

Impact du port du gilet pare-balles de classe 4 sur la cinématique pelvienne et sur les composantes biomécaniques de la posture et de la marche

THEO MOURET
Kinésithérapeute
mouret47@gmail.com

PROMOTEUR : PASCAL FLAMENT
Section de kinésithérapie
Département des sciences de la motricité
Domaine de la santé
Campus de Montignies-sur-Sambre
Haute école Louvain-en-Hainaut
flamentp@helha.be

RÉSUMÉ. – *Contexte et objectif.* – Les multiples attentats dans de nombreux pays les ont obligés à passer au plus haut niveau d’alerte, entraînant une augmentation du nombre de professionnels des armées et de la police. Ces derniers ont dû s’équiper lourdement pour faire face aux menaces balistiques. Les contraintes articulaires et musculaires ont augmenté entraînant une augmentation des plaintes, des douleurs et du nombre de pathologies. L’objectif de cette étude préventive est d’analyser les modifications biomécaniques de la posture, ainsi que la marche à travers la cinétique et la cinématique du membre inférieur et du tronc lors de différentes vitesses de progression chez des sujets sains et non habitués au port d’un gilet pare-balles de classe 4.

Méthodes. – L’échantillon comprenait 20 sujets. L’enregistrement de la cinétique de marche à trois vitesses différentes et l’enregistrement postural ont été effectués à partir du centre de pression, à l’aide de plateformes de force. L’enregistrement de la cinématique du membre inférieur au cours de la marche a été effectué à l’aide d’un système optoélectronique de capture de mouvement VI-

CON[®]. Pour cela, équipés de 15 marqueurs, les sujets, ont marché sur un tapis roulant à trois vitesses différentes : lente, moyenne et rapide pendant 4 minutes.

Résultats. – L'analyse des données posturales a montré une diminution significative de l'équilibre statique chez les sujets portant un gilet. L'analyse de la cinématique de marche a montré lors du port du gilet une diminution du travail externe, une augmentation significative du Recovery et du travail potentiel sur l'ensemble des vitesses. À l'inverse, très peu de changements ont été montrés au niveau du travail cinétique. L'analyse de la cinématique pelvienne a montré lors du port d'un gilet une augmentation de l'angulation du pelvis au cours de la marche sur l'ensemble des vitesses. L'analyse des paramètres spatio-temporels a montré lors du port du gilet une augmentation significative du temps d'appui bipodal sur l'ensemble des vitesses, une diminution significative de la longueur d'une foulée sur une grande partie des vitesses. À l'inverse, elle n'a pas montré de différence pour la largeur du pas et pour la durée d'un cycle de marche.

Conclusion. – Le port d'un gilet pare-balles de classe 4 a un impact sur les composantes biomécaniques de la marche et de la posture, mais également un impact sur la cinématique pelvienne.

ABSTRACT. – *Context and objective.* – Multiple terrorist attacks in many countries have obliged them to raise alerts to the highest level, resulting in increased numbers of military and police personnel. The latter now have to be heavily equipped in order to deal with ballistic threats. Strain on joints and muscles has increased, leading to an increase in complaints, pain and other disorders. The objective of this preventative study is to analyse biomechanical changes in posture and gait, through the kinetics and kinematics of the lower limb and trunk at different rates of movement, in healthy subjects who are not accustomed to wearing a level IV bulletproof vest.

Methods. – The sample consisted of 20 subjects. Gait kinetics were recorded at three different speeds, and postural measurements were taken from the centre of pressure using force platforms. The recording of lower limb kinematics during walking was performed using a VICON[®] optoelectronic motion capture system. To this end, the subjects, equipped with 15 markers, walked on a treadmill at three different speeds: slow, medium and fast for 4 minutes.

Results. – Analysis of postural data showed a significant decrease in the static equilibrium of subjects wearing a vest. Analysis of gait kinematics showed a decrease in external work, and a significant increase in recovery and potential work at all speeds while wearing the vest. Conversely, there was very little change in the amount of kinetic work. The analysis of pelvic kinematics when wearing a vest showed an increase in pelvic angulation during walking, for all speeds. The analysis of spatio-temporal parameters showed a significant increase in bipodal support time during the wearing of the vest over all speeds, and a significant decrease in stride length for most of the speeds. Conversely, it showed no difference in stride width or in the duration of a gait cycle.

Conclusion. – Wearing a level IV bulletproof vest has an impact on the biomechanical components of gait and posture, as well as having an impact on pelvic kinematics.

MOTS-CLÉS. – Biomécanique — Gilets par-balles — Lombalgie — Marche — Policier.

Plan de l'article

1. Introduction
2. Matériels et méthodes
 - 2.1. Population
 - 2.1.1. Critères d'inclusion
 - 2.1.2. Critères de non-inclusion
 - 2.1.3. Critères d'exclusion
 - 2.2. Équipement
 - 2.3. Récolte des données posturales et cinétiques
 - 2.4. Récolte des données cinématiques et spatio-temporelles de la marche
 - 2.5. Données du tapis roulant
3. Résultat
 - 3.1. Population
 - 3.2. Équilibre statique
 - 3.3. Analyse du mécanisme de marche
 - 3.3.1. Cinétique de marche
 - 3.3.2. Cinématique de la marche (angulation du pelvis)
 - 3.3.3. Paramètres de la marche sur tapis roulant
 - 3.4. Résumé
4. Discussion
 - 4.1. Équilibre statique
 - 4.2. Description globale de la marche
 - 4.2.1. Cinétique de marche
 - 4.2.2. Cinématique de marche
 - 4.3. Paramètres de marche
5. Conclusion

1. Introduction

Ces dernières années, de nombreux attentats terroristes ont eu lieu dans le monde entier (Bruxelles, Nice, Paris, etc.), aussi bien en Belgique, en France, aux États-Unis, et dans bien d'autres pays. Face à ces événements, chaque pays a dû prendre d'importantes décisions pour faire face aux attaques, pour protéger l'ensemble des citoyens. Nous avons assisté à une augmentation des postes fixes, des patrouilles militaires et de police dans les lieux publics les plus fréquentés (gares, centres commerciaux, festivals, aéroports, monuments historiques, etc.). L'équipement de ces professionnels a dû être adapté face aux nouvelles menaces balistiques. En effet, les terroristes étaient équipés de fusils d'assauts, tirant des balles de plus gros calibres, à des vitesses supérieures en comparaison aux armes de type pistolets. Le gilet pare-balles devait alors être en mesure de pouvoir arrêter ce type de balles ; ils ont alors pris du volume et se sont alourdis.

Depuis ces dernières années, il a été constaté une augmentation des plaintes, des douleurs et du nombre de pathologies diagnostiquées chez ces professionnels. Parmi ces pathologies on retrouve la lombalgie qui est la plus fréquente (Anderson *et al.*, 2011 ; El Khatib *et al.*, 2018 ; Coenen *et al.*, 2014), mais éga-

lement des dorsalgies, cervicalgies, pathologies de la coiffe des rotateurs et de nombreuses autres pathologies touchant le membre inférieur (Lenton, Saxby, *et al.*, 2019 ; Talarico *et al.*, 2018).

Ces événements sont assez récents, c'est pour cela que nous ne retrouvons que très peu d'études sur le gilet pare-balles et ses impacts sur les professionnels. Un grand nombre d'études s'est plutôt tourné vers les pathologies engendrées (Lenton, Doyle, *et al.*, 2019 ; Pelanne, 2018 ; Talarico *et al.*, 2018), les performances (Jaworski *et al.*, 2015 ; Marins *et al.*, 2020 ; Schram *et al.*, 2018 ; Tomes *et al.*, 2017), l'équilibre (Santos *et al.*, 2017 ; Tomes *et al.*, 2017), l'agilité et la mobilité (Carlton *et al.*, s. d. ; Dempsey *et al.*, 2013) lors de tâches bien spécifiques chez les professionnels. Par contre les auteurs ne se sont que très peu penchés sur les potentielles modifications biomécaniques qu'un gilet pouvait entraîner sur ces différents paramètres (Grenier *et al.*, 2012 ; Heglund *et al.*, 1995 ; Lenton, Doyle, *et al.*, 2019 ; Talarico *et al.*, 2018), et sur leurs origines. C'est pour cela que nous avons voulu les approfondir dans notre étude.

L'objectif de cette étude préventive est d'analyser les modifications biomécaniques de la posture, ainsi que de la marche à travers la cinétique et la cinématique du membre inférieur et du tronc lors de différentes vitesses de progression chez des sujets sains et non habitués au port d'un gilet pare-balles de classe 4.

Le choix d'une population saine et non habituée permet de voir le réel effet du gilet. En effet, chez les professionnels réalisant ce métier depuis plusieurs années, un phénomène d'habitué au port d'équipement est constaté ; il pourrait venir modifier les effets du gilet sur le corps. La population cible de notre étude serait plutôt un professionnel en début de carrière, n'étant pas encore habitué à un tel port. Le choix s'est porté sur une population saine plutôt que pathologique. En effet, une quelconque pathologie pourrait modifier certains résultats et nous serions alors incapables de dire qui du gilet ou de la pathologie entraînent ces changements.

L'analyse de la posture debout se fera sur des Plateformes de force à partir du centre de pression (CoP) où le déplacement total, la vitesse moyenne et la longueur du déplacement selon les axes antéro-postérieurs et médio-latéraux de celui-ci seront repris. Les oscillations du sujet équipé d'un gilet nous donneront des indications sur sa stabilité posturale (Ku *et al.*, 2012 ; Li & Aruin, 2009 ; Santos *et al.*, 2017 ; Tomes *et al.*, 2017).

L'analyse de la cinétique de marche se fera également sur des plateformes de force selon les différents axes : vertical, antéro-postérieur et médio-latéral. Cela nous permettra de voir si le port du gilet provoque des perturbations lors

de la marche. À partir du centre de pression (CoP), seront récupérées avec et sans gilet les données suivantes : les fluctuations de l'énergie potentielle (E_p), de l'énergie cinétique (E_k), du travail externe (W_{ext}) et de la récupération d'énergie (Recovery) seront reprises. Les échanges énergétiques entre E_p et E_k pourraient être affectés lors du port du gilet, ce qui pourrait influencer le travail mécanique externe et la récupération d'énergie (Cavagna *et al.*, 2000; Grenier *et al.*, 2012; Heglund *et al.*, 1995; Malatesta *et al.*, 2009; Willems *et al.*, 1995).

L'analyse de la cinématique permet d'étudier la qualité du fonctionnement du système locomoteur. Elle permet de décrire le mouvement et est souvent utilisée pour observer/décrire la marche (Borghese *et al.*, 1996). Cette analyse cinématique se fera à l'aide du système VICON® et nous permettra d'analyser en trois dimensions (3D) le pelvis et les membres inférieurs lors de la marche sans et avec port d'un gilet, et plus particulièrement, la mesure des angles d'élévation de la cuisse et l'angulation du pelvis. Nous pourrons alors voir si un tel port les influence (Lee *et al.*, 2009; Lenton, Doyle, *et al.*, 2019; Lenton, Saxby, *et al.*, 2019; Majumdar *et al.*, 2010; Wang *et al.*, 2013). Il sera intéressant de les analyser à différentes vitesses, car les angles d'élévation de la cuisse sont influencés par la vitesse de progression (Mannering *et al.*, 2017).

Une approche expérimentale sera réalisée sur des sujets masculins et féminins sains afin de déterminer si le port du gilet pare-balles a une influence, un impact sur ces paramètres.

2. Matériels et méthodes

2.1. Population

2.1.1. Critères d'inclusion

- Être âgé de 18 ans ou plus.
- Être étudiant ou enseignant en section ergothérapie ou kinésithérapie à la HELHa de Montignies-sur-Sambre.

2.1.2. Critères de non-inclusion

- Douleur(s) lombo-sacrée(s) (< 3 mois) avec ou sans prise en charge médicale ou en kinésithérapie (non consécutive à une activité physique).
- Douleur(s) récidivante(s) de la région lombo-sacrée.

- Antécédent(s) d'origine traumatique(s).
- Antécédent(s) d'origine chirurgicale(s).
- Déformation de la colonne vertébrale (scoliose).
- Pathologies dites majeures (syndrome de la queue de cheval, canal lombaire étroit, compression de la moëlle épinière, fractures, spondylolyse(s) (thésis), cancer, infection...).
- Pathologies de la racine nerveuse (radiculalgie, anomalie de conduction...).
- Tout sujet ayant des antécédents traumatologiques, orthopédiques ou chirurgicaux de moins de 1 an (entorses, fractures, rupture tendon ou musculaire, tendinites, kyste(s), prothèse(s)...).
- Femmes enceintes.
- Les sujets ayant une pratique sportive « intensive » (une activité qui en vue d'une préparation à une compétition ou des sélections est répétée tous les jours durant plusieurs semaines).

2.1.3. Critères d'exclusion

- Sujet(s) contractant une pathologie(s) du système locomoteur ou un ennuï de santé d'origine cardio-vasculaire durant l'intervalle de temps qui sépare les 2 prises de mesures.
- Tout sujet ayant pratiqué une activité physique intensive durant la semaine qui précède le premier et le deuxième rendez-vous.

2.2. Équipement

Dans cette étude nous nous intéressons plus particulièrement au gilet pare-balles de classe 4 (illus. n°2), appelé aussi gilet lourd, car il se compose de plusieurs plaques. Ces dernières sont soit en céramique, soit en métal (acier/titane) ou en polyéthylène situées une à l'avant du gilet, une à l'arrière et éventuellement deux plaques latérales.

De plus il est très important de préciser qu'un professionnel étant équipé d'un gilet pare-balles de classe 4 doit en dessous de celui-ci porter son gilet personnel de classe 2 (illus. n°1) et que les gilets pare-balles portés par les hommes sont quasiment identiques à ceux des femmes. Lors de chacune des prises de mesures, les sujets réaliseront des passages avec et sans équipement. Ce dernier inclut : un gilet personnel (classe 2) de 4,8 kg, un gilet lourd (classe 4) de 16 kg enfilé au-dessus du premier, 3 chargeurs supplémentaires (représentés dans

l'étude par des poids) pouvant être rangés dans des pochettes prévues à cet effet sur le gilet pare-balles pesant 1,2 kg. Le total de l'équipement est de 22 kilogrammes.



Illus. n°1.

Gilet pare-balles personnel (classe 2) se mettant en dessous du gilet lourd (classe 4).

Source : cliché personnel.



Illus. n°2.

Gilet pare-balles de classe 4 (gilet lourd) avec plaques de protection en métal (acier, titane) ou en céramique ou en polyéthylène.

Source : cliché personnel.

2.3. Récolte des données posturales et cinétiques

Lors du premier rendez-vous, la stabilité posturale en position debout, les ajustements posturaux anticipés et les composantes biomécaniques de la marche seront analysés. Cela avec des plateformes de force Aرسالis® (4 × plateforme 500 × 800 mm) (illus. n°3).

Premièrement, les sujets devront se positionner sur la plateforme de force numéro 2 calibrée à 500 Hz et maintenir une posture debout sur une durée de 30 secondes avec les bras le long du corps, les genoux en extension, les pieds écartés à la largeur du bassin et la plante du pied placée sur un repère. Dans un second temps, ils devront réaliser une flexion du tronc jambes tendues d'environ 30 degrés et la maintenir pendant 30 secondes avec les bras relâchés, les pieds écartés à la largeur du bassin.

Les sujets réaliseront successivement trois enregistrements dans la première position, puis dans la deuxième position. Les six premiers enregistrements seront réalisés sans port du gilet pare-balles et les six suivants avec.



Illus. n°3.

Plateformes de force Arsalis® (4 × plateforme 500 × 800 mm) enregistrant à 1000 Hz.

Source : cliché personnel.

Une moyenne des données des trois enregistrements sera réalisée, pour chacune des positions et lors des différentes conditions (avec et sans le port du gilet). Les données récupérées concernent les mouvements du centre de pression (CoP) dans les différentes directions : médio-latérale (COPx) et antéro-postérieure (COPy). Elles sont exprimées en centimètre (cm).

Pour pouvoir apprécier la variabilité du centre de pression, l'écart type (COPx SD et COPy SD) et l'étendue (COPx Range max et COPy range max) seront traités, ils sont de bons indicateurs des variations.

On s'intéresse également à la longueur totale du déplacement du centre de pression (Total Path Length), exprimée en centimètre et au déplacement du centre de pression en une seconde (Path Length), exprimée en centimètres par seconde ($\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$). Ils sont tous deux issus de la somme des déplacements du CoP dans les directions médio-latérales et antéro-postérieures.

Sur cette même plateforme lors de la marche, la cinétique de marche fera l'objet d'analyses. Nous nous intéresserons aux fluctuations de l'énergie potentielle (E_p) et de l'énergie cinétique (E_k), toutes deux exprimées en Joule, lors d'un cycle de marche correspondant à deux pas (entre deux attaques talon consécutives du même membre inférieur) lors des deux situations suivantes : une sans gilet et une avec gilet. Cela lors de trois vitesses de marche

(V1, V2, V3), l'analyse du travail mécanique externe lié aux variations d'énergie du centre de masse corporel (W_{ext}), du travail mécanique lié aux variations d'énergie potentielle du centre de masse corporel (W_p), du travail mécanique lié aux variations d'énergie cinétique du centre de masse corporelle (W_k) et du Recovery (récupération d'énergie) nous permettra de voir s'il y a une perturbation de l'énergie potentielle et cinétique. Les différents travaux seront exprimés en J/kg.m (une normalisation par le poids a été faite) et le Recovery en %.

Les sujets effectueront les passages pour chacune des 3 vitesses suivantes : une lente (V2) basée sur $0,694 \text{ m.s}^{-1}$ soit $2,5 \text{ km.h}^{-1}$, une moyenne (V1) basée sur $1,361 \text{ m.s}^{-1}$ soit $4,9 \text{ km.h}^{-1}$ et une rapide (V3) basée sur $1,806 \text{ m.s}^{-1}$ soit $6,5 \text{ km.h}^{-1}$.

2.4. Récolte des données cinématiques et spatio-temporelles de la marche

Lors du deuxième rendez-vous, nous réaliserons une étude détaillée de la cinématique tridimensionnelle (3D) du pelvis et des membres inférieurs au cours de la marche à différentes vitesses de progression. Cela avec un système de capture du mouvement appelé VICON® (VICON Motion Systems LTD, Oxford, UK), les données sont récoltées selon trois axes, (X) étant l'axe antéro-postérieur, (Y) l'axe médio-latéral et (Z) l'axe vertical (illus. n°4).

Le système VICON® dispose de plusieurs modèles enregistrés permettant de positionner les marqueurs de manière précise selon la zone recherchée. Cela lui permet de récolter les données cinématiques tridimensionnelles de l'ensemble du pelvis et des membres inférieurs.

Les marqueurs seront placés selon le modèle Plug-in-Gait Lower Body SACR. Le modèle comprend deux schémas de positionnements de marqueurs ; onze capteurs installés minutieusement de manière symétrique sur les membres inférieurs. Les repères sont les épines iliaques antéro-supérieures (ASI) et le sacrum au niveau de S4 (SACR), l'axe de flexion/extension du genou (KNE), la malléole latérale (ANK), la tête du 2nd métatarsien (TOE) et sur le calcanéum (HEE).



Illus. n°4.
Caméra 3D opto-électrique du système VICON®.

Source : cliché personnel.

Quatre autres marqueurs, eux placés de manière asymétrique au niveau du tiers inférieur de la face latérale de la cuisse (THI) et de la jambe (TIB), cette disposition asymétrique permet au logiciel de distinguer la droite et la gauche.

La prise de données dynamiques aura lieu durant la marche sur tapis roulant, plus précisément sur les 30 dernières secondes d'une marche de 4 minutes. Ces derniers effectueront un passage pour chacune des 3 vitesses de progressions demandées (dont l'allure sera imposée par le tapis roulant). Ces trois vitesses sont identiques à celles utilisées lors du passage sur les plateformes de force, avec également la même normalisation que celle citée précédemment.

2.5. Données du tapis roulant

Simultanément à la capture des données de marche par le VICON®, le tapis roulant enregistre à une fréquence de 500 Hz et est géré par le logiciel Cue-Foe2, nous a permis de récupérer et de traiter les données spatio-temporelles de la marche.

Les paramètres spatiaux sont : la longueur et la largeur du pas, mais également la longueur d'une foulée (correspond à deux pas) qui est la distance entre deux attaques talons consécutives du même membre inférieur. L'unité est le mètre. Les paramètres temporels sont : la durée de la phase d'appui bipodal et la durée du cycle de marche. L'unité est en seconde. Pour l'ensemble des paramètres, le logiciel utilise le talon comme point de repère.

3. Résultat

3.1. Population

Le traitement des questionnaires a donné suite à la non-inclusion de 8 sujets pour non-respect du protocole, cause d'antécédents orthopédiques de moins d'un an et de déformation de la colonne vertébrale de type scoliose. Des désistements ont eu lieu avant la première date fixée pour les tests. Entre la première et la deuxième date des tests, 2 sujets ont été exclus suite à une entorse contractée lors d'une rencontre sportive. Le nombre de sujets ayant terminé l'étude s'élève à 20.

3.2. Équilibre statique

Les résultats du test d'équilibre statique avec/sans gilet donnent :

1. Un Total path length et le path length qui augmentent de manière significative lors du port du gilet, ils augmentent de 2,715 cm et de 0,090 cm.s⁻¹, cela signifie que les sujets oscillent plus dans l'espace et qu'ils sont moins stables lors du port du gilet.
2. Un COPx range max qui augmente de manière hautement significative et le COPx sd de manière significative lors du port du gilet, ils augmentent de 0,269 cm et de 0,059 cm, cela signifie que les sujets oscillent selon l'axe médio-latéral lorsqu'ils portent un gilet.

Nous montrons donc que dans cette position les sujets oscillent principalement selon l'axe médio-latéral (X) et non selon l'axe antéro-postérieur (Y) car les données n'évoluent pas significativement.

Les résultats du test d'équilibre statique en flexion du tronc 30° avec/sans gilet donnent :

1. Un Total path length et le path length qui augmentent de manière très hautement significative lors du port du gilet, ils augmentent de 7,421 cm et de 0,247 cm.s⁻¹, cela signifie que les sujets oscillent plus dans l'espace et qu'ils sont moins stables lors du port du gilet.
2. Un COPx range max qui augmente de manière très hautement significative et le COPx sd de manière hautement significative lors du port du gilet, ils augmentent de 0,346 cm et de 0,062 cm, cela signifie que les sujets oscillent selon l'axe médio-latéral lorsqu'ils portent un gilet.
3. Un même constat est fait pour le COPy range max qui augmente de manière hautement significative et le COPy sd qui augmente de manière significative lors du port du gilet, ils augmentent de 0,560 cm et 0,095 cm, ce qui signifie que les sujets oscillent selon l'axe antéro-postérieur.

Nous montrons donc que dans cette position les sujets oscillent aussi bien selon l'axe médio-latéral (X) que l'axe antéro-postérieur (Y).

3.3. Analyse du mécanisme de marche

3.3.1. Cinétique de marche

Les résultats des tests dynamiques avec/sans gilet donnent :

1. Un Wk qui diminue de manière très hautement significative à vitesse rapide lors du port du gilet, il diminue de 0,039 J/kg.m. Contrairement aux vitesses lentes et moyennes où la différence ressort non significative. Lors des passages sur les plateformes de force les sujets marchaient à une vitesse

normalisée et avec une tolérance d'acceptation de l'essai de $\pm 0,3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, la différence de vitesse entre les passages est donc minime.

2. Un W_p qui augmente de manière significative à vitesse lente et de manière très hautement significative à vitesse moyenne et rapide, il s'amplifie de 0,023 à vitesse lente, de 0,07 à vitesse moyenne et de 0,062 à vitesse rapide.
3. Un W_{ext} qui diminue de manière hautement significative à vitesse moyenne et de manière très hautement significative à vitesse rapide lors du port du gilet. Il diminue de 0,02 J/kg.m à vitesse moyenne et de 0,038 J/kg.m à vitesse rapide. En ce qui concerne la vitesse lente, la diminution observée de 0,015 J/kg.m n'est pas suffisamment grande que pour sortir significative.
4. Un $Recovery$ qui augmente de manière significative à vitesse lente et de manière très hautement significative à vitesse moyenne et rapide lors du port du gilet, il augmente de 3,738 % à vitesse lente, de 4,19 % à vitesse moyenne et de 3,939 % à vitesse rapide.

La diminution du W_{ext} est une conséquence d'un meilleur $Recovery$. Nous pouvons alors montrer aux vues des résultats que les sujets ont une meilleure récupération d'énergie lors du port du gilet.

3.3.2. Cinématique de la marche (angulation du pelvis)

Les résultats de l'angulation maximale du pelvis lors de la marche avec/sans gilet montrent que l'angulation du pelvis augmente de manière significative à vitesse moyenne et rapide lors du port du gilet. Elle s'amplifie de 0,404 degré à vitesse moyenne et de 0,423 degré à vitesse rapide. Ce qui signifie que les sujets au cours de la marche avec gilet augmentent l'amplitude de mouvement du pelvis. En ce qui concerne la vitesse lente, le changement observé de 0,236 degré n'est pas suffisamment grand pour sortir significatif.

3.3.3. Paramètres de la marche sur tapis roulant

Pour les paramètres spatio-temporels, nous observons que la longueur d'une foulée diminue de manière significative à vitesse moyenne et de manière très hautement significative à vitesse rapide lors du port du gilet. Elle diminue de 0,017 m à vitesse moyenne et de 0,049 m à vitesse rapide. Ce qui signifie que les sujets réalisent de plus petites foulées avec un gilet. En ce qui concerne la vitesse lente, la différence est non significative.

La durée d'appui bipodal augmente quant à elle de manière très hautement significative aussi bien à vitesse lente, moyenne et rapide lors du port du gilet,

elle augmente de 0,015 seconde à vitesse lente, de plus de 0,011 seconde à vitesse moyenne et rapide ; cela signifie qu'au cours de la marche, les sujets portant un gilet augmentent le temps d'appui lorsque les deux pieds sont au sol.

Toutes les différences des autres variables à chacune des vitesses ressortent non significatives.

3.4. Résumé

Une synthèse reprenant l'évolution lors du port du gilet de chacune des variables étudiées au cours de cette étude a été réalisée dans les tableaux n°1 et 2. Elle reprend l'ensemble des données concernant la posture et la marche.

Variables (avec port du gilet)	Posture debout	p	Posture en flexion du tronc 30°	p
Total path length (cm)	↗	(*)	↗	(***)
Path length (cm/sec)	↗	(*)	↗	(***)
COPx range max (cm)	↗	(**)	↗	(***)
COPy range max (cm)	↗	(NS)	↗	(**)
COPx sd (cm)	↗	(*)	↗	(**)
COPy sd (cm)	↗	(NS)	↗	(*)

Tableau n°1.

Récapitulatif lors du port du gilet de l'évolution des variables liées à la posture.

↗ : augmentation ; NS : non significatif ; * : degrés de signification ; p-valeur.

Variables (avec port du gilet)	Vitesse lente	p	Vitesse moyenne	p	Vitesse rapide	p	p-i
Wext (J/kg,m)	↘	(NS)	↘	(**)	↘	(***)	(*)
Wk (J/kg,m)	↗	(NS)	↘	(NS)	↘	(***)	(***)
Wp (J/kg,m)	↗	(*)	↗	(***)	↗	(***)	(***)
Recovery (%)	↗	(*)	↗	(***)	↗	(***)	(NS)
Angle pelvis (°)	↗	(NS)	↗	(*)	↗	(*)	(NS)
Longueur d'une foulée (m)	↗	(NS)	↘	(*)	↘	(***)	(***)
Largueur du pas (m)	↘	(NS)	↘	(NS)	↗	(NS)	(NS)
Durée appui bipodal (s)	↗	(***)	↗	(***)	↗	(***)	(NS)
Durée cycle de marche (s)	↗	(NS)	↗	(NS)	↗	(NS)	(NS)

Tableau n°2.

Récapitulatif lors du port du gilet de l'évolution des variables liées à la marche.

↗ : augmentation ; ↘ : diminution ; NS : non significatif ; * : degrés de signification ; p-valeur ; p-i : p-interaction.

4. Discussion

4.1. Équilibre statique

De nombreuses études, reprenant les mêmes variables étudiées que celles de notre étude, ont montré une évolution de ces dernières, vers une diminution de la stabilité du corps lors du port de charge. Nos résultats semblent alors être en accord avec la littérature. Premièrement, l'ajout du gilet, d'une masse supplémentaire sur nos sujets, peut-être comparable à la surcharge pondérale chez les sujets obèses. Ces derniers se retrouvent également avec une masse supplémentaire, qui est assez importante au niveau du tronc et qui n'est pas répartie de manière égale. C'est pour cela que nous pouvons en quelque sorte comparer ces deux populations, dire que les résultats obtenus chez une des deux populations seraient similaires dans l'autre. En effet, deux études réalisées sur Plateformes de force ont montré chez une population obèse masculine que la diminution de la stabilité de l'équilibre était fortement corrélée à une augmentation du poids corporel. Dans ces deux études (Hue *et al.*, 2007 ; Teasdale *et al.*, 2007), les variables mesurées sont identiques à celles mesurées dans notre étude (Total path length, CoPx sd et range max, CoPy sd et range max).

D'autres tests de stabilité et d'équilibre (Ku *et al.*, 2012 ; Li & Aruin, 2009) ont également montré par d'autres variables une diminution de celle-ci chez les sujets ayant un IMC élevé.

Ensuite, à travers de nombreux tests effectués avec port d'un gilet, de multiples études ont montré une diminution d'équilibre et une perte de stabilité. Une revue systématique (Tomes *et al.*, 2017) a étudié l'impact du port du gilet pare-balles chez les militaires, policiers, les étudiants, les hommes et les femmes sur de nombreux paramètres dont l'équilibre. Les résultats de cette étude ont montré une diminution de l'équilibre statique et dynamique chez les sujets portant un gilet pare-balles. Seize articles ont été retenus dans cette revue systématique, afin d'en tirer ses conclusions.

De plus, le travail statique est défini par le maintien d'une position sans déplacