

Faculté des sciences de la motricité

Efficacité énergétique de la marche chez des personnes post-AVC : comparaisons selon la sévérité de l'atteinte et avec des adultes sains

Une étude expérimentale

Auteurs : Carémel Boris et Morelle Jean
Promotrices : Macq Louise et Otlet Virginie
Année académique 2025-2026
Master en kinésithérapie et réadaptation [60.0] - KINE2M1

UCLouvain FSM : Déclaration d'utilisation des aides et outils Intelligence Artificielle (IA)

J'ai utilisé l'IA pour ce projet : • Oui Non
--

Si vous avez utilisé l'IA dans ce travail, veuillez préciser comment ci-dessous :

Texte (par exemple, vérification orthographique, génération de texte, production d'idées, ...)

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Vérification d'orthographe, amélioration de la syntaxe, structure de texte, agencement de texte, interprétation des résultats, générer des sources. L'ensemble a été réalisé avec Gemini.

Images

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Code, aide à la programmation, ou algorithmes

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Autres utilisations

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum)

Production de formules excels (Gemini)

Je connais les règles de de la Faculté des sciences de la motricité de l'UCLouvain en matière d'intelligence artificielle. Je déclare que toute utilisation d'aides ou d'outils d'intelligence artificielle est explicitement mentionnée dans le présent formulaire de déclaration

Noms/ Prénoms : Carémel Boris et Morelle Jean

REMERCIEMENTS

Nous souhaitons remercier l'ensemble des personnes qui ont contribué à l'accomplissement de notre mémoire.

Nos remerciements les plus sincères vont à Louise Macq et Virginie Otlet, nos promotrices, pour leurs précieux conseils, leur accompagnement, leur disponibilité et leur gentillesse durant toute cette année de travail.

Merci à tous les participants et participantes de l'étude pour leur temps et leur implication, sans qui ce mémoire n'aurait jamais vu le jour.

Un grand merci à nos familles et à nos proches qui nous ont soutenus, encouragés et aidés durant ces années d'études.

Table des matières

UCLouvain FSM : Déclaration d'utilisation des aides et outils Intelligence Artificielle (IA)	2
REMERCIEMENTS	3
Table des matières	4
Liste des abréviations	5
1. Introduction	6
1.1. Mise en contexte	6
1.2. Biomécanique et énergétique de la marche normale	7
1.2.1. Le cycle de la marche	7
1.2.2. La cinématique de la marche	8
1.2.3. Les objectifs de la locomotion	9
1.2.4 L'efficacité énergétique	9
1.3. Etat de l'art	10
1.4. Objectifs du mémoire	11
2. Méthodes	13
2.1. Participants	13
2.2. Déroulement de l'acquisition	14
2.3. Variables de résultats	16
2.4. Catégorisation des sujets AVC selon la vitesse de marche	17
2.5. Analyses statistiques	18
2.5.1. Comparaison intra AVC	18
2.5.2. Comparaison inter-groupes (post-AVC vs sains)	18
3. Résultats	19
3.1. Participants	19
3.2. Comparaisons intra-AVC	22
3.2.1. Evaluation clinique	22
3.2.2. Efficacité énergétique	23
3.3. Comparaisons inter-groupes à vitesse lente	27
3.4. Comparaisons inter-groupes à vitesse modérée	32
4. Discussion	38
4.1. Évaluations cliniques et capacité de marche	38
4.2. Paramètres mécaniques	39
4.3. Paramètres physiologiques	40
4.3.1 Coût énergétique	40
4.3.2. Fréquence cardiaque	42
4.4. Discussion intégrée	43
4.5. Limites et perspectives	45
Conclusion	46
Références scientifiques	48

Liste des abréviations

%Cong : Pourcentage de congruence

10 MWT : 10 Meter Walk Test (Test de marche de 10 mètres)

AVC : Accident Vasculaire Cérébral

BPM : Battements par minute

FAC : Functional Ambulation Categories

FMA : Fugl-Meyer Assessment

Hz : Hertz (Unité de fréquence)

IREC : Institut de Recherche Expérimentale et Clinique

IRM : Imagerie par résonance magnétique

Mini-BESTest : Mini Balance Evaluation Systems Test

NMSK : Neuro-MusculoSquelettique

OCS : Oxford Cognitive Screening

RER : Respiratory Exchange Ratio (Quotient d'échange respiratoire)

Rint : Reconversion pendulaire immédiate

1. Introduction

1.1. Mise en contexte

L'accident vasculaire cérébral (AVC) se définit comme une interruption brutale du flux sanguin vers le cerveau (1). Cette interruption peut être de deux natures : l'AVC ischémique (85 % des cas), provoqué par l'obstruction d'un vaisseau sanguin, et l'AVC hémorragique (15 % des cas), résultant de la rupture d'un vaisseau (2).

Nous distinguons deux types de facteurs de risques : les facteurs de risques non modifiables, tels que l'âge, la génétique ou les antécédents familiaux et les facteurs de risque modifiables, comme l'hypertension artérielle, le tabagisme, le diabète ou la sédentarité. Ces derniers augmentent considérablement la probabilité de survenue de cet événement (3).

L'interruption de la circulation sanguine altère le fonctionnement des cellules cérébrales et peut être associée à des complications neurologiques sévères (4), dont la nature dépend étroitement de la localisation de la lésion. À l'examen clinique, les patients peuvent présenter des troubles des fonctions supérieures (troubles cognitifs, visuo-spatiaux, phasiques, etc.) (5), des troubles sensitifs (déficits extéroceptifs et proprioceptifs) (6), ainsi que des atteintes de la motricité, telles que des parésies, plégies ou de l'hypertonie spastique. Ces complications neurologiques peuvent, dans les cas les plus sévères, mener jusqu'à la mort (4).

Les déficits moteurs ont un impact significatif sur la motricité fonctionnelle du sujet, engendrant des limitations dans les activités de la vie quotidienne et des restrictions de participation (7). En effet, les atteintes motrices et sensitives perturbent fondamentalement la biomécanique de la locomotion.

Sur le plan moteur, le principal obstacle reste la parésie, c'est-à-dire la perte partielle de contraction des muscles volontaires. Ce manque de force, notamment au niveau des fléchisseurs plantaires, diminue fortement la propulsion et complique le maintien du poids du corps, ce qui finit par créer des appuis asymétriques (8).

Cette parésie constitue le principal facteur pénalisant la marche (9) et augmente l'énergie nécessaire pour se déplacer (10). Sur le plan sensitif, les troubles de la sensibilité altèrent la proprioception et rendent l'équilibre instable.

Après un AVC, environ 75 % des patients présentent des troubles de la marche (11), se traduisant par une asymétrie des paramètres spatio-temporels (longueur du pas, temps d'appui.etc) entre les membres parétique et sain, et qui constitue l'un des symptômes les plus fréquemment rencontrés (13,14). Cette asymétrie entraîne une perturbation de la dynamique locomotrice, associée à une diminution de l'efficacité de marche et à une augmentation de l'énergie requise pour se déplacer (14).

Cette désorganisation globale (motrice et sensitive) rend les déplacements difficiles et coûteux en énergie, tout en augmentant considérablement le risque de chute, faisant ainsi de la récupération de la marche un objectif thérapeutique prioritaire (15).

1.2. Biomécanique et énergétique de la marche normale

La marche humaine est une activité locomotrice bipède et complexe, qui résulte de la coordination entre tous les segments corporels (16). Elle se définit par une succession de pertes et de reprises d'équilibre du centre de masse, permettant ainsi son déplacement (17). Cette activité cyclique repose sur une alternance de phases d'appui et d'oscillation, tout en conservant un contact permanent avec le sol, ce qui la différencie de la course, qui comporte une phase de suspension (16).

1.2.1. Le cycle de la marche

La locomotion est classiquement décrite à partir du cycle de marche. Par convention, ce cycle est normalisé sur une échelle allant de 0 à 100 %, débutant au contact initial d'un pied et se terminant au contact initial suivant du même pied (*Figure 1*).

La phase d'appui constitue la première phase du cycle de marche et représente environ 60 % de celui-ci. Elle débute par le contact initial, correspondant au moment où le talon entre en contact avec le sol, permettant l'absorption du choc.

S'ensuit la mise en charge, marquée par la pose du pied à plat et correspondant au premier double appui.

Lors du milieu d'appui, le centre de masse se projette à la verticale du pied, plaçant le sujet en appui unipodal, avec une élévation maximale du centre de masse. La phase d'appui se poursuit par la fin d'appui, caractérisée par le décolllement du talon, puis se termine par la pré-oscillation, durant laquelle la propulsion est assurée par les orteils et correspond au second double appui.

La deuxième phase est la phase oscillante, qui représente 40 % du cycle. Durant cette phase, le pied ne touche plus le sol et le membre inférieur se prépare au pas suivant (18). On y observe un raccourcissement du membre par flexion du genou et de la hanche.

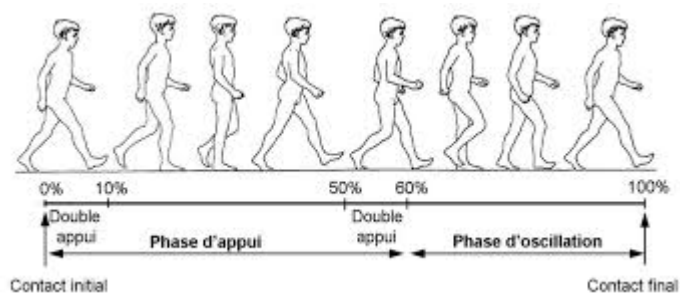


Figure 1 : Les principales phases du cycle de marche (19)

1.2.2. La cinématique de la marche

La marche ne se limite pas à un seul plan ; elle implique des mouvements dans les trois plans de l'espace pour les différentes articulations des membres inférieurs. Ces mouvements s'effectuent principalement dans le plan sagittal, sous la forme de flexions et d'extensions de la hanche, du genou et de la cheville. Cependant, pour que la marche soit stable et efficace, il est indispensable d'avoir également des mouvements dans le plan frontal, comme l'abduction/adduction de la hanche et du genou ou la bascule du bassin. De plus, des rotations internes et externes, au niveau des différentes articulations des membres inférieurs jouent un rôle crucial dans le plan transversal car ils accompagnent la rotation du bassin pour optimiser la longueur du pas, facilitent l'absorption des forces d'impact au sol (notamment via la rotation interne lors du contact initial), et permettent de conserver une trajectoire rectiligne.

Tous ces mouvements combinés permettent de stabiliser la trajectoire du centre de masse lors de la marche, assurant ainsi une locomotion fluide et contrôlée (16,20).

1.2.3. Les objectifs de la locomotion

L'organisation de ces mouvements vise à remplir les deux objectifs principaux de la locomotion : la stabilité et la progression.

La stabilité se définit par la capacité à maintenir le centre de masse (le point où la masse du corps est considérée comme concentrée) à l'intérieur du polygone de sustentation pour éviter la chute (16). Le polygone de sustentation se définit comme la surface virtuelle comprise entre les points d'appui des deux pieds lors de la station debout (17). Pour éviter tout déséquilibre ou chute, le centre de masse du corps doit se projeter à l'intérieur de ce périmètre (21).

Pour assurer la progression de manière efficace, la marche s'appuie sur des mécanismes biomécaniques précis visant à optimiser la dépense énergétique. Le corps humain peut être assimilé au modèle du pendule inversé, au cours duquel le centre de masse se déplace au-dessus du membre en appui à chaque foulée. Ce fonctionnement pendulaire favorise un échange alterné entre l'énergie potentielle gravitationnelle et l'énergie cinétique. Le transfert passif d'énergie qui en résulte contribue à l'énergie nécessaire au déplacement lors de la marche (22). L'ensemble de ces mécanismes permet ainsi d'assurer la marche la plus économe possible.

1.2.4 L'efficacité énergétique

L'efficacité énergétique s'évalue à travers deux types de mesures : le coût énergétique et le travail mécanique. Le coût énergétique est défini comme la quantité d'énergie (oxygène, nutriments) consommée par l'organisme pour parcourir une distance donnée (23,24) ; il est intimement lié à la vitesse de marche et s'évalue cliniquement par la consommation d'oxygène (25).

Le travail mécanique, quant à lui, se décompose en deux éléments : le travail interne et le travail externe. Le travail interne correspond au travail nécessaire pour déplacer les membres par rapport au centre de masse, tandis que le travail externe correspond au travail accompli par les muscles pour déplacer le centre de masse et lutter contre les forces extérieures (26).

Les analyses de notre mémoire combinent des variables métaboliques (coût énergétique), physiologiques (fréquence cardiaque) et biomécaniques (travail externe, récupération d'énergie) afin d'évaluer l'efficacité énergétique de la marche.

1.3. Etat de l'art

Pour situer notre mémoire par rapport aux études existantes, il est important d'inclure une brève revue de la littérature, portant sur les altérations de l'efficacité énergétique lors de la marche chez les patients ayant subi un AVC.

