A, Malouin F, Richards CL. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000 Mar;81(3):351–8.
60. Awad LN, Palmer JA, Pohlig RT, Binder-Macleod SA, Reisman DS. Walking speed and step length asymmetry modify the energy cost of walking after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2015 Jun;29(5):416–23.
61. Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune TM. The reasons why stroke patients expend so much energy to walk slowly. *Gait Posture*. 2012 Jul;36(3):409–13.
62. Lacour J-R. Activité musculaire et dépense d’énergie. *Rev Mal Respir*. 2011 Dec;28(10):1278–92.
63. Lafortuna CL, Proietti M, Agosti F, Sartorio A. The energy cost of cycling in young obese women. *Eur J Appl Physiol*. 2006 Feb 4;97(1):16.
64. Kramer S, Johnson L, Bernhardt J, Cumming T. Energy Expenditure and Cost During Walking After Stroke: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2016 Apr;97(4):619–632.e1.
65. Bernardi M, Macaluso A, Sproviero E, Castellano V, Coratella D, Felici F, et al. Cost of walking and locomotor impairment. *J Electromyogr Kinesiol*. 1999 Apr;9(2):149–57.
66. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture*. 1999 Jul;9(3):207–31.
67. Tesio L, Roi GS, Möller F. Pathological gaits: inefficiency is not a rule. *Clin Biomech Bristol Avon*. 1991 Feb;6(1):47–50.
68. Polese JC, Ada L, Teixeira-Salmela LF. Relationship between oxygen cost of walking and level of walking disability after stroke: An experimental study. *Physiother Res Int*. 2017 Jul 3;e1688.
69. Bohannon R. The relationship of knee muscle performance and gait in stroke patients. *Disabil Rehabil*. 1996 Dec;18(12):638.
70. Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr*. 1999 Apr;78(2):123–30.
71. Patterson SL, Forrester LW, Rodgers MM, Ryan AS, Ivey FM, Sorkin JD, et al. Determinants of Walking Function After Stroke: Differences by Deficit Severity. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007 Jan;88(1):115–9.
72. Norton BJ, Bomze HA, Sahrmann SA, Eliasson SG. Correlation between gait speed

and spasticity at the knee. *Phys Ther.* 1975 Apr;55(4):355–9.

73. Strath SJ, Kaminsky LA, Ainsworth BE, Ekelund U, Freedson PS, Gary RA, et al. Guide to the Assessment of Physical Activity: Clinical and Research Applications: A Scientific Statement From the American Heart Association. *Circulation.* 2013 Nov 12;128(20):2259–79.
74. Ivey FM, Macko RF, Ryan AS, Hafer-Macko CE. Cardiovascular Health and Fitness After Stroke. *Top Stroke Rehabil.* 2005 Jan;12(1):1–16.
75. Billinger SA, Coughenour E, MacKay-Lyons MJ, Ivey FM. Reduced Cardiorespiratory Fitness after Stroke: Biological Consequences and Exercise-Induced Adaptations. *Stroke Res Treat* [Internet]. 2012 [cited 2015 May 24];2012. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3159380/>
76. Duncan F, Kutlubaev MA, Dennis MS, Greig C, Mead GE. Fatigue after stroke: a systematic review of associations with impaired physical fitness. *Int J Stroke.* 2012;7(2):157–62.
77. Nicholson S, Sniehotta FF, van Wijck F, Greig CA, Johnston M, McMurdo MET, et al. A Systematic Review of Perceived Barriers and Motivators to Physical Activity after Stroke. *Int J Stroke.* 2013 Jul;8(5):357–64.
78. Saint-Maurice PF, Troiano RP, Bassett DR, Graubard BI, Carlson SA, Shiroma EJ, et al. Association of Daily Step Count and Step Intensity With Mortality Among US Adults. *JAMA.* 2020 Mar 24;323(12):1151–60.
79. Kono Y, Kawajiri H, Kamisaka K, Kamiya K, Akao K, Asai C, et al. Predictive Impact of Daily Physical Activity on New Vascular Events in Patients with Mild Ischemic Stroke. *Int J Stroke.* 2015 Feb;10(2):219–23.
80. Dhamoon MS, Sciacca RR, Rundek T, Sacco RL, Elkind MSV. Recurrent stroke and cardiac risks after first ischemic stroke: the Northern Manhattan Study. *Neurology.* 2006 Mar 14;66(5):641–6.
81. Medicine AC of S. ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription. Lippincott Williams & Wilkins; 2013. 481 p.
82. Saunders DH, Sanderson M, Hayes S, Kilrane M, Greig CA, Brazzelli M, et al. Physical fitness training for stroke patients. In: *Cochrane Database of Systematic Reviews* [Internet]. John Wiley & Sons, Ltd; 2016 [cited 2016 Jul 7]. Available from: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD003316.pub6/abstract>
83. Smith AC, Saunders DH, Mead G. Cardiorespiratory fitness after stroke: a systematic review. *Int J Stroke Off J Int Stroke Soc.* 2012 Aug;7(6):499–510.
84. Saunders DH, Sanderson M, Hayes S, Johnson L, Kramer S, Carter DD, et al. Physical fitness training for stroke patients. Cochrane Stroke Group, editor. *Cochrane Database Syst Rev* [Internet]. 2020 Mar 20 [cited 2020 Mar 24]; Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD003316.pub7>
85. Saunders DH, Sanderson M, Brazzelli M, Greig CA, Mead GE. Physical fitness training for stroke patients. In: *Cochrane Database of Systematic Reviews* [Internet]. John Wiley & Sons, Ltd; 1996 [cited 2014 Jul 16]. Available from: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD003316.pub5/abstract>
86. Ruthirago D, Julayanont P, Tantrachoti P, Kim J, Nugent K. Cardiac Arrhythmias and Abnormal Electrocardiograms After Acute Stroke. *Am J Med Sci.* 2016 Jan;351(1):112–8.
87. Resnick B, Michael K, Shaughnessy M, Nahm ES, Kobunek S, Sorkin J, et al. Inflated perceptions of physical activity after stroke: pairing self-report with physiologic measures. *J Phys Act Health.* 2008 Mar;5(2):308–18.

88. Sage M, Middleton LE, Tang A, Sibley KM, Brooks D, McIlroy W. Validity of Rating of Perceived Exertion Ranges in Individuals in the Subacute Stage of Stroke Recovery. *Top Stroke Rehabil.* 2013 Nov 1;20(6):519–27.
89. Fini NA, Holland AE, Keating J, Simek J, Bernhardt J. How is physical activity monitored in people following stroke? *Disabil Rehabil.* 2014 Nov 6;1–15.
90. Serra MC, Treuth MS, Hafer-Macko CE, Ryan AS. Increased Energy Cost of Mobility in Chronic Stroke. *J Gerontol Geriatr Res [Internet]*. 2016 Dec [cited 2017 Sep 5];5(6). Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5467893/>
91. Reisman DS, Binder-MacLeod S, Farquhar WB. Changes in Metabolic Cost of Transport Following Locomotor Training Post-Stroke. *Top Stroke Rehabil.* 2013;20(2):161–70.
92. Strath SJ, Kaminsky LA, Ainsworth BE, Ekelund U, Freedson PS, Gary RA, et al. Guide to the Assessment of Physical Activity: Clinical and Research Applications A Scientific Statement From the American Heart Association. *Circulation.* 2013 Dec 11;128(20):2259–79.
93. Westerterp KR, Kester ADM. Physical Activity in Confined Conditions as an Indicator of Free-Living Physical Activity. *Obes Res.* 2003 Jul 1;11(7):865–8.
94. Shephard RJ, Aoyagi Y. Measurement of human energy expenditure, with particular reference to field studies: an historical perspective. *Eur J Appl Physiol.* 2012 Aug;112(8):2785–815.
95. OVERSTREET BS, Jr DRB, CROUTER SE, RIDER BC, PARR BB. Portable open-circuit spirometry systems. *J Sports Med Phys Fitness [Internet]*. 2017 Jan [cited 2019 May 29];(3). Available from: <http://www.minervamedica.it/index2.php?show=R40Y2017N03A0227>
96. Haugen HA, Chan L-N, Li F. Indirect Calorimetry: A Practical Guide for Clinicians. *Nutr Clin Pract.* 2007 Aug;22(4):377–88.
97. Macfarlane DJ, Wong P. Validity, reliability and stability of the portable Cortex Metamax 3B gas analysis system. *Eur J Appl Physiol.* 2012 Jul;112(7):2539–47.
98. Vogler AJ, Rice AJ, Gore CJ. Validity and reliability of the Cortex MetaMax3B portable metabolic system. *J Sports Sci.* 2010 May;28(7):733–42.
99. Lee PH, Macfarlane DJ, Lam T, Stewart SM. Validity of the international physical activity questionnaire short form (IPAQ-SF): A systematic review. *Int J Behav Nutr Phys Act.* 2011 Oct 21;8:115.
100. Martins JC, Aguiar LT, Nadeau S, Scianni AA, Teixeira-Salmela LF, Faria CDCDM. Measurement properties of self-report physical activity assessment tools for patients with stroke: a systematic review. *Braz J Phys Ther.* 2019;23(6):476–90.
101. Chan VWK, Chung JCC, Packer TL. Validity and Reliability of the Activity Card Sort—Hong Kong Version: OTJR Occup Particip Health [Internet]. 2016 Jun 24 [cited 2020 Feb 3]; Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/153944920602600405>
102. Vanroy C, Vanlandewijck Y, Cras P, Feys H, Truijzen S, Michielsen M, et al. Is a coded physical activity diary valid for assessing physical activity level and energy expenditure in stroke patients? *PloS One.* 2014;9(6):e98735.
103. Schuling J, de Haan R, Limburg M, Groenier KH. The frenchay activities index: Assessment of functional status in stroke patients. *Stroke.* 1993;24(8):1173–7.
104. Teixeira-Salmela PLF, Devaraj R, Olney SJ. Validation of the human activity profile in stroke: A comparison of observed, proxy and self-reported scores. *Disabil Rehabil.* 2007 Jan 1;29(19):1518–24.
105. Drummond AER, Walker MF. The Nottingham Leisure Questionnaire for Stroke Patients: *Br J Occup Ther [Internet]*. 2016 Nov 5 [cited 2020 Feb 3]; Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/030802269405701102>

106. Lin Y-C, Wu W-T, Hsu Y-C, Han D-S, Chang K-V. Comparative effectiveness of botulinum toxin versus non-surgical treatments for treating lateral epicondylitis: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*. 2017 Mar 1;269215517702517.
107. Wu C, Chuang L, Lin K, Horng Y. Responsiveness and validity of two outcome measures of instrumental activities of daily living in stroke survivors receiving rehabilitative therapies: *Clin Rehabil* [Internet]. 2010 Nov 8 [cited 2020 Apr 8]; Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0269215510385482>
108. Schepers VPM, Ketelaar M, Visser-Meily JMA, Dekker J, Lindeman E. Responsiveness of functional health status measures frequently used in stroke research. *Disabil Rehabil*. 2006 Jan 1;28(17):1035–40.
109. Drummond AE, Parker CJ, Gladman JR, Logan PA. Development and validation of the Nottingham Leisure Questionnaire (NLQ): *Clin Rehabil* [Internet]. 2016 Jul 1 [cited 2020 Apr 8]; Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1191/0269215501cr438oa>
110. Nichols JF, Morgan CG, Chabot LE, Sallis JF, Calfas KJ. Assessment of physical activity with the Computer Science and Applications, Inc., accelerometer: laboratory versus field validation. *Res Q Exerc Sport*. 2000 Mar;71(1):36–43.
111. Bassett DR, John D. Use of pedometers and accelerometers in clinical populations: validity and reliability issues. *Phys Ther Rev*. 2010 Jun 1;15(3):135–42.
112. Crouter SE, Schneider PL, Karabulut M, Bassett DR. Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med Sci Sports Exerc*. 2003 Aug;35(8):1455–60.
113. Freak-Poli RL, Cumpston M, Peeters A, Clemes SA. Workplace pedometer interventions for increasing physical activity. In: The Cochrane Collaboration, editor. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [Internet]. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd; 2013 [cited 2016 Jan 27]. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD009209.pub2>
114. Carroll SL, Greig CA, Lewis SJ, McMurdo ME, Sniehotta FF, Johnston M, et al. The Use of Pedometers in Stroke Survivors: Are They Feasible and How Well Do They Detect Steps? *Arch Phys Med Rehabil*. 2012 Mar;93(3):466–70.
115. GT3X+ | ActiGraph [Internet]. [cited 2018 Mar 6]. Available from: <http://actigraphcorp.com/support/activity-monitors/gt3xplus/>
116. Philips Respironics | Actical [Internet]. [cited 2020 Apr 8]. Available from: <http://www.actigraphy.com/solutions/actical>
117. PAL Technologies Ltd – Providing the Evidence [Internet]. [cited 2020 Apr 8]. Available from: <http://www.palt.com/>
118. Sallis JF, Buono MJ, Roby JJ, Carlson D, Nelson JA. The Caltrac accelerometer as a physical activity monitor for school-age children. *Med Sci Sports Exerc*. 1990 Oct;22(5):698–703.
119. Choisir Fitbit | Bracelets d'activité, montres connectées et plus encore [Internet]. [cited 2020 Apr 8]. Available from: <https://www.fitbit.com/fr/store>
120. Crouter SE, Churilla JR, Jr DRB. Estimating energy expenditure using accelerometers. *Eur J Appl Physiol*. 2006 Dec 1;98(6):601–12.
121. Hale LA, Pal J, Becker I. Measuring Free-Living Physical Activity in Adults With and Without Neurologic Dysfunction With a Triaxial Accelerometer. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008 Sep 1;89(9):1765–71.
122. Esliger DW, Tremblay MS. Technical reliability assessment of three accelerometer models in a mechanical setup. *Med Sci Sports Exerc*. 2006 Dec;38(12):2173–81.
123. Fradet L. Les capteurs inertiels pour l'évaluation de l'activité physique et de la

- locomotion : principes, problématiques, limites. Congrès SOFAMEA. 2020 Jan;55.
124. Lee J-Y, Kwon S, Kim W-S, Hahn SJ, Park J, Paik N-J. Feasibility, reliability, and validity of using accelerometers to measure physical activities of patients with stroke during inpatient rehabilitation. Oyeyemi AL, editor. PLOS ONE. 2018 Dec 31;13(12):e0209607.
 125. Haeuber E, Shaughnessy M, Forrester LW, Coleman KL, Macko RF. Accelerometer monitoring of home- and community-based ambulatory activity after stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2004 Dec;85(12):1997–2001.
 126. Costa PHV, de Jesus TPD, Winstein C, Torriani-Pasin C, Polese JC. An investigation into the validity and reliability of mHealth devices for counting steps in chronic stroke survivors. Clin Rehabil. 2020 Mar;34(3):394–403.
 127. Godfrey A, Conway R, Meagher D, ÓLaighin G. Direct measurement of human movement by accelerometry. Med Eng Phys. 2008 Dec;30(10):1364–86.
 128. Gastin PB, Cayzer C, Dwyer D, Robertson S. Validity of the ActiGraph GT3X+ and BodyMedia SenseWear Armband to estimate energy expenditure during physical activity and sport. J Sci Med Sport. 2018 Mar;21(3):291–5.
 129. Jakicic JM, Marcus M, Gallagher KI, Randall C, Thomas E, Goss FL, et al. Evaluation of the SenseWear Pro Armband to assess energy expenditure during exercise. Med Sci Sports Exerc. 2004 May;36(5):897–904.
 130. Drenowatz C, Eisenmann JC. Validation of the SenseWear Armband at high intensity exercise. Eur J Appl Physiol. 2011 May;111(5):883–7.
 131. Moore SA, Hallsworth K, Bluck LJC, Ford GA, Rochester L, Trenell MI. Measuring Energy Expenditure After Stroke Validation of a Portable Device. Stroke. 2012 Jan 6;43(6):1660–2.
 132. Whybrow S, Ritz P, Horgan GW, Stubbs RJ. An evaluation of the IDEEA™ activity monitor for estimating energy expenditure. Br J Nutr. 2013;109(01):173–83.
 133. Alzahrani MA, Ada L, Dean CM. Duration of physical activity is normal but frequency is reduced after stroke: an observational study. J Physiother. 2011 Jan 1;57(1):47–51.
 134. Actiheart 5 Overview - CamNtech [Internet]. [cited 2020 Apr 7]. Available from: <https://www.camntech.com/products/actiheart/actiheart5-overview>
 135. Victorino MN, Jiang X, Menon C. Chapter 7 - Wearable Technologies and Force Myography for Healthcare. In: Tong RK-Y, editor. Wearable Technology in Medicine and Health Care [Internet]. Academic Press; 2018 [cited 2020 Mar 30]. p. 135–52. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128118108000075>
 136. Polese JC, Ribeiro-Samora GA, Lana RC, Rodrigues-De-Paula FV, Teixeira-Salmela LF. Energy expenditure and cost of walking and stair climbing in individuals with chronic stroke. Braz J Phys Ther. 2017;21(3):192–8.
 137. Mandigout S, Lacroix J, Ferry B, Vuillerme N, Compagnat M, Daviet J-C. Can energy expenditure be accurately assessed using accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring in post-stroke patients in the subacute phase? Eur J Prev Cardiol. 2017 Dec;24(18):2009–16.
 138. Compagnat M, Mandigout S, Chaparro D, Daviet JC, Salle JY. Validity of the Actigraph GT3x and influence of the sensor positioning for the assessment of active energy expenditure during four activities of daily living in stroke subjects. Clin Rehabil. 2018;32(12):1696–704.
 139. Compagnat M, Daviet JC, Batcho CS, David R, Salle JY, Mandigout S. Quantification of energy expenditure during daily living activities after stroke by multi-sensor. Brain Inj. 2019;33(10):1341–6.
 140. Brazeau A-S, Karelis AD, Mignault D, Lacroix M-J, Prud'homme D, Rabasa-Lhoret R.

- Accuracy of the SenseWear Armband™ during Ergocycling. *Int J Sports Med*. 2011 Oct;32(10):761–4.
141. Compagnat M, Mandigout S, David R, Lacroix J, Daviet J, Salle J. Compendium of physical activities strongly underestimates the oxygen cost during activities of daily living in stroke patients: *Am J Phys Med Rehabil*. 2018 Oct;1.
 142. Compagnat M, Mandigout S, Chaparro D, Salle JY, Daviet JC. Predicting the oxygen cost of walking in hemiparetic stroke patients. *Ann Phys Rehabil Med*. 2018 Sep;61(5):309–14.
 143. Moore SA, Hallsworth K, Bluck LJC, Ford GA, Rochester L, Trenell MI. Measuring Energy Expenditure After Stroke Validation of a Portable Device. *Stroke*. 2012 Jan 6;43(6):1660–2.
 144. de Almeida Mendes M, da Silva ICM, Ramires VV, Reichert FF, Martins RC, Tomasi E. Calibration of raw accelerometer data to measure physical activity: A systematic review. *Gait Posture*. 2018 Mar;61:98–110.
 145. Serra MC, Balraj E, DiSanzo BL, Ivey FM, Hafer-Macko CE, Treuth MS, et al. Validating Accelerometry as a Measure of Physical Activity and Energy Expenditure in Chronic Stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2017 Jan;24(1):18–23.
 146. Aittasalo M, Vähä-Ypyä H, Vasankari T, Husu P, Jussila A-M, Sievänen H. Mean amplitude deviation calculated from raw acceleration data: a novel method for classifying the intensity of adolescents' physical activity irrespective of accelerometer brand. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2015;7:18.
 147. 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 Sep;46(9):1816–24.
 148. Mahoney JM, Rhudy MB. Methodology and validation for identifying gait type using machine learning on IMU data. *J Med Eng Technol*. 2019 Jan;43(1):25–32.
 149. Dixon PC, Schütte KH, Vanwanseele B, Jacobs JV, Dennerlein JT, Schiffman JM, et al. Machine learning algorithms can classify outdoor terrain types during running using accelerometry data. *Gait Posture*. 2019;74:176–81.
 150. Garnotel M, Bastian T, Romero-Ugalde HM, Maire A, Dugas J, Zahariev A, et al. Prior automatic posture and activity identification improves physical activity energy expenditure prediction from hip-worn triaxial accelerometry. *J Appl Physiol*. 2017 Nov 30;124(3):780–90.
 151. Jayaraman C, Mummidisetty CK, Mannix-Slobig A, McGee Koch L, Jayaraman A. Variables influencing wearable sensor outcome estimates in individuals with stroke and incomplete spinal cord injury: a pilot investigation validating two research grade sensors. *J Neuroengineering Rehabil*. 2018 Mar 13;15(1):19.
 152. Wolff-Hughes DL, Fitzhugh EC, Bassett DR, Churilla JR. Waist-Worn Actigraphy: Population-Referenced Percentiles for Total Activity Counts in U.S. Adults. *J Phys Act Health*. 2015 Apr;12(4):447–53.
 153. Bassett DR, Troiano RP, McClain JJ, Wolff DL. Accelerometer-based physical activity: total volume per day and standardized measures. *Med Sci Sports Exerc*. 2015 Apr;47(4):833–8.
 154. Ward DS, Evenson KR, Vaughn A, Rodgers AB, Troiano RP. Accelerometer Use in Physical Activity: Best Practices and Research Recommendations. *Med Sci Sports Exerc*. 2005 Nov;37(11):S582.
 155. Bassett DR. Validity and reliability issues in objective monitoring of physical activity. *Res Q Exerc Sport*. 2000 Jun;71(2 Suppl):S30-36.
 156. Sibley KM, Tang A, Patterson KK, Brooks D, McIlroy WE. Changes in spatiotemporal

- gait variables over time during a test of functional capacity after stroke. *J NeuroEngineering Rehabil.* 2009 Jul 14;6:27.
157. Polese JC, Scianni AA, Teixeira-Salmela LF. Predictors of energy cost during stair ascent and descent in individuals with chronic stroke. *J Phys Ther Sci.* 2015 Dec;27(12):3739–43.
158. Haute Autorité de Santé - Évaluation fonctionnelle de l'AVC et kinésithérapie [Internet]. Available from: http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_272517/fr/evaluation-fonctionnelle-de-l-avc-et-kinesitherapie
159. Ainsworth BE, Haskell WL, Leon AS, Jacobs DR, Montoye HJ, Sallis JF, et al. Compendium of physical activities: classification of energy costs of human physical activities. *Med Sci Sports Exerc.* 1993 Jan;25(1):71–80.
160. Lamontagne A, Richards CL, Malouin F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000 Dec;10(6):407–15.
161. Houdijk H, ter Hoeve N, Nooijen C, Rijntjes D, Tolsma M, Lamoth C. Energy expenditure of stroke patients during postural control tasks. *Gait Posture.* 2010 Jul;32(3):321–6.
162. Rosa MCN, Marques A, Demain S, Metcalf CD. Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014 Feb 1;24(1):1–10.
163. Andrews AW, Chinworth SA, Bourassa M, Garvin M, Benton D, Tanner S. Update on distance and velocity requirements for community ambulation. *J Geriatr Phys Ther* 2001. 2010 Sep;33(3):128–34.
164. Compagnat M, Batcho CS, David R, Vuillerme N, Salle JY, Daviet JC, et al. Validity of the Walked Distance Estimated by Wearable Devices in Stroke Individuals. *Sensors.* 2019 Jan;19(11):2497.

Annexes

Annexe 1 : Index de motricité de Demeurisse	109
Annexe 2 : Echelle de Ashworth modifiée	111
Annexe 3 : Index de Barthel.....	112
Annexe 4 : Functional Ambulation Classification	113
Annexe 5 : Moniteurs portatifs d'Activité Physique utilisés	114

Annexe 1 : Index de motricité de Demeurisse

Référentiel d'auto-évaluation des pratiques professionnelles en masso-kinésithérapie

(10) Index de motricité de Demeurisse

Réf : Demeurisse G, Demol O, Robaye E. Motor evaluation in vascular hemiplegia. *Eur Neurol* 1980 ; 19 : 382-9.

Collin C, Wade DT. Assessing motor impairment after stroke : a pilot reliability study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1990 ; 53 : 576-9.

TESTS (En position assise) :

Membre Supérieur :

1. Prise « en pince » ; Cube de 2,5 m entre le pouce et l'index.
2. Flexion du coude ; Depuis 90 degrés, contraction/mouvement volontaire.
3. Abduction de l'épaule ; Depuis la position coude au corps.

Membre Inférieur :

4. Dorsiflexion de cheville ; depuis la position de flexion plantaire.
5. Extension de genou ; Contraction/mouvement volontaire depuis 90 degrés.
6. Flexion de hanche ; Habituellement depuis 90 degrés.

SCORES :

Test 1 (prise en pince) :

0. Pas de mouvement.
11. Début de préhension (quelconque mouvement de l'index ou du pouce).
19. Prise du cube, mais incapable de le tenir contre la pesanteur.
22. Prise du cube, pris contre la pesanteur, mais pas contre une faible résistance (le MK tente de lui retirer le cube).
26. Prise du cube contre résistance, mais plus faible que de l'autre côté.
33. Prise en pince normale.

Tests 2 à 6 :

0. Pas de mouvement.
9. Contraction du muscle palpable, mais pas de mouvement.
14. Mouvement vu, mais pas sur toute la distance/pas contre la pesanteur.
19. Mouvement sur toute la distance contre pesanteur, pas contre résistance.
25. Mouvement contre résistance, mais plus faible que de l'autre côté.
33. Force normale.

Score Membre Sup = scores (1) + (2) + (3) + 1 (/100)

Score Membre Inf = scores (4) + (5) + (6) + 1 (/100)

Score de l'hémicorps = (Mbre sup + Mbre inf)/2

EXPLICATIONS :

Le patient doit être assis sur une chaise ou sur le côté du lit mais peu rester allongé si nécessaire.

Pince :

Demander au patient d'attraper un objet de 2,5 cm (cube) entre son pouce et son index. L'objet doit être sur une surface plate (par exemple, un livre).

19 = L'examineur doit tenir le poignet.

22 = L'objet est soulevé en l'air mais il se déloge facilement.

Flexion du coude :

Le coude est fléchi à 90° avant-bras horizontal et bras vertical.

Il est demandé au patient de plier le bras jusqu'à ce que la main touche l'épaule. L'examineur résiste avec la main au niveau du poignet du patient. Le biceps est palpé.

14 : si aucun mouvement n'est vu dans cette position, mais il existe un mouvement lorsque l'épaule est soutenue de telle façon que le bras soit horizontal.

Abduction d'épaule :

Avec le coude au corps et complètement fléchi, il est demandé au patient d'écarter le bras. La contraction du deltoïde est palpée ; les mouvements de la ceinture scapulaire ne comptent pas, le mouvement doit être au niveau de la glénohumérale.

19 = Abduction de plus de 90° (dépassant la position horizontale).

Dorsiflexion de cheville :

Le pied est relâché en position de flexion plantaire. Il est demandé au patient une dorsi-flexion du pied (« comme si vous mettiez sur les talons »). Le tibia antérieur est palpé.

14 = Moins de toute l'amplitude de l'amplitude de flexion dorsale.

Flexion de hanche

Assis hanches fléchies à 90°. Il est demandé au patient d'étendre (en rectitude le genou pour toucher la main de l'examineur maintenue devant le genou du patient). La contraction du quadriceps est palpée.

14 = Moins de 50 % de l'extension complète.

19 = Genou tendu complètement, mais peut être fléchi facilement.

Annexe 2 : Echelle de Ashworth modifiée

Référentiel d'auto-évaluation des pratiques professionnelles en masso-kinésithérapie

(2) Échelle d'Ashworth modifiée (2 échelles modifiées existent)

Réf : Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987 ; 67 (2) : 206-7.

Échelle clinique ordinaire la plus utilisée aussi bien dans la pratique clinique que dans les publications scientifiques.

- 0 : pas d'augmentation du tonus musculaire
- 1 : une augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'un relâchement ou par une résistance minime à la fin du mouvement
- 1+ : une augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'une résistance minime perçue sur moins de la moitié de l'amplitude articulaire
- 2 : une augmentation plus marquée du tonus musculaire touchant la majeure partie de l'amplitude articulaire, l'articulation pouvant être mobilisée facilement
- 3 : une augmentation importante du tonus musculaire rendant la mobilisation passive difficile
- 4 : l'articulation concernée est fixée en flexion ou en extension (abduction ou adduction)

Réf : Marque P, Maupas E, Boitard D, Roques CF. *Evaluation clinique, analytique et fonctionnelle*. In : *La spasticité*. Paris : Masson ; 2001 p. 33-41.

Échelle clinique ordinaire la plus utilisée aussi bien dans la pratique clinique que dans les publications scientifiques.

- 0 : pas d'augmentation du tonus musculaire
- 1 : une augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'un relâchement ou par une résistance minime à la fin du mouvement
- 2 : une augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'une résistance minime perçue sur moins de la moitié de l'amplitude articulaire
- 3 : une augmentation plus marquée du tonus musculaire touchant la majeure partie de l'amplitude articulaire, l'articulation pouvant être mobilisée facilement
- 4 : une augmentation importante du tonus musculaire rendant la mobilisation passive difficile
- 5 : l'articulation concernée est fixée en flexion ou en extension (abduction ou adduction)

Annexe 3 : Index de Barthel

Référentiel d'auto-évaluation des pratiques professionnelles en masso-kinésithérapie

(13) Index de Barthel

Réf : Mahoney FI, Barthel DW. Functional evaluation : The Barthel index. Md State Med J 1965 ; 14 : 61-5.

Réf : Khaoulani N, Calmels P. Evaluation fonctionnelle par l'indice de Barthel. Ann Med Phys Réadapt 1991 ; 34 : 129-36

L'évolution du score pendant un séjour, ou au décours d'une série de traitements, permet de mettre en valeur les progrès accomplis dans le domaine de l'autonomie.

La valeur 0 indique une dépendance totale du patient.

La valeur 100 correspond à une complète autonomie

Item	Description	Score	Dates	
1.Alimentation	Autonome. Capable de se servir des instruments nécessaires. Prend ses repas en un temps raisonnable	10		
	A besoin d'aide, par exemple pour couper	5		
2.Bain	Possible sans aide	5		
3.Continence rectale	Aucun accident : capable de s'administrer un lavement ou un suppositoire si nécessaire	10		
	Accidents occasionnels : a besoin d'aide pour s'administrer un lavement ou un suppositoire	5		
4.Continence urinaire	Aucun accident : capable de prendre soin de l'appareillage si sondé	10		
	Accidents occasionnels : si sondé a besoin d'aide pour l'appareillage	5		
5.Déplacements	N'a pas besoin de fauteuil roulant. Autonome sur une distance de 50 m, éventuellement avec des cannes	15		
	Peut faire 50 mètres avec aide	10		
	Autonome dans un fauteuil roulant, si incapable de marcher sur 50 m	5		
6.Escaliers	Autonome. Peut se servir de cannes	10		
	A besoin d'aide et de surveillance	5		
7.Habillement	Autonome. Attache ses chaussures. Attache ses boutons. Met ses bretelles	10		
	A besoin d'aide, mais fait au moins la moitié de la tâche dans un temps raisonnable	5		
8.Soins personnels	Se lave le visage, se coiffe, se brosse les dents, se rase. Peut brancher un rasoir électrique	5		
9.Usage des WC	Autonome. Se sert seul du papier hygiénique, de la chasse d'eau	10		
	A besoin d'aide pour l'équilibre, pour ajuster ses vêtements et se servir du papier hygiénique	5		
10.Transfert du lit au fauteuil	Autonome, y compris pour faire fonctionner un fauteuil roulant	15		
	Surveillance ou aide minime	10		
	Capable de s'asseoir, mais a besoin d'une aide maximum pour le transfert	5		

Score :

HAS / Service évaluation des pratiques / Janvier 2006
32/57

Annexe 4 : Functional Ambulation Classification

***F**unctional Ambulation Classification modified (FAC modifiée)*

Classe 0
Ne peut marcher ou a besoin de l'aide de plus d'une personne
Classe 1
Peut marcher avec l'aide permanente d'une personne
Classe 2
Peut marcher avec l'aide intermittente d'une personne
Classe 3
Peut marcher avec l'aide d'un soutien verbal sans contact physique
Classe 4
Peut marcher seul sur surface plane, mais le passage des escaliers est impossible
Classe 5
Peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible avec l'aide d'une tierce personne (contact physique ou simple surveillance)
Classe 6
Peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible en utilisant une rampe ou canne, sans aide et/ou surveillance de la part d'une tierce personne
Classe 7
Peut marcher seul sur surface plane. Le passage des escaliers est possible seul mais anormalement (plus lent, avec boiterie), sans aide et/ou surveillance de quelqu'un, ni appui externe
Classe 8 (indépendant)
Peut marcher seul en surface plane et franchit seul, les escaliers de façon normale sans se servir de la rampe ou d'une canne avec passage des marches normalement

Annexe 5 : Moniteurs portatifs d'Activité Physique utilisés



Actical



ActigraphGT3x



Sensewear Armband



Podomètre ONESTEP400



Research Tracker 6 (RT6)

Estimation de la sollicitation énergétique des individus AVC en situation réelle de vie

La mesure du niveau d'activité physique des individus AVC nécessite des outils d'évaluation objectifs et fiables permettant de mettre en évidence le lien entre l'activité physique et les principales dimensions de santé. Les principales méthodes d'évaluation de l'activité physique sont les questionnaires, les moniteurs portatifs d'activité physique et les journaux d'activité physique qui quantifient le niveau d'activité physique par l'estimation de la dépense énergétique. Ces méthodes ont été développées et validées chez les individus sains. Elles sont fortement utilisées chez les individus avec séquelles d'AVC alors que les individus AVC présentent une surconsommation d'énergie pour la réalisation des activités physiques et une très forte variabilité inter individuelle de cette consommation d'énergie du fait de la variabilité de leurs déficiences. Ces 2 spécificités ne permettent pas l'utilisation des modèles de calibration et de développement des méthodes d'évaluation du niveau d'activité physique des individus sains car le risque serait de sous-estimer le niveau d'activité physique des individus AVC et de négliger les différences individuelles. L'objectif de notre travail était d'évaluer la validité des méthodes d'estimation de la dépense énergétique utilisées chez les individus AVC en situation réelle de vie. Nous avons concentré notre travail sur les moniteurs d'activité physique (podomètre, accéléromètres, multi capteurs) et le compendium d'activité physique qui est le référentiel permettant le calcul de la dépense énergétique lors de l'utilisation des journaux d'activité physique. Plusieurs travaux ont été réalisés permettant d'analyser la concordance et la précision de ces outils en comparaison à la calorimétrie indirecte reconnue comme méthode de référence de mesure de la dépense énergétique. Nous avons ainsi montré de fortes différences entre la méthodes de référence et les méthodes testées ainsi qu'une faible concordance avec la méthode de référence. Ces résultats révèlent que les méthodes actuellement utilisées pour mesurer le niveau d'activité physique des individus AVC ne sont pas valides. Nous pensons que les principales raisons sont le défaut de prise en compte des spécificités de variabilité et de surconsommation énergétique lors de la réalisation des activités physiques. Nous envisageons plusieurs travaux pour confirmer ces résultats.

Mots-clés : dépense énergétique, accident vasculaire cérébral, activité physique, estimation, mesure, accéléromètres, compendium

Estimating the energy demand of individuals with stroke in real-life situations

Measuring the physical activity levels of individuals with stroke requires objective and reliable tools to assess the link between physical activity and key health dimensions. The main methods of assessing physical activity are questionnaires, portable physical activity monitors, and physical activity logs that quantify physical activity levels by estimating energy expenditure. These methods have been developed and validated in healthy individuals. They are widely used in individuals with stroke sequelae, whereas individuals with stroke have an over-consumption of energy for physical activities and a very high interindividual variability in this energy consumption due to the variability of their impairments. These 2 specificities do not allow the use of calibration models and the development of methods to evaluate the physical activity level of healthy individuals because the risk would be to underestimate the physical activity level of stroke individuals and to neglect individual differences. The objective of our work was to assess the validity of the methods used to estimate energy expenditure in stroke individuals in real-life situations. We focused our work on physical activity monitors (pedometers, accelerometers, multi-sensors) and the physical activity compendium, which is the reference for calculating energy expenditure when using physical activity logs. Several studies have been carried out to analyse the consistency and accuracy of these tools in comparison with indirect calorimetry, which is recognised as the reference method for measuring energy expenditure. We have thus shown strong differences between the reference method and the methods tested, as well as a low level of agreement with the reference method.



These results indicate that the methods currently used to measure the physical activity level of stroke individuals are not valid. We believe that the main reasons are the failure to take into account the specificities of variability and energy over-consumption when performing physical activities. We are considering several studies to confirm these results.

Keywords : accelerometers, energy expenditure, compendium, estimation, measurement.