Premièrement, l'étude de Detrembleur et al. (10) a évalué le coût énergétique de la marche chez neuf patients hémiplegiques chroniques. Les auteurs ont mesuré le travail mécanique total effectué par les muscles ainsi que le rendement mécanique de la marche. L'étude a mis en évidence un coût énergétique significativement augmenté par rapport à des valeurs normatives (sujets sains) chez les patients post-AVC, étant deux fois supérieur à la normale pour les marcheurs lents et 1,3 fois supérieur pour les marcheurs rapides. Cette augmentation du coût énergétique s'est révélée être directement proportionnelle à une élévation du travail mécanique total. En revanche, le rendement mécanique (l'efficacité de la production de travail musculaire) restait dans les limites de la normale (autour de 20 %), et ce malgré la présence de co-contractions et d'une augmentation du tonus musculaire. Ces résultats permettent ainsi de conclure que l'augmentation du coût énergétique post-AVC ne résulte pas d'une perte d'efficacité intrinsèque du muscle, mais principalement de déficits moteurs et biomécaniques locaux (parésie, spasticité, défauts de coordination) qui majorent le travail mécanique à fournir lors de la marche.

Deuxièmement, l'étude de Awad et al. (14) a cherché à déterminer la contribution de l'amélioration de la vitesse de marche et de l'asymétrie spatio-temporelle sur la réduction du coût énergétique de la marche après un AVC. Dans le cadre d'un programme de rééducation à la marche de 12 semaines, les auteurs ont évalué 42 patients atteints d'hémiplégie chronique. Ils ont mesuré avant et après l'entraînement le coût énergétique, la vitesse de marche, ainsi que diverses asymétries de la démarche (longueur de pas, durée de la phase d'oscillation et durée de la phase d'appui).

Leurs analyses ont révélé qu'une augmentation de la vitesse de marche couplée à une réduction de l'asymétrie du pas prédisaient de manière significative une diminution du coût énergétique. De plus, elles mettent en évidence une interaction significative entre ces deux prédicteurs indépendants. Les auteurs ont conclu que pour réduire significativement leur coût énergétique, les patients en phase chronique de récupération doivent adopter une marche à la fois plus rapide et plus symétrique. Cette combinaison s'avère bien plus avantageuse sur le plan énergétique qu'une marche qui serait uniquement plus rapide ou uniquement plus symétrique. La conclusion souligne l'importance d'optimiser ces deux paramètres ensemble, compte tenu des implications fonctionnelles que représente la dépense énergétique pour la participation des patients post-AVC.

Troisièmement, l'étude de Fábrika et al. (27) a analysé les paramètres spatio-temporels et les transferts d'énergie du centre de masse à vitesse de marche naturelle chez 15 patients présentant une hémiparésie post-AVC et 15 sujets sains. Ils ont étudié le mécanisme de type pendulaire pendant la marche, en se focalisant sur la récupération d'énergie mécanique (*Recovery*, R). Les résultats montrent que les personnes en bonne santé marchent plus vite. Les chercheurs en concluent que l'altération de ce mécanisme après un AVC est principalement liée aux transferts d'énergie. Plus précisément, ils soulignent que l'énergie mécanique récupérée (*Recovery*) pendant la phase de double appui suit une tendance différente selon le groupe, avec pour les patients post-AVC une durée plus longue du double appui associée à une moindre perte d'énergie.

1.4. Objectifs du mémoire

Au vu de ces précédents travaux, bien que des études telles que celle de Detrembleur et al. aient déjà mis en évidence les altérations énergétiques post-AVC, la relation exacte entre l'efficacité énergétique et le degré de sévérité de l'atteinte clinique mérite d'être approfondie sur un plus large échantillon.

Afin de compléter ces données, ce mémoire vise deux objectifs principaux :

1. Évaluer l'impact de la sévérité de l'atteinte sur l'efficacité énergétique au sein même de la population post-AVC (comparaison intra-groupe).
2. Comparer cette efficacité énergétique entre les patients post-AVC et une population de sujets sains.

Ces objectifs nous amènent à répondre à la question de recherche suivante :

En quoi l'efficacité énergétique de la marche, tant sur le plan mécanique (travail externe, récupération mécanique) que physiologique (coût énergétique, fréquence cardiaque), est-elle influencée par la sévérité de l'atteinte post-AVC, et comment diffère-t-elle de celle de sujets sains ?

L'hypothèse principale de ce travail est que les atteintes locomotrices post-AVC induisent une augmentation du coût énergétique ainsi qu'une altération du travail externe par rapport aux sujets sains. Toutefois, nous postulons que cet impact est corrélé à la sévérité de l'atteinte : des déficits moteurs marqués augmentent significativement le coût énergétique, tandis que des atteintes plus légères permettent le maintien de paramètres comparables à ceux de sujets sains grâce à des mécanismes compensateurs.

2. Méthodes

L'étude a été approuvée par le Comité d'Éthique Hospitalo-Facultaire des Cliniques universitaires Saint-Luc sous le numéro d'enregistrement 2025/11FEV/062.

Tous les participants ont signé un formulaire de consentement libre et éclairé récapitulant le déroulement de l'expérience.

Ce mémoire s'inscrit dans le cadre d'une thèse intitulée : « Développement et validation d'un protocole d'actimétrie pour quantifier l'activité physique et le comportement sédentaire des sujets post-AVC ». La thèse a été réalisée au laboratoire de Neuro-MusculoSquelettique (NMSK) de l'Institut de Recherche Expérimentale et Clinique (IREC) à Woluwe.

2.1. Participants

L'étude visait un recrutement d'un échantillon de 40 participants répartis en deux groupes : 20 sujets sains et 20 sujets post-AVC.

Pour les participants sains, les critères d'inclusions étaient les suivants : adultes de plus de 18 ans, sans antécédents de troubles neurologiques ou musculosquelettiques susceptibles de limiter la mobilité fonctionnelle. Les participants présentant une quelconque affection aiguë ou chronique affectant la marche, l'équilibre ou la mobilité globale sont exclus.

Pour les participants post-AVC, les critères d'inclusion étaient les suivants : adultes de plus de 18 ans, ayant subi un AVC confirmé par IRM au moins 15 jours avant l'inclusion, présentant un état médical stable, une hémiparésie affectant la marche et un score Functional Ambulation Categories (FAC) compris entre 1 et 5. Les participants ont été exclus s'ils présentaient des troubles de la communication importants ou toute autre pathologie neurologique ou musculosquelettique limitant leur mobilité fonctionnelle.

2.2. Déroulement de l'acquisition

L'étude s'est déroulée lors d'une séance unique en laboratoire d'environ deux heures. Pour chaque volontaire, des données démographiques et anthropométriques (âge, taille et poids) ont été collectées.

Afin de caractériser les capacités physiques des participants ayant subi un AVC, les fonctions motrices de leurs membres supérieurs et inférieurs ont été évaluées à l'aide du Fugl-Meyer Assessment (FMA) (28). Leur équilibre a été mesuré via le Mini Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest)(29), les fonctions cognitives par l'Oxford Cognitive Screening (OCS) (30) ainsi que le score FAC pour évaluer la capacité de marche (31).

Tous les participants, y compris les sujets sains, ont également réalisé le test de marche de 10 mètres (10 MWT) afin de déterminer leur vitesse de marche spontanée (32).

Préalablement aux tests de marche, l'acquisition des données a débuté par un enregistrement des échanges respiratoires via un ergospiromètre MetaMax 3B (Cortex Biophysil GmbH, Leipzig, Allemagne) et de la fréquence cardiaque via une ceinture (Polar H10, Polar Electro, Kempele, Finlande) pendant deux minutes en position assise. Cette mesure visait à établir les valeurs de repos indispensables au calcul du coût métabolique net de la locomotion (33).

Ensuite, les tests de marche ont été réalisés sur un tapis roulant instrumenté (Gaitway 3D, h./p/cosmos medical GmbH, Nussdorf, Allemagne). Les forces de réaction au sol ont été enregistrées à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz au moyen de plateformes de force (Aralis, Genappe, Belgique) intégrées sous le tapis.

Les sujets ont également été équipés, lors des tests de marche, de la ceinture de fréquence cardiaque et de l'ergospiromètre permettant l'analyse de la fréquence cardiaque et des échanges respiratoires durant cette partie. Ce dispositif expérimental est illustré sur la *Figure 2*.



Figure 2 : Participant adulte sain équipé d'un ergospiromètre et d'un moniteur de fréquence cardiaque lors de la marche sur tapis roulant.

Ensuite le protocole différait selon le profil des participants.

Les sujets sains ont marché durant deux minutes à trois vitesses prédéfinies : 1, 3 et 5 km/h. Ces vitesses ont été établies dans le cadre du protocole de la thèse doctorale dans laquelle s'inscrit ce mémoire.

Les vitesses utilisées pour les participants post-AVC ont été individualisées sur la base de l'évaluation clinique et des capacités fonctionnelles. Elles variaient de 0,5 à 5 km/h et augmentaient par incréments de 0,5 à 1 km/h, toutes les deux minutes, dans le respect des limites cliniques et physiologiques. Les essais ont été interrompus dès l'apparition de signes d'épuisement susceptibles d'augmenter le risque de chute, de douleur ou de stress, ou lorsque certains seuils physiologiques étaient atteints (fréquence cardiaque $> 90\%$ de la capacité maximale, Borg > 17 , RER > 1) (34).

Pour faciliter l'analyse des signaux par la suite, l'instant précis de chaque changement de vitesse a été marqué.

2.3. Variables de résultats

Le calcul des différentes variables permettant de décrire l'efficacité énergétique pendant la marche sont expliqués ci-dessous.

Parmi les variables physiologiques, le coût énergétique (C , exprimé en J/kg/m) a été déterminé par les échanges gazeux (oxygène et dioxyde de carbone) mesurés via l'ergospiromètre. Sur base de ces échanges, la puissance énergétique a été calculée. Le coût a ensuite été obtenu en divisant la puissance nette (en W/kg) par la vitesse de déplacement, selon la formule suivante :

$$C = \frac{P_{exercice} - P_{repos}}{v}$$

où $P_{exercice}$ est la puissance à l'exercice, P_{repos} est la puissance de repos en position assise, et v est la vitesse de déplacement exprimée en m/s.

L'enregistrement en continu de la fréquence cardiaque (en battements par minute, BPM) a permis d'évaluer le niveau d'effort cardiovasculaire à chaque palier de vitesse.

Ces variables physiologiques présentent un temps de latence avant de se stabiliser lors d'un changement de vitesse (35), le protocole visait à atteindre un “pseudo-état d'équilibre” (*pseudo- steady state*) à chaque palier de vitesse. Dès lors, et conformément aux recommandations internationales de l'American Thoracic Society et de l'American College of Chest Physicians (36), la moyenne de ces variables a été calculée en retenant exclusivement les données des 60 dernières secondes de chaque palier de vitesse de 2 minutes.

Concernant le travail mécanique, deux variables étaient calculées et fournies directement par le logiciel d'analyse associé aux plateformes de force (Gaitway 3D).

Le calcul du travail externe (en J/kg/m) s'appuie sur l'intégration des variations d'énergie cinétique et potentielle du centre de masse pendant le cycle de marche.

Le pourcentage de récupération d'énergie (%) était également utilisé comme indicateur de l'efficacité du mécanisme de pendule inversé propre à la marche. Il correspond à la fraction d'énergie mécanique économisée grâce au transfert alternatif continu entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle du centre de masse (37). Un taux de récupération élevé témoigne d'une meilleure efficacité mécanique, car il diminue l'effort musculaire actif nécessaire pour maintenir la progression.

Dans le cadre de cette étude, le travail mécanique interne n'a pas été évalué, car il nécessite l'enregistrement de la cinématique des segments corporels des membres inférieurs afin de quantifier les variations de leur énergie cinétique par rapport au centre de masse global. Ces données n'étant pas acquises dans le protocole expérimental de l'étude doctorale dont découle le présent mémoire, seule l'analyse du travail externe a été retenue.

2.4. Catégorisation des sujets AVC selon la vitesse de marche

Afin d'évaluer l'impact de la sévérité des séquelles chez les sujets post-AVC, la vitesse de marche a été utilisée comme critère pour les diviser en fonction de leur niveau d'atteinte fonctionnelle. Sur la base des données de la littérature portant sur des populations saines d'âge comparable (40,41,42), un seuil de 3 km/h a été retenu pour distinguer la marche à vitesse lente (< 3 km/h) de la marche à vitesse modérée (≥ 3 km/h). Ce seuil permet d'établir des vitesses de référence pertinentes pour notre population d'étude (saine ou post-AVC).

Pour chaque condition (lente ou modérée), la vitesse maximale atteinte par le participant permet de le catégoriser dans son groupe respectif.

Aucun groupe « rapide » n'a été constitué, la vitesse maximale de notre protocole étant limitée à 5 km/h.

2.5. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel SPSS (version 30 ; IBM Corp., Armonk, NY, USA). Le seuil de significativité a été fixé à $\alpha = 0,05$ pour toutes les analyses.

Préalablement à toute comparaison, la normalité de la distribution des données a été évaluée par le test de Shapiro-Wilk.

En cas de distribution normale, les données ont été présentées sous forme de moyenne (écart-type). La comparaison des groupes a été effectuée à l'aide d'un test t de Student. Pour ce faire, l'égalité des variances a été préalablement vérifiée par le test de Levene afin de valider l'homogénéité des données.

En cas de distribution non normale, les variables ont été exprimées en médiane [premier quartile – troisième quartile]. Les comparaisons ont alors été réalisées via le test non paramétrique U de Mann-Whitney.

Enfin, les variables catégorielles ont été exprimées en effectifs (n) et comparées à l'aide du test exact de Fisher.

Le protocole de cette étude comprenait deux niveaux distincts de comparaison, comme expliqué dans les deux prochaines sous-sections.

2.5.1. Comparaison intra AVC

Cette première étape visait à comparer les performances des sujets post-AVC du groupe “vitesse lente” à celles des sujets post-AVC du groupe “vitesse modérée”. Cette comparaison portait d'une part sur les scores des évaluations cliniques (Fugl-Meyer, Mini-BESTest, FAC), et d'autre part sur les variables de résultats décrivant l'efficacité énergétique, telles que définies au point 2.4. (travail externe, pourcentage de récupération d'énergie, coût énergétique et fréquence cardiaque).

2.5.2. Comparaison inter-groupes (post-AVC vs sains)

Cette deuxième étape visait à comparer l'efficacité énergétique des sujets post-AVC à celles des sujets sains. Les sujets post-AVC du groupe “vitesse lente” ont été comparés aux données des sujets sains marchant à 1 km/h. Les sujets post-AVC du groupe “vitesse modérée” ont été comparés aux données des sujets sains marchant à 3 km/h.

3. Résultats

3.1. Participants

Sur les 40 participants initialement prévus dans l'étude doctorale dans laquelle s'inscrit ce mémoire, 37 ont été effectivement inclus dans le présent projet, comprenant 19 sujets sains et 18 sujets post-AVC.

Un sujet du groupe sain (ID22) a été retiré de l'étude, pour cause d'un problème technique survenu au niveau du tapis de marche lors de l'acquisition.

Par ailleurs, deux sujets sains (ID 1 et ID 32) présentaient des données manquantes pour les paramètres physiologiques en raison d'un dysfonctionnement du capteur de la ceinture de fréquence cardiaque; les données cardiaques des deux sujets n'ont pu être exploitées. Ces participants ont été exclus des analyses statistiques portant sur les comparaisons avec les groupes post-AVC, selon une exclusion par observation (*listwise deletion*) réalisée sous SPSS.

Comme expliqué précédemment, l'échantillon d'adultes post-AVC a été réparti en un groupe marchant à vitesse lente (< 3 km/h, $n=7$) et un groupe marchant à vitesse modérée (≥ 3 km/h, $n=11$).

En conclusion, les analyses ont été réalisées sur un échantillon de 18 participants post-AVC et 16 sujets sains.

Le Tableau 1 présente les caractéristiques démographiques et cliniques des 37 participants inclus dans l'étude.

Tableau 1: Caractéristiques démographiques, anthropométriques, cliniques et fonctionnelles des participants.

Caractéristiques	Sujets sains (n= 16)	Sujets post-AVC (n= 18)	p-valeur
Âge (années)	64 [57.5 – 69.5]	67 [55.5 – 72]	0.407
Sexe (n)			0.475
Homme	9	13	
Femme	7	5	
Taille (m)	1.71 [1.63 – 1.79]	1.70 (0.08)	0.704
Poids (kg)	73 (13)	71 (14.3)	0.716
Type d'AVC (n)			
Ischémique		11	
Hémorragique		7	
Délai depuis l'AVC (mois)		19.2 [8.4 – 27.4]	
Côté parétique			
Droit		11	
Gauche		7	
Score FAC		5 [4 – 5]	
FMA (membre supérieur)		61 [30 – 66]	
FMA (membre inférieur)		33 [27 – 34]	
10 MWT (km/h)	4.8 [4.5 – 5.5]	3.9 [2.9 – 4.3]	< 0.001*
Mini BESTest		20.8 (4.5)	

Note: Les variables catégorielles sont exprimées en effectifs (n). L'astérisque (*) indique une différence statistiquement significative ($p < 0.05$).

L'analyse statistique ne révèle aucune différence significative entre les deux groupes concernant l'âge ($p = 0.407$), la répartition par sexe ($p = 0.475$) et l'indice de masse corporelle ($p = 0.716$), garantissant ainsi la comparabilité des échantillons.

La vitesse de marche spontanée, évaluée par le 10 MWT, est significativement plus faible chez les sujets post-AVC (médiane : 3,9 km/h) par rapport aux sujets sains (médiane : 4,8 km/h; $p < 0.001$).

3.2. Comparaisons intra-AVC

Les plafonds de vitesse observés atteignent 2,5 km/h pour le profil lent et à 5 km/h pour le profil modéré.

3.2.1. Evaluation clinique

Le Tableau 2 présente les résultats obtenus par les participants post-AVC aux différents tests cliniques standardisés, répartis selon leur groupe de vitesse de marche.

Tableau 2 : Résultats des évaluations cliniques (Fugl-Meyer Assessment, Mini-BESTest, 10MWT, FAC) comparés par groupe de vitesse (lent ou modéré).

Variables	Groupe lent (n= 7)	Groupe modéré (n= 11)	p-valeur
FMA (membre supérieur)	30 [16 – 60]	63 [59 – 66]	0.02*
FMA (membre inférieur)	27 [23.5 – 30.5]	34 [32.50 – 34]	0.02*
Mini-BESTest	15 [15 – 18]	23 [22.50 – 25.50]	0.001*
10 MWT (m/s)	12.44 [11.48 – 15.25]	8.58 [8.05 – 8.98]	0.001*
FAC	4	5	< 0.001*

Note: L'astérisque (*) indique une différence statistiquement significative ($p < 0.05$).

L'analyse des tests standardisés montre une nette différence : les sujets marchant à vitesse lente ont des performances plus faibles que celles à vitesse modérée. Ce constat valide la nécessité de distinguer ces deux groupes pour mieux cerner leurs limitations locomotrices.

3.2.2. Efficacité énergétique

Le Tableau 3 compare les paramètres mécaniques et énergétiques des sujets post-AVC en fonction de leur vitesse de marche (groupe “vitesse lente” vs groupe “vitesse modérée”).

Tableau 3 : Comparaison des variables mécaniques et physiologiques selon la vitesse de marche chez les sujets post-AVC

Paramètres	Vitesse lente (n= 7)	Vitesse modérée (n= 11)	p-valeur
Travail externe (J/kg/m)	0.79 [0.72-1.08]	0.35 [0.32-0.56]	0.002*
Récupération mécanique (%)	27.87 (8.7)	55.6 (13.3)	<0.001*
Coût énergétique (J/kg/m)	6.17 [3.98-6.17]	2.95 [2.63-2.95]	0.008*
Fréquence cardiaque (bpm)	102 (14.4)	99.64 (19.4)	0.786

Note: L'astérisque (*) indique une différence statistiquement significative ($p < 0.05$).

Travail externe (J/kg/m)

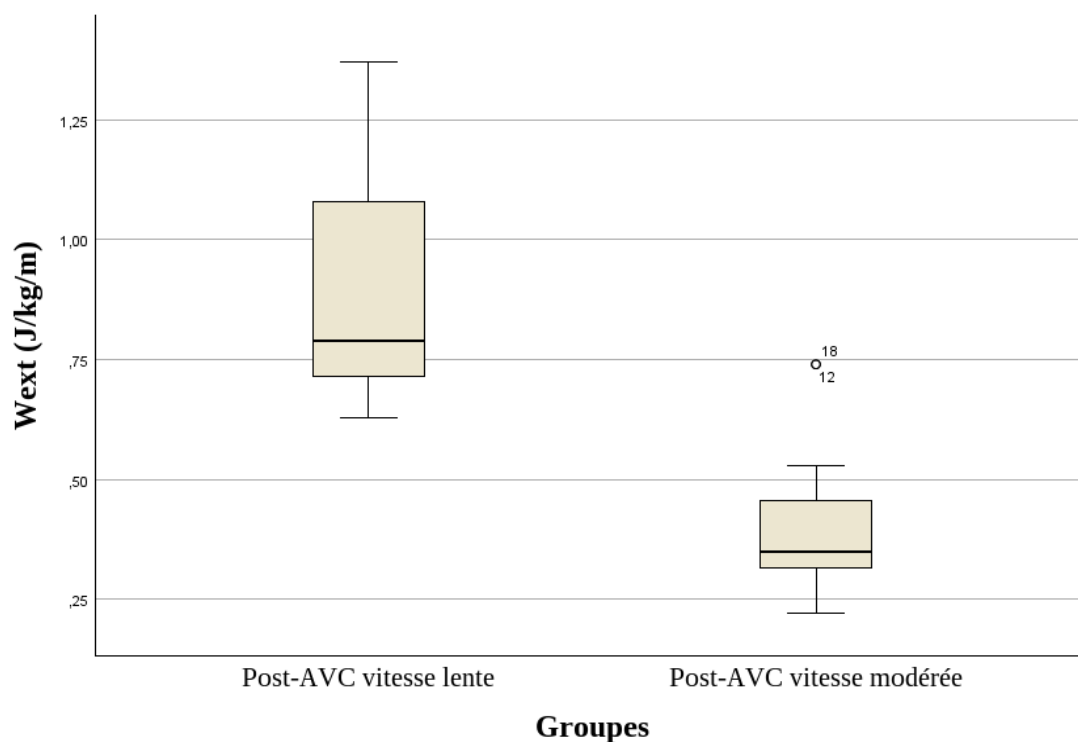


Figure 3 : Comparaison du travail externe (W_{ext}) selon le groupe de vitesse chez les sujets post-AVC.

Comme illustré sur la Figure 3, l'analyse statistique non-paramétrique révèle que le travail externe (W_{ext} , exprimé en J/kg/m) est significativement plus élevé chez les patients du groupe post-AVC marchant à vitesse lente par rapport à ceux du groupe post-AVC marchant à vitesse modérée ($p = 0.002$). Toutefois on observe qu'au sein du groupe modéré, deux individus (12 et 18) présentent des valeurs atypiques qui sont supérieures à la normale du groupe. Cela illustre la variabilité individuelle du travail externe.

Pourcentage de récupération mécanique (%)

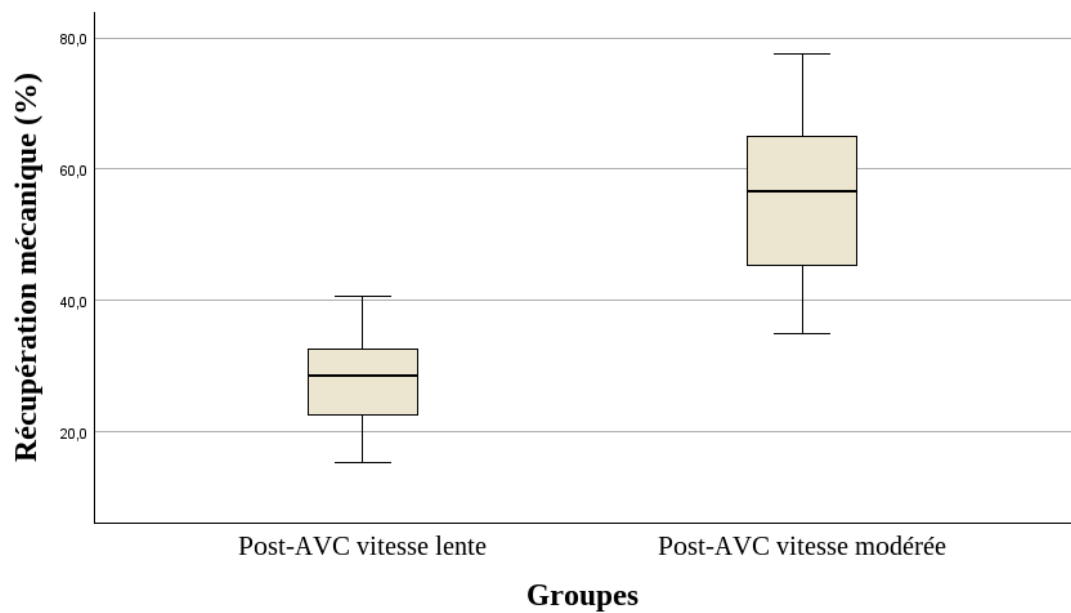


Figure 4 : Comparaison du pourcentage de récupération mécanique (%) selon le groupe de vitesse chez les sujets post-AVC.

Comme illustré à la *Figure 4*, l'analyse statistique paramétrique démontre que la récupération mécanique est significativement plus élevée chez les sujets du groupe post-AVC marchant à vitesse modérée par rapport au groupe post-AVC marchant à vitesse lente ($p < 0.001$).

Coût énergétique (J/kg/m)

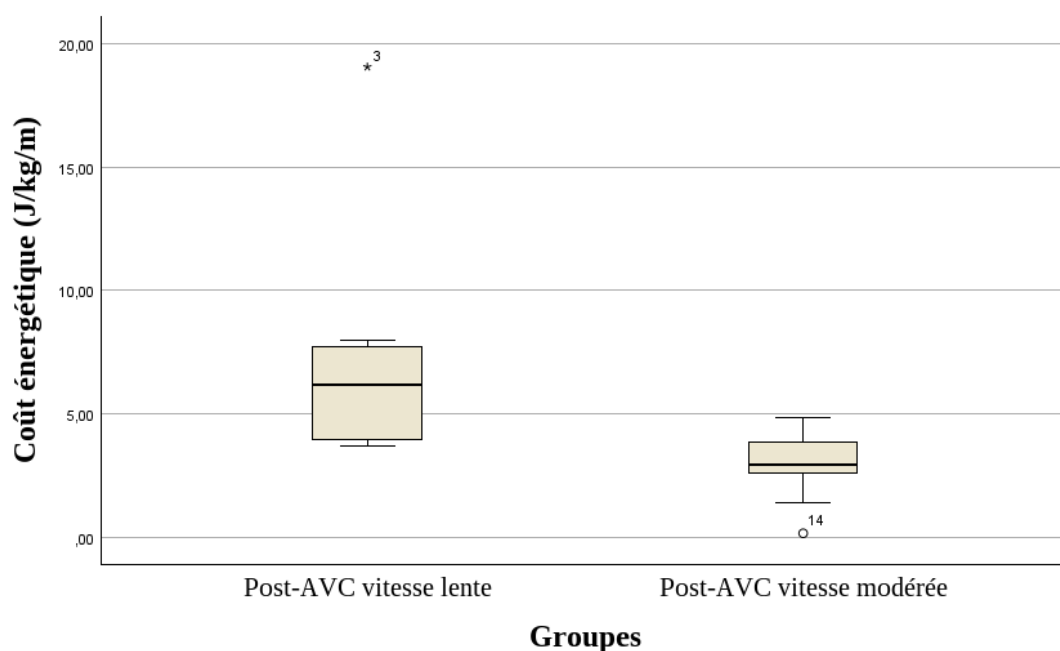


Figure 5 : Comparaison du coût énergétique (J/kg/m) selon le groupe de vitesse chez les sujets post-AVC.

Comme illustré à la *Figure 5*, l'analyse statistique non-paramétrique révèle que le coût énergétique (J/kg/m) est significativement plus élevé chez les sujets du groupe post-AVC marchant à vitesse lente par rapport au groupe post-AVC marchant à vitesse modérée ($p = 0.008$). On note la présence d'une valeur extrême appartenant au groupe marchant à vitesse lente qui est très marquée (sujet 3), ainsi qu'une valeur basse (sujet 14) pour le groupe marchant à vitesse modérée.

Fréquence cardiaque (battements/minute)

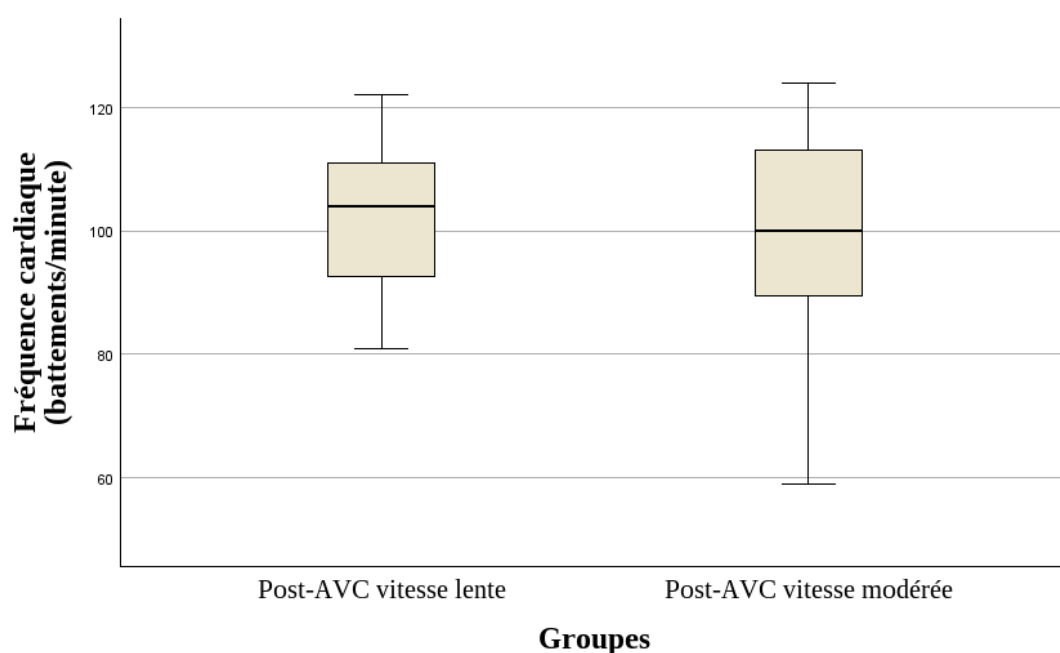


Figure 6 : Comparaison de la fréquence cardiaque (battements/minute) selon le groupe de vitesse chez les sujets post-AVC.

Comme illustré à la *Figure 6*, l'analyse statistique paramétrique révèle que, contrairement aux paramètres précédents, il n'y a aucune différence significative concernant la fréquence cardiaque entre le groupe de sujets post-AVC marchant à vitesse lente et ceux du groupe post-AVC marchant à vitesse modérée ($p = 0.786$). Graphiquement, les deux groupes affichent des valeurs médianes quasiment identiques (104 contre 100 battements/minute) et les données présentent une dispersion similaire. On constate donc que la fréquence cardiaque globale est semblable d'un groupe à l'autre.

3.3. Comparaisons inter-groupes à vitesse lente

Dans cette section, les variables du groupe post-AVC marchant à vitesse lente sont comparées à celles des sujets sains marchant à 1 km/h. Les résultats sont repris dans le Tableau 4.

Tableau 4: Comparaison des variables mécaniques et physiologiques entre le groupe post-AVC marchant à vitesse lente et le groupe de sujets sains marchant à 1 km/h.

Paramètre	Post-AVC à vitesse lente (n= 7)	Sujets sains à 1 km/h (n= 16)	p-valeur
Travail externe (J/kg/m)	0.79 [0.72-1.08]	0.29 [0.25-0.33]	0.001*
Récupération mécanique (%)	27.87 (8.7)	43.94 (9.7)	<0.001*
Coût énergétique (J/kg/m)	6.17 [3.98-6.17]	4.53 [4.10-5.45]	0.431
Fréquence cardiaque (bpm)	102 (14.4)	80.63 (11.9)	0.001*

Note: L'astérisque (*) indique une différence statistiquement significative ($p < 0.05$).

Travail externe (J/kg/m)

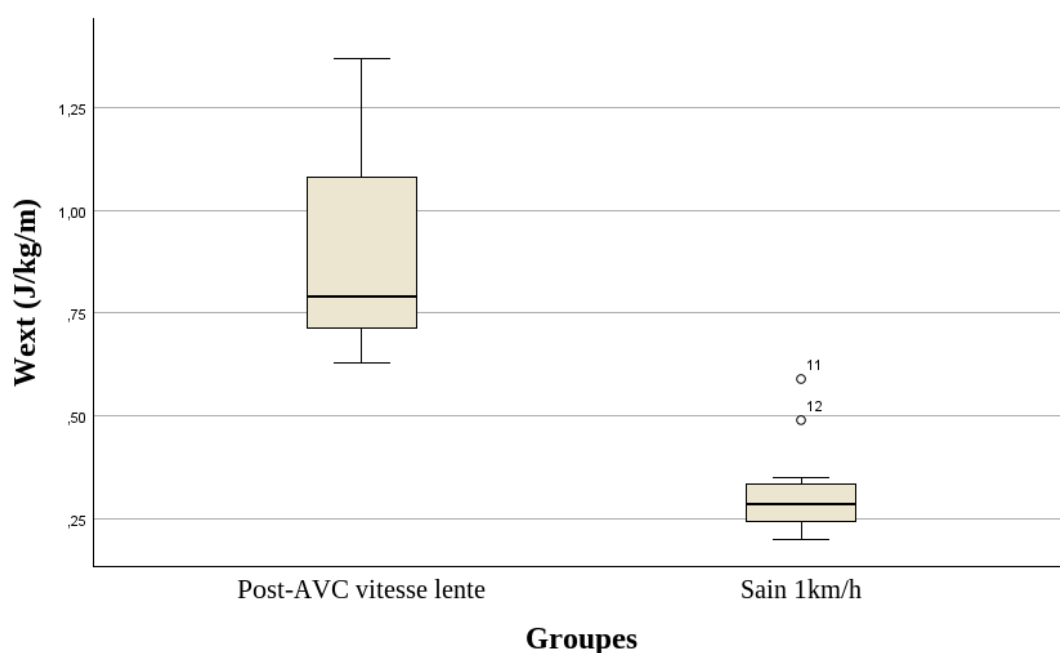


Figure 7 : Comparaison du travail externe (J/kg/m) entre le groupe post-AVC vitesse lente et les sujets sains à 1 km/h.

Comme illustré à la *Figure 7*, l'analyse statistique non-paramétrique révèle que le travail externe (W_{ext} , exprimé en J/kg/m) diffère significativement entre les sujets du groupe post-AVC marchant à vitesse lente et les sujets sains marchant à 1 km/h ($p = 0.001$). On observe qu'au sein du groupe sain, les sujets 11 et 12 présentent un travail externe marginal, se situant au-delà de la distribution standard de leur groupe de référence.

Récupération mécanique (%)

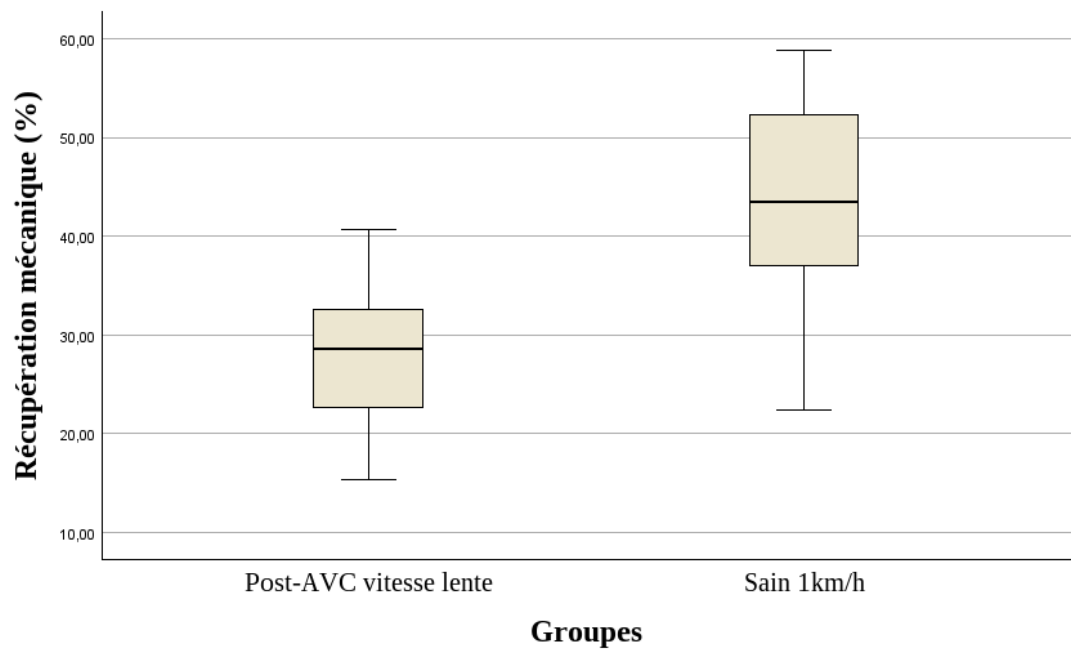


Figure 8 : Comparaison de la récupération mécanique (%) entre le groupe post-AVC vitesse lente et les sujets sains à 1 km/h.

Comme illustré à la *Figure 8*, l'analyse statistique paramétrique révèle que le pourcentage de récupération mécanique (exprimé en %) diffère significativement entre les sujets du groupe post-AVC marchant à vitesse lente et les sujets sains marchant à 1 km/h ($p < 0.001$).

Coût énergétique (J/kg/m)

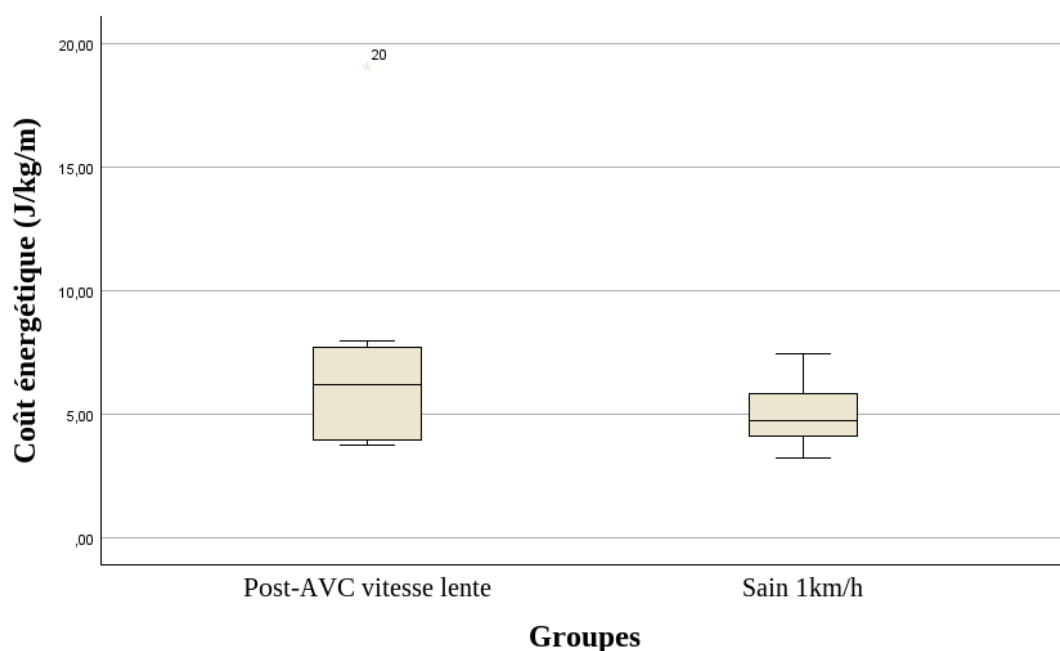


Figure 9 : Comparaison du coût énergétique (J/kg/m) entre le groupe post-AVC vitesse lente et les sujets sains à 1 km/h.

Comme illustré à la *Figure 9*, l'analyse statistique non-paramétrique met en évidence que le coût énergétique ne diffère pas significativement entre les sujets du groupe marchant à vitesse lente et les sujets sains marchant à 1 km/h ($p = 0.431$). On observe, au sein du groupe post-AVC, une valeur extrême de 20 J/kg/m pour le sujet 20 qui est nettement supérieure au reste de la distribution observée.

Fréquence cardiaque (battements/minute)

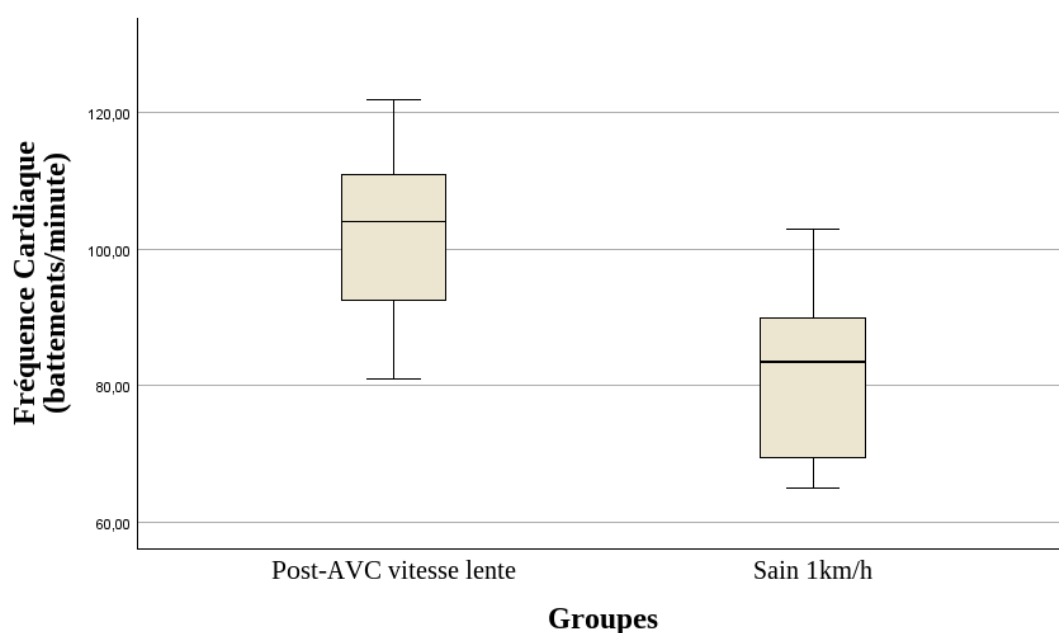


Figure 10 : Comparaison de la fréquence cardiaque (battements/minute) entre le groupe post-AVC vitesse lente et les sujets sains à 1 km/h.

Comme illustré à la *Figure 10*, l'analyse statistique paramétrique révèle que la fréquence cardiaque (exprimée en battements/minute) diffère significativement entre les sujets du groupe marchant à vitesse lente et les sujets sains marchant à 1 km/h ($p = 0.001$).

3.4. Comparaisons inter-groupes à vitesse modérée

Dans cette section, les variables du groupe post-AVC marchant à vitesse modérée sont comparées à celles des sujets sains marchant à 3 km/h. Les résultats sont repris dans le Tableau 5.

Tableau 5: Comparaison des variables mécaniques et physiologiques entre le groupe post-AVC marchant à vitesse modérée et le groupe de sujets sains marchant à 3 km/h.

Paramètres	Post-AVC à vitesse modérée (n= 11)	Sujets sains à 3 km/h (n= 16)	p-valeur
Travail externe (J/kg/m)	0.35 [0.31-0.53]	0.26 [0.22-0.35]	0.014*
Récupération mécanique (%)	55.59 (13.3)	67.63 (7.6)	0.016*
Coût énergétique (J/kg/m)	2.95 [2.63-3.87]	2.34 [2.18-3.19]	0.220
Fréquence cardiaque (bpm)	100 [89.5-113]	87 [74-100]	0.134

Note: L'astérisque (*) indique une différence statistiquement significative ($p < 0.05$).

Travail externe (J/kg/m)

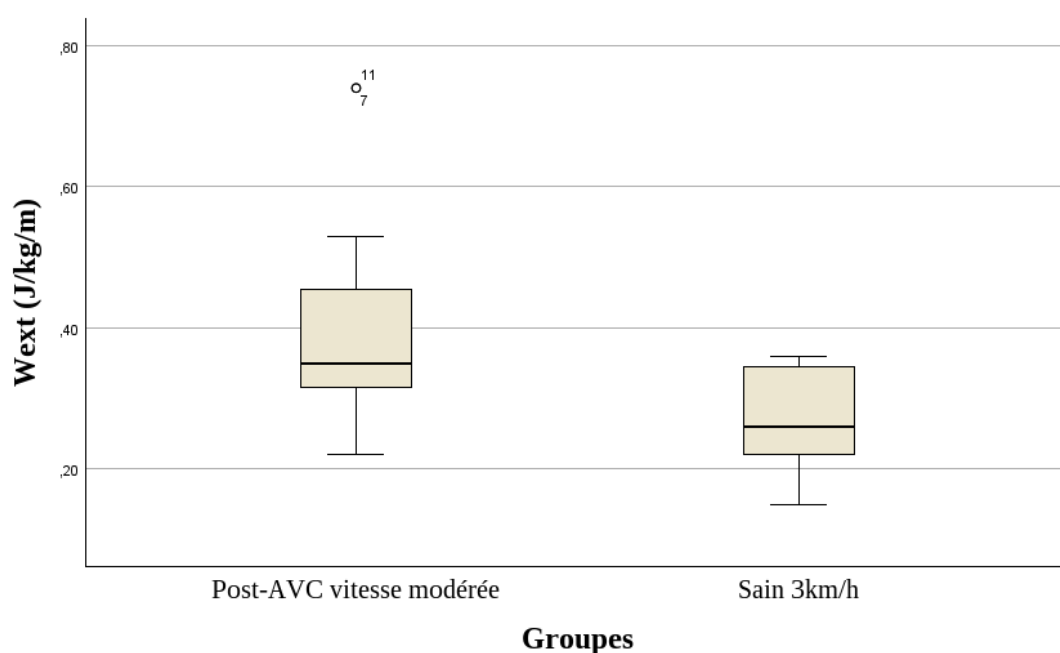


Figure 11 : Comparaison du travail (J/kg/m) entre le groupe post-AVC vitesse “modérée” et les sujets sains à 3 km/h.

Comme illustré à la *Figure 11*, l’analyse statistique non-paramétrique révèle que le travail externe (W_{ext} , exprimé en J/kg/m) diffère significativement entre les sujets du groupe post-AVC marchant à vitesse modérée et les sujets sains marchant à 3 km/h ($p = 0.014$). Enfin on observe que pour le groupe post-AVC, il y a deux valeurs atypiques (sujets 7 et 11), qui sont supérieures à la distribution du groupe.

Récupération d'énergie (%)

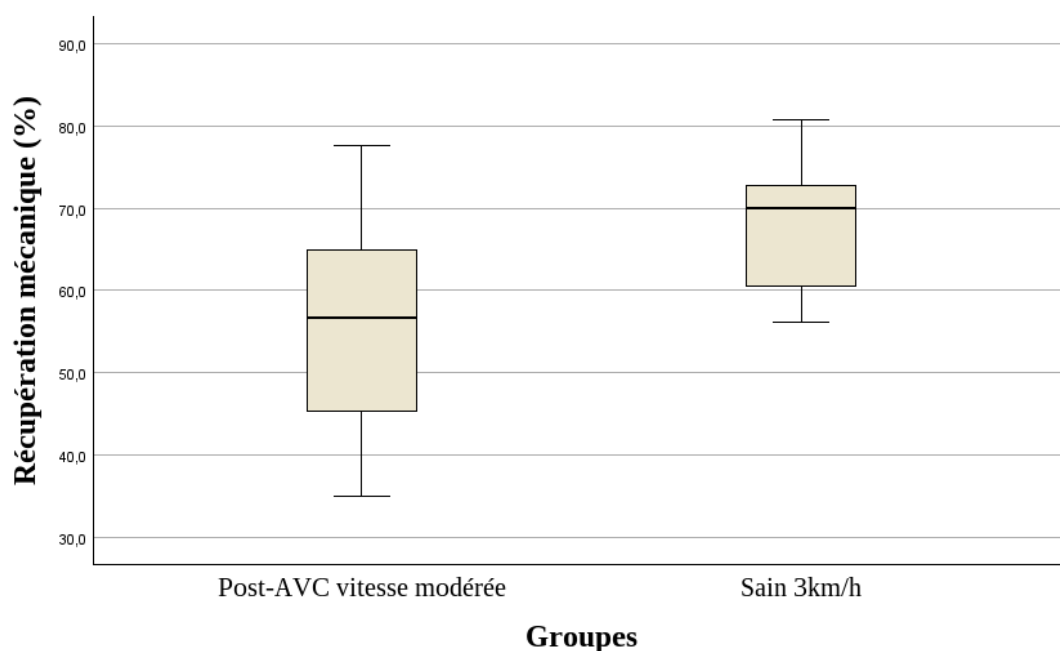


Figure 12 : Comparaison de la récupération mécanique (%) entre le groupe post-AVC vitesse modérée et les sujets sains à 3 km/h.

Comme illustré à la *Figure 12*, l'analyse statistique paramétrique révèle que la récupération mécanique (exprimée en %) diffère significativement entre les sujets du groupe post-AVC marchant à vitesse modérée et les sujets sains marchant à 3 km/h ($p = 0.016$). Ensuite on observe que pour le groupe post-AVC, la distribution est plus étendue, indiquant une efficacité de marche plus faible et plus hétérogène que chez les sujets sains.

Coût énergétique (J/kg/m)

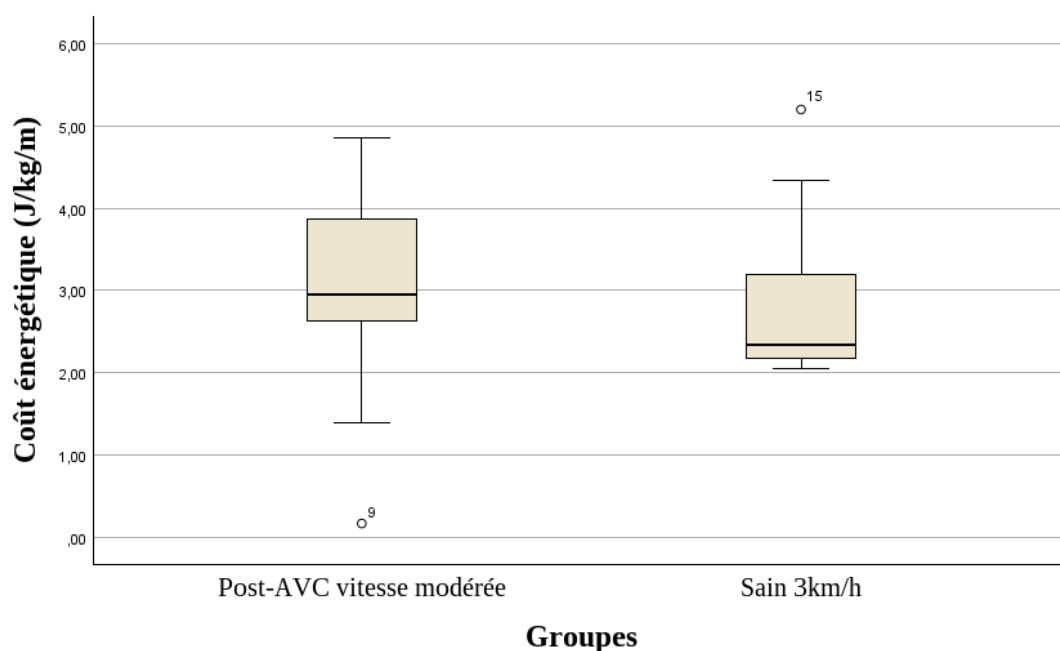


Figure 13 : Comparaison du coût énergétique (J/kg/m) entre le groupe post-AVC vitesse modérée et les sujets sains à 3 km/h.

Comme illustré à la *Figure 13*, l'analyse statistique non-paramétrique révèle que le coût énergétique (J/kg/m) ne diffère pas significativement entre les sujets du groupe post-AVC marchant à vitesse modérée et les sujets sains marchant à 3 km/h ($p = 0.220$). Par ailleurs, on note la présence de données atypiques: le sujet 9 pour le groupe marchant à vitesse modérée pour qui la valeur est inférieure à la distribution. Et le sujet 15 pour le groupe sain, dont la valeur est supérieure à la distribution du groupe.

Fréquence cardiaque (battements/minute)

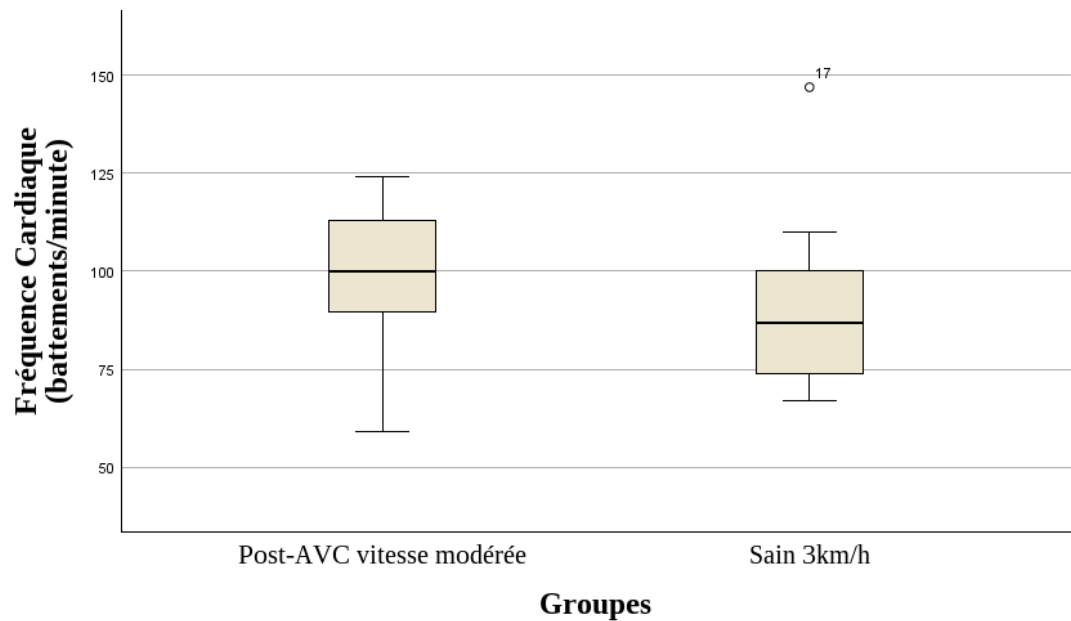


Figure 14 : Comparaison de la fréquence cardiaque (battements/minute) entre le groupe post-AVC vitesse modérée et les sujets sains à 3 km/h.

Comme illustré à la *Figure 14*, l'analyse statistique paramétrique démontre que la fréquence cardiaque (exprimée en battements/minute) ne diffère pas significativement entre les sujets du groupe post-AVC marchant à vitesse modérée et les sujets sains marchant à 3 km/h ($p = 0.134$). Enfin on observe une valeur atypique pour le groupe sain avec le sujet 17, pour qui la valeur est nettement supérieure au reste du groupe.

4. Discussion

L'objectif de ce travail est d'analyser l'efficacité énergétique de la marche chez les personnes post-AVC. Les différentes comparaisons sont réalisées : au sein des sujets post-AVC catégorisés selon leurs atteintes fonctionnelles sur la base de leur vitesse maximale de marche, et entre les sujets post-AVC et les sujets sains sur base de vitesses comparables. En vue de mieux cerner l'efficacité énergétique dans cette population, les résultats sont analysés par type de paramètres et en les confrontant à la littérature existante sur la biomécanique du patient AVC.

Les variables étudiées reprennent les aspects mécaniques (travail externe et la récupération mécanique), et physiologiques (coût énergétique et fréquence cardiaque).

4.1. Évaluations cliniques et capacité de marche

L'analyse des scores cliniques montre que le groupe marchant à vitesse lente présente des atteintes sensori-motrices et des déficits d'équilibre significativement plus sévères (scores Fugl-Meyer et Mini-BESTest inférieurs) que le groupe marchant à vitesse modérée. Ces résultats sont conformes à la littérature : d'une part, l'impact de la sévérité de l'atteinte motrice (Fugl-Meyer) sur la vitesse de marche a déjà été démontré (41); d'autre part, il est bien établi que les capacités d'équilibre sont significativement corrélées à la vitesse de marche post-AVC (42). Cette corrélation est ici confirmée par les déficits posturaux objectivés par des outils dynamiques comme le Mini-BESTest (29).

Ainsi, la faible vitesse adoptée par le groupe de vitesse lente n'est pas un choix stratégique, mais bien une contrainte mécanique et métabolique. Il a été démontré que les atteintes segmentaires post-AVC, caractérisées notamment par une augmentation du tonus et des co-contractions musculaires, majorent considérablement le travail mécanique total, rendant la marche à plus vive allure particulièrement coûteuse sur le plan énergétique (25).

4.2. Paramètres mécaniques

En fonction de la sévérité de l'atteinte et de la vitesse de marche, l'analyse conjointe du travail externe (W_{ext}) et de la récupération mécanique (%) permet de mettre en lumière des stratégies locomotrices contrastées chez les sujets post-AVC.

La comparaison entre les deux groupes post-AVC révèle que les sujets marchant à vitesse lente présentent un travail externe plus de deux fois supérieur à celui du groupe post-AVC marchant à vitesse modérée, ainsi qu'une récupération mécanique nettement inférieure. Cela témoigne d'une rupture du mécanisme d'échange entre les énergies potentielles et cinétiques (mécanisme de pendule inversé) (10). Chez les patients plus lents, l'asymétrie du pas et le manque de propulsion du côté parétique augmentent les oscillations verticales et latérales du centre de masse, générant un travail externe excessif (10). Cette inefficacité est exacerbée par une récupération mécanique limitée (environ 30% selon nos mesures), bien loin des 60% observés chez les sujets post-AVC marchant à vitesse modérée. Ce déficit contraint l'organisme du sujet post-AVC à compenser par une activité musculaire plus élevée (43).

Lorsqu'on compare les sujets post-AVC marchant à vitesse lente aux sujets sains marchant à 1 km/h, on observe que même à vitesse similaire, la pathologie altère grandement l'efficacité. Le travail externe des sujets post-AVC à vitesse lente est presque trois fois supérieur à celui des sains, tandis que leur récupération mécanique reste significativement plus basse. Ces résultats suggèrent que l'augmentation du travail mécanique observée chez les sujets post-AVC marchant à vitesse lente ne s'explique pas uniquement par la réduction de la vitesse. En effet, si la lenteur diminue l'efficacité pendulaire même chez le sujet sain (22), ces observations s'expliquent ici davantage par des déficits neuro-moteurs spécifiques. La spasticité et les co-contractions musculaires typiques des sujets post-AVC pourraient empêcher la fluidité de la trajectoire du centre de masse qui est nécessaire aux transferts d'énergie passive, l'obligeant à "soulever" son centre de masse de manière saccadée plutôt que de le laisser osciller (43).

Les résultats observés chez les sujets post-AVC à vitesse modérée par rapport aux sujets sains marchant à 3 km/h révèlent une organisation plus nuancée que les

précédentes. L'écart avec les sujets sains est ici moins marqué : le travail externe des patients post-AVC à vitesse modérée (0.35 J/kg/m) n'est que légèrement supérieur aux 0.26 J/kg/m des sujets sains. De même, leur pourcentage de récupération mécanique (environ 55-60%) tend à se rapprocher des valeurs physiologiques des sujets sains (44).

Cette amélioration suggère qu'une vitesse de marche plus élevée permet de mieux mobiliser les propriétés du mécanisme pendulaire. Néanmoins, la persistance d'un travail externe plus élevé indique que malgré une meilleure récupération mécanique, ces sujets produisent encore un effort mécanique plus intense pour stabiliser leur marche ou pallier les déficits de coordination segmentaire (45).

Pour finir, l'impact de l'AVC sur la marche se trouve dans l'interaction entre le travail externe et la récupération mécanique. Chez les patients les plus atteints (groupe marchant à vitesse lente), l'incapacité à exploiter de façon optimale les transferts d'énergie engendre une marche avec une succession d'efforts plus coûteux. A l'inverse, les patients capables de maintenir une vitesse plus élevée (groupe marchant à vitesse modérée) semblent retrouver un schéma de marche plus efficace. Ces données suggèrent que la rééducation visant l'augmentation de la vitesse de marche pourrait favoriser une meilleure récupération d'énergie et ainsi diminuer le caractère éprouvant de la marche au quotidien (13).

4.3. Paramètres physiologiques

4.3.1 Coût énergétique

Les résultats révèlent que le coût énergétique de la marche est systématiquement plus élevé chez les sujets post-AVC par rapport aux sujets sains, et ce, quelle que soit la vitesse considérée. L'analyse met en évidence une influence majeure de la sévérité de l'atteinte sur le coût énergétique de la locomotion.

La comparaison intra-AVC montre que les sujets marchant à vitesse lente présentent un coût énergétique nettement supérieur aux sujets marchant à vitesse modérée.

Cette différence reflète l'existence d'une relation inverse entre la vitesse de marche spontanée et la dépense énergétique chez le patient hémiparétique (47,48).

Plus largement, ces observations s'inscrivent dans le profil en U largement décrit dans la littérature, où le coût énergétique suit une courbe en fonction de la vitesse (48).

A très basse vitesse, le corps ne bénéficie pas pleinement du système pendulaire, ce qui l'oblige à une production musculaire active plus importante pour maintenir la marche (49). Chez les post-AVC marchant à vitesse lente, ce surcoût est exacerbé par des co-contractions musculaires qui sont inefficaces lors de la marche, et une spasticité qui vient agir comme une résistance interne au mouvement (10).

La comparaison avec les sujets sains marchant à 1 km/h démontre qu'à vitesse similaire, le système locomoteur chez les sujets post-AVC est moins efficace que celui des sujets sains.

Bien que la marche lente soit énergétiquement coûteuse pour un sujet sain en raison d'une mauvaise exploitation de l'énergie cinétique (22), les sujets AVC à vitesse lente affichent des valeurs encore plus élevées. Plusieurs facteurs spécifiques à la pathologie expliquent ce manque d'efficacité : l'asymétrie du pas avec un travail interne accru pour compenser le membre parétique (43), le contrôle postural qui repose sur une activité musculaire stabilisatrice particulièrement énergivore à basse vitesse (50) et une dégradation de la coordination motrice. Cette dégradation de la coordination motrice s'apparente aux profils observés lors d'une immaturité ou d'une fragilité du schéma moteur (51).

Chez les sujets post-AVC marchant à vitesse modérée, le coût énergétique tend à se stabiliser et à se rapprocher de celui des sujets sains, bien qu'il reste statistiquement supérieur. Ce résultat concorde avec la littérature montrant que l'économie d'énergie devient optimale à une vitesse intermédiaire, souvent proche de 3 à 4 km/h (48). Une vitesse de marche plus élevée favorise ainsi une meilleure économie d'énergie passive.

Néanmoins, le léger surcoût persistant par rapport aux sujets sains marchant à 3 km/h traduit un schéma de marche fonctionnel mais non optimal, où les compensations cinématiques (tel que le fauchage ou l'élévation excessive du centre de masse) continuent d'alourdir le coût énergétique (24).

Enfin, la corrélation entre ces résultats et les paramètres mécaniques est avérée : lorsque le pourcentage de récupération mécanique est plus faible (groupe post-AVC marchant à vitesse lente), le coût énergétique est le plus élevé. Cette inefficacité mécanique engendre davantage d'effort musculaire, augmentant la dépense métabolique (52). Ces observations confirment que la rééducation doit viser non seulement la vitesse, mais aussi la qualité de la coordination segmentaire pour réduire l'efficacité énergétique de la marche au quotidien (25).

4.3.2. Fréquence cardiaque

L'augmentation de la fréquence cardiaque reflète l'effort cardiovasculaire accru requis pour compenser les inefficacités mécaniques observées lors de la marche. L'absence de différence significative de fréquence cardiaque entre les groupes post-AVC à vitesse lente et post-AVC à vitesse modérée est un résultat surprenant de cette étude. En effet, les deux groupes évoluent dans une même zone de sollicitation, allant aux alentours de 100-105 bpm. Ce phénomène suggère que, chez le sujet post-AVC, la marche tend à s'organiser de manière à maintenir une intensité d'effort relativement constante, indépendamment du rendement mécanique (10).

La comparaison à 1 km/h révèle que les sujets post-AVC marchant à vitesse lente présentent une fréquence cardiaque significativement plus élevée que les sujets sains marchant à la même vitesse (environ 105 bpm contre 80 bpm). Ce résultat démontre le coût conséquent de la marche pathologique. Alors que la marche à 1 km/h représente un effort minime pour un sujet sain, elle impose une charge cardiovasculaire importante au patient hémiparétique. Cette augmentation de la fréquence cardiaque met en évidence une adaptation cardiaque nécessaire pour pallier l'augmentation du coût métabolique, l'absence de transfert d'énergie passive et le besoin accru de stabilisation du tronc (54,26).

Chez les sujets post-AVC marchant à vitesse modérée comparés aux sujets sains marchant à 3 km/h, on observe une tendance à la normalisation, bien que la fréquence cardiaque des post-AVC reste légèrement supérieure et présente une plus grande variabilité que celle des sujets sains. Cette fréquence cardiaque plus élevée reflète le coût observé à cette vitesse. Bien que la mécanique pendulaire s'améliore à 3 km/h, le sujet post-AVC doit maintenir un niveau d'activation musculaire supérieur à celui du sujet sain pour compenser les déficits de propulsion et de coordination (54). La variabilité plus importante chez les sujets post-AVC pourrait s'expliquer par des niveaux de déconditionnement hétérogènes dus à la sédentarité au sein de la population clinique (55).

En conclusion, la fréquence cardiaque est un indicateur de l'intensité de l'effort à la marche. Les résultats montrent que marcher lentement pour une personne post-AVC n'est pas synonyme de repos, mais s'accompagne d'une lutte physiologique contre l'inefficacité mécanique. Cette sollicitation cardiaque élevée, même à faible vitesse, explique la fatigue précoce souvent rapportée par ces patients et justifie l'intérêt d'un réentraînement aérobie.

4.4. Discussion intégrée

Afin de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents à l'altération de la locomotion après un AVC, il est pertinent de croiser nos observations avec les modèles biomécaniques et énergétiques de référence. Le modèle du pendule inversé, constitue le socle de l'efficacité de la marche humaine : il repose sur un échange fluide entre l'énergie potentielle et l'énergie cinétique du centre de masse (56). Nos résultats montrent que chez un patient post-AVC à vitesse lente, ce mécanisme est rompu. L'asymétrie du pas et le défaut de propulsion du membre parétique empêchent cet échange passif forçant le patient à élever son corps de manière saccadée. Ce travail mécanique externe excessif est la conséquence directe des déficits de coordination neuromusculaire (57).

Chez les patients présentant les atteintes les plus sévères (groupe à vitesse lente), la faible vitesse de marche s'accompagne d'une récupération mécanique plus que limitée (environ 30%). Cette inefficacité oblige le système à compenser par un travail musculaire actif extrêmement coûteux.

La spasticité et les co-contractions musculaires agissent dès lors comme des freins internes, augmentant la résistance au mouvement (10). Pour ces patients, marcher n'est plus "automatique", mais cette activité se traduit par une lutte physique contre leur propre raideur segmentaire, ce qui valide notre hypothèse sur l'impact de la sévérité de l'atteinte.

A l'inverse, nos résultats chez les sujets post-AVC marchant à vitesse modérée (marchant à plus de 3 km/h) suggèrent une réorganisation du schéma moteur plus efficiente. En se rapprochant d'une vitesse physiologique, ces patients parviennent à mieux mobiliser les propriétés du mécanisme pendulaire, avec une récupération motrice atteignant 55 à 60%. Bien que le coût énergétique reste supérieur à celui d'un sujet sain, cette tendance à la normalisation soutient l'idée qu'une vitesse de marche plus élevée pourrait favoriser une meilleure économie d'énergie en facilitant les transferts de charge (37).

Sur le plan physiologique, le coût énergétique élevé et la fréquence cardiaque élevée, observées dans nos deux groupes pathologiques, révèlent une réalité clinique : pour une personne post-AVC, marcher lentement ne signifie pas marcher sans effort. Certaines études ont montré que les patients hémiplegiques s'ajustent souvent pour marcher à une intensité d'effort cardiaque tolérable, quel que soit le rendement mécanique (54). Le groupe marchant à vitesse lente fournit donc un effort cardiaque équivalent au groupe marchant à vitesse modérée pour parcourir une distance bien moindre, illustrant une "tachycardie relative" nécessaire pour stabiliser le tronc et pallier l'absence de transferts d'énergie (24,53).

Ces résultats permettent de répondre aux deux questions de recherche de notre travail. D'une part, les atteintes post-AVC induisent systématiquement une augmentation du coût métabolique et une altération du travail externe par rapport aux sujets sains. D'autre part, cet impact est bien corrélé à la sévérité clinique : là où le sujet moins atteint (marchant à vitesse modérée) utilise des mécanismes compensateurs pour stabiliser sa marche, le sujet post-AVC marchant à vitesse lente subit une dégradation biomécanique qui rend chaque pas énergétiquement coûteux et instable. Ce mémoire souligne que la rééducation ne doit pas seulement viser "l'acte de marcher", mais la qualité de la coordination segmentaire.

Améliorer la fluidité du pas permettrait de limiter l'inefficacité énergétique au quotidien et permettrait de lutter contre la fatigue chronique, véritable frein à la réinsertion sociale pour ces personnes (25).

En pratique, ces données suggèrent la pertinence de viser, lorsque les capacités du patient le permettent, une augmentation de la vitesse de marche en rééducation. Plutôt que de privilégier exclusivement une marche lente et sécuritaire, un objectif parallèle peut consister à tenter de franchir un certain seuil de vitesse. Le franchissement de ce seuil permettrait de restaurer le mécanisme pendulaire pour ainsi favoriser un mouvement plus fluide et autonome. Cette approche doit être adaptée aux capacités réelles et aux limites individuelles de chaque patient.

4.5. Limites et perspectives

Ce travail présente néanmoins certaines limites qu'il convient de souligner. La taille restreinte de notre échantillon, couplée à la forte hétérogénéité des profils cliniques liée à la pathologie post-AVC, invite à la prudence quant à la généralisation de ces résultats. De plus, bien que l'utilisation du tapis roulant instrumenté ait été indispensable pour standardiser les vitesses et recueillir des données cinétiques précises, elle impose des contraintes proprioceptives et un environnement de marche qui diffèrent de la locomotion sur sol plat.

À l'avenir, il serait pertinent de mener des études longitudinales à plus large échelle. Il conviendrait notamment d'évaluer si un programme de rééducation précoce, spécifiquement axé sur l'augmentation de la vitesse (quitte à tolérer certaines asymétries mécaniques), offre de meilleurs résultats sur l'efficacité énergétique à long terme et sur la réinsertion sociale des patients, par rapport à une approche rééducative conventionnelle.

Conclusion

La marche humaine post-AVC est une activité complexe, dont l'efficacité est dictée par l'interaction entre les atteintes sensori-motrices et la vitesse de déplacement. Dans ce contexte, cette étude analyse l'impact de la pathologie sur l'efficacité énergétique de la locomotion en comparant deux groupes de sujets post-AVC selon leur vitesse de marche, confrontés à des sujets sains de référence. Un ensemble de paramètres mécaniques et physiologiques a été analysé pour évaluer l'impact de la pathologie sur l'efficacité énergétique.

Les résultats montrent que la pathologie altère les paramètres mécaniques, avec des profils d'efficacité qui diffèrent selon la sévérité de l'atteinte. Le groupe post-AVC marchant à vitesse lente présente une rupture majeure du mécanisme pendulaire, caractérisée par un travail externe excessif et une récupération mécanique très faible par rapport aux sujets sains marchant à la même vitesse. À l'inverse, les patients du groupe post-AVC marchant à vitesse modérée parviennent à mieux exploiter la restitution d'énergie, révélant une récupération mécanique qui tend à se rapprocher des valeurs physiologiques des sujets sains. Cette différence majeure souligne que pour le sujet post-AVC plus atteint, la lenteur n'est pas une stratégie compensatoire, mais une limite due aux résistances internes, telles que la spasticité. Cela suggère que si l'augmentation de la vitesse reste un objectif thérapeutique majeur, elle doit s'accompagner d'une prise en charge spécifique pour restaurer la fluidité du mouvement.

Sur le plan physiologique, le coût de la marche est systématiquement plus élevé chez les sujets post-AVC que chez les sains, quelle que soit la vitesse. Toutefois, cette inefficience est exacerbée à basse vitesse, où le manque de transfert d'énergie passive force les sujets post-AVC à une production musculaire active épuisante. L'analyse de la fréquence cardiaque permet de mieux quantifier l'impact de cette contrainte physiologique : alors que la marche à 1 km/h représente un effort minime pour un sujet sain, elle impose au sujet post-AVC une sollicitation cardiaque notable et constante. Ce phénomène suggère que le patient s'ajuste pour maintenir une intensité d'effort qu'il juge tolérable, transformant sa locomotion en une lutte physiologique contre sa propre biomécanique.

Ces résultats permettent de confirmer nos hypothèses de départ : après un AVC, la vitesse de marche et la sévérité de l'atteinte jouent un rôle majeur sur l'efficacité énergétique de la marche. Cela prouve qu'en rééducation, il ne suffit pas de "marcher"; il faut viser lorsque possible des vitesses clés pour passer d'une marche "fragile" à un déplacement plus autonome et économique.

Enfin, d'un point de vue clinique, ce travail met en évidence que la prise en charge kinésithérapeute gagne à intégrer, outre la reprise de la marche, une compréhension approfondie du coût métabolique pour le patient. L'optimisation de la mécanique pendulaire et l'augmentation de la vitesse fonctionnelle apparaissent comme des priorités pour transformer une déambulation coûteuse en une marche durable, facilitant ainsi une réinsertion sociale effective.

Références scientifiques

1. Accident vasculaire cérébral (AVC) [Internet]. [cité 28 avr 2026]. Disponible sur: <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/stroke>
2. Michiels D, Sun Y, Thijs V, Saka ÖR, Hemelsoet D, Eyssen M, et al. Les unités neurovasculaires: efficacité, indicateurs de qualité et organisation [Internet]. Centre Fédéral d'Expertise des Soins de Santé (KCE); 2012 [cité 17 févr 2026]. (KCE Reports). Disponible sur: https://kce.fgov.be/sites/default/files/2021-11/181B_unites_neurovasculaires.pdf doi:10.57598/R181B
3. Boehme AK, Esenwa C, Elkind MSV. Stroke Risk Factors, Genetics, and Prevention. *Circ Res.* 3 févr 2017;120(3):472-95. doi:10.1161/CIRCRESAHA.116.308398 PubMed PMID: 28154098; PubMed Central PMCID: PMC5321635.
4. Manuels MSD pour le grand public [Internet]. [cité 28 avr 2026]. Accident vasculaire cérébral ischémique - Troubles du cerveau, de la moelle épinière et des nerfs. Disponible sur: <https://www.msdmanuals.com/fr/accueil/troubles-du-cerveau-de-la-moelle-epiniere-et-des-nerfs/accident-vasculaire-cerebral/accident-vasculaire-cerebral-ischemique>
5. Huang YY, Chen SD, Leng XY, Kuo K, Wang ZT, Cui M, et al. Post-Stroke Cognitive Impairment: Epidemiology, Risk Factors, and Management. *J Alzheimers Dis JAD.* 2022;86(3):983-99. doi:10.3233/JAD-215644 PubMed PMID: 35147548.
6. Hoh JE, Semrau JA. The Role of Sensory Impairments on Recovery and Rehabilitation After Stroke. *Curr Neurol Neurosci Rep.* 2025;25(1):22. doi:10.1007/s11910-025-01407-9 PubMed PMID: 40047982; PubMed Central PMCID: PMC11885399.
7. Geyh S, Cieza A, Schouten J, Dickson H, Frommelt P, Omar Z, et al. ICF Core Sets for stroke. *J Rehabil Med.* juill 2004;(44 Suppl):135-41. doi:10.1080/16501960410016776 PubMed PMID: 15370761.
8. Roelker SA, Bowden MG, Kautz SA, Neptune RR. Paretic propulsion as a measure of walking performance and functional motor recovery post-stroke: A review. *Gait Posture.* févr 2019;68:6-14. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.10.027 PubMed PMID: 30408710; PubMed Central PMCID: PMC6657344.
9. Li S. Patterns and assessment of spastic hemiplegic gait. *Muscle Nerve.* mai 2024;69(5):516-22. doi:10.1002/mus.28052 PubMed PMID: 38372396.
10. Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantaine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture.* oct 2003;18(2):47-55. doi:10.1016/s0966-6362(02)00193-5 PubMed PMID: 14654207.

11. Sheffler LR, Bailey SN, Gunzler D, Chae J. Effect of Body Mass Index on Hemiparetic Gait. *PM R*. oct 2014;6(10):908-13. doi:10.1016/j.pmrj.2014.03.012 PubMed PMID: 24713181; PubMed Central PMCID: PMC4185303.
12. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture*. févr 2010;31(2):241-6. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.10.014 PubMed PMID: 19932621.
13. Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, Closson V, Verrier MC, Staines WR, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*. févr 2008;89(2):304-10. doi:10.1016/j.apmr.2007.08.142 PubMed PMID: 18226655.
14. 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*. juin 2015;29(5):416-23. doi:10.1177/1545968314552528 PubMed PMID: 25288581; PubMed Central PMCID: PMC4385745.
15. Ghrouz A, Guillen-Sola A, Morgado-Perez A, Muñoz-Redondo E, Ramírez-Fuentes C, Curbelo Peña Y, et al. The effect of a motor relearning on balance and postural control in patients after stroke: An open-label randomized controlled trial. *Eur Stroke J*. juin 2024;9(2):303-11. doi:10.1177/23969873231220218 PubMed PMID: 38158722; PubMed Central PMCID: PMC11318422.
16. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *J Sports Sci Med*. 1 juin 2010;9(2):353. PubMed PMID: null; PubMed Central PMCID: PMC3761742.
17. Viel E. *La Marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Masson. Paris; 2000.
18. Gage JR. An overview of normal walking. *Instr Course Lect*. 1990;39:291-303. PubMed PMID: 2186116.
19. Olivier AH. Analyse dans le plan courbure-vitesse d'un changement de direction lors de la marche. 1 janv 2008.
20. Saunders JB dec M, Inman VT, Eberhart HD. THE MAJOR DETERMINANTS IN NORMAL AND PATHOLOGICAL GAIT. *JBJS*. juill 1953;35(3):543.
21. polygone de sustentation [Internet]. [cité 28 avr 2026]. Disponible sur: <https://vitrinelinguistique.oqlf.gouv.qc.ca/fiche-gdt/fiche/8436445/polygone-de-sustentation>
22. Cavagna GA, Heglund NC, Taylor CR. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol*. nov 1977;233(5):R243-261. doi:10.1152/ajpregu.1977.233.5.R243 PubMed PMID: 411381.

23. Ralston HJ. Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Int Z Für Angew Physiol Einschließlich Arbeitsphysiologie*. 1 oct 1958;17(4):277-83. doi:10.1007/BF00698754
24. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture*. juill 1999;9(3):207-31. doi:10.1016/s0966-6362(99)00009-0 PubMed PMID: 10575082.
25. Kramer S, Johnson L, Bernhardt J, Cumming T. Energy Expenditure and Cost During Walking After Stroke: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil*. avr 2016;97(4):619-632.e1. doi:10.1016/j.apmr.2015.11.007 PubMed PMID: 26686877.
26. Willems P, Detrembleur C, Schepens B, Dewolf A. Mécanique et énergétique de la marche normale [Internet]. 2024 [cité 28 avr 2026]. Disponible sur: <https://hdl.handle.net/2078.5/216646> doi:10.1016/S1283-0887(24)47573-7
27. Fábrica G, Jerez-Mayorga D, Silva-Pereyra V. Pendular energy transduction in the different phases of gait cycle in post-stroke subjects. *Hum Mov Sci*. août 2019;66:521-8. doi:10.1016/j.humov.2019.06.006 PubMed PMID: 31220691.
28. Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med*. 1975;7(1):13-31. PubMed PMID: 1135616.
29. Tsang CSL, Liao LR, Chung RCK, Pang MYC. Psychometric properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in community-dwelling individuals with chronic stroke. *Phys Ther*. août 2013;93(8):1102-15. doi:10.2522/ptj.20120454 PubMed PMID: 23559522.
30. Demeyere N, Riddoch MJ, Slavkova ED, Bickerton WL, Humphreys GW. The Oxford Cognitive Screen (OCS): validation of a stroke-specific short cognitive screening tool. *Psychol Assess*. sept 2015;27(3):883-94. doi:10.1037/pas0000082 PubMed PMID: 25730165.
31. Mehrholz J, Wagner K, Rutte K, Meissner D, Pohl M. Predictive validity and responsiveness of the functional ambulation category in hemiparetic patients after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. oct 2007;88(10):1314-9. doi:10.1016/j.apmr.2007.06.764 PubMed PMID: 17908575.
32. Cheng DKY, Dagenais M, Alsbury-Nealy K, Legasto JM, Scodras S, Aravind G, et al. Distance-limited walk tests post-stroke: A systematic review of measurement properties. *NeuroRehabilitation*. 2021;48(4):413-39. doi:10.3233/NRE-210026 PubMed PMID: 33967070; PubMed Central PMCID: PMC8293643.
33. Balemans ACJ, Houdijk H, Koelewijn GR, Piek M, Tubbing F, Visser-Meily A, et al. A Comparison of the Physiology of Sedentary Behavior and Light Physical Activity in Adults With and Without a Physical Disability. *J Phys Act Health*. 1 oct 2019;16(10):894-901. doi:10.1123/jpah.2019-0059 PubMed PMID: 31382243.

34. Valet M, Stoquart G, de Broglie C, Francaux M, Lejeune T. Simplified indices of exercise tolerance in patients with multiple sclerosis and healthy subjects: A case-control study. *Scand J Med Sci Sports*. 2020;30(10):1908-17. doi:10.1111/sms.13756
35. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Exercise Physiology: Nutrition, Energy, and Human Performance*. 8th éd. Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
36. ATS/ACCP Statement on Cardiopulmonary Exercise Testing. *Am J Respir Crit Care Med*. 15 janv 2003;167(2):211-77. doi:10.1164/rccm.167.2.211
37. Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol*. nov 1976;262(3):639-57. doi:10.1113/jphysiol.1976.sp011613 PubMed PMID: 1011078; PubMed Central PMCID: PMC1307665.
38. Santos F, Renuy A, Ozguler A, Ribet C, Goldberg M, Zins M, et al. Norms for Usual and Fast Walking Speed in Adults 45-69 Years Old From the French General Population: Constances Study. *J Am Med Dir Assoc*. févr 2024;25(2):266-74. doi:10.1016/j.jamda.2023.10.001 PubMed PMID: 37944906.
39. Studenski S, Perera S, Patel K, Rosano C, Faulkner K, Inzitari M, et al. Gait speed and survival in older adults. *JAMA*. 5 janv 2011;305(1):50-8. doi:10.1001/jama.2010.1923 PubMed PMID: 21205966; PubMed Central PMCID: PMC3080184.
40. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *J Nutr Health Aging*. 1 déc 2009;13(10):881-9. doi:10.1007/s12603-009-0246-z
41. Bowden MG, Balasubramanian CK, Behrman AL, Kautz SA. Validation of a speed-based classification system using quantitative measures of walking performance poststroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2008;22(6):672-5. doi:10.1177/1545968308318837 PubMed PMID: 18971382; PubMed Central PMCID: PMC2587153.
42. 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*. 1999;78(2):123-30. doi:10.1097/00002060-199903000-00007 PubMed PMID: 10088586.
43. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture*. 1 avr 1996;4(2):136-48. doi:10.1016/0966-6362(96)01063-6
44. Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC. External, Internal and Total Work in Human Locomotion. *J Exp Biol*. 1 févr 1995;198(2):379-93. doi:10.1242/jeb.198.2.379

45. Kaczmarczyk K, Wit A, Krawczyk M, Zaborski J. Gait classification in post-stroke patients using artificial neural networks. *Gait Posture*. 1 août 2009;30(2):207-10. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.04.010
46. Saunders DH, Greig CA, Young A, Mead GE. Physical fitness training for stroke patients - Saunders, DH - 2004 | Cochrane Library [Internet]. [cité 2 mai 2026]. Disponible sur: <https://www.cochranelibrary.com/cdsr/doi/10.1002/14651858.CD003316.pub2/abstract>
47. Lefeber N, De Buyzer S, Dassen N, De Keersmaecker E, Kerckhofs E, Swinnen E. Energy consumption and cost during walking with different modalities of assistance after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Disabil Rehabil*. 4 juin 2020;42(12):1650-66. doi:10.1080/09638288.2018.1531943 PubMed PMID: 30668170.
48. Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiol Clin Neurophysiol*. 1 avr 2008;38(2):105-16. doi:10.1016/j.neucli.2008.02.002
49. Franceschini M, Rampello A, Agosti M, Massucci M, Bovolenta F, Sale P. Walking Performance: Correlation between Energy Cost of Walking and Walking Participation. New Statistical Approach Concerning Outcome Measurement. *PLOS ONE*. 28 févr 2013;8(2):e56669. doi:10.1371/journal.pone.0056669
50. Krasovsky T, Lamontagne A, Feldman AG, Levin MF. Effects of walking speed on gait stability and interlimb coordination in younger and older adults. *Gait Posture*. 1 janv 2014;39(1):378-85. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.08.011
51. van den Hecke A, Malghem C, Renders A, Detrembleur C, Palumbo S, Lejeune TM. Mechanical Work, Energetic Cost, and Gait Efficiency in Children With Cerebral Palsy. *J Pediatr Orthop*. sept 2007;27(6):643. doi:10.1097/BPO.0b013e318093f4c3
52. Bastien GJ, Willems PA, Schepens B, Heglund NC. Effect of load and speed on the energetic cost of human walking. *Eur J Appl Physiol*. 1 mai 2005;94(1):76-83. doi:10.1007/s00421-004-1286-z
53. Danielsson A, Willén C, Sunnerhagen KS. Measurement of Energy Cost by the Physiological Cost Index in Walking After Stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1 oct 2007;88(10):1298-303. doi:10.1016/j.apmr.2007.06.760
54. Macko RF, Ivey FM, Forrester LW, Hanley D, Sorkin JD, Katzel LI, et al. Treadmill exercise rehabilitation improves ambulatory function and cardiovascular fitness in patients with chronic stroke: a randomized, controlled trial. *Stroke*. oct 2005;36(10):2206-11. doi:10.1161/01.STR.0000181076.91805.89 PubMed PMID: 16151035.

55. 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*. août 2014;45(8):2532-53. doi:10.1161/STR.0000000000000022 PubMed PMID: 24846875.
56. Cavagna GA, Willems PA, Heglund NC. The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *J Physiol*. 1 nov 2000;528(Pt 3):657-68. doi:10.1111/j.1469-7793.2000.00657.x PubMed PMID: 11060138; PubMed Central PMCID: PMC2270143.
57. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, Kinematic, and Kinetic Variables Related to Gait Speed in Subjects With Hemiplegia: A Regression Approach. *Phys Ther*. 1 sept 1994;74(9):872-85. doi:10.1093/ptj/74.9.872

Introduction : L'accident vasculaire cérébral (AVC) entraîne des altérations mécaniques qui augmentent le travail externe et le coût énergétique de la marche. Cette étude compare l'efficacité de la marche entre des sujets sains et des sujets post-AVC, classés selon la sévérité de leur atteinte.

Méthodes : Trente-quatre participants (16 sains, 18 post-AVC) ont été évalués. Les sujets post-AVC ont été répartis en deux groupes selon leur vitesse maximale : lente (< 3 km/h) ou modérée (≥ 3 km/h). Les mesures ont porté sur le travail externe, la récupération mécanique, le coût énergétique et la fréquence cardiaque via un tapis de marche instrumenté, un ergospiromètre et une ceinture de fréquence cardiaque.

Résultats : L'étude montre que les sujets post-AVC sont moins efficaces que les sujets sains, avec des différences selon la vitesse de marche. Le groupe marchant à vitesse lente présente un coût énergétique et un travail externe significativement plus élevés, ainsi qu'une récupération mécanique moins efficace, tandis que le groupe à vitesse modérée présente des paramètres physiologiques et mécaniques qui convergent vers les valeurs des sujets sains dès qu'ils atteignent le seuil de 3 km/h.

Conclusion : L'efficacité de la marche post-AVC dépend de l'interaction entre la sévérité de l'atteinte motrice et la vitesse. En réadaptation, il paraît pertinent de viser, lorsque possible, le seuil de 3 km/h afin de favoriser une marche économique.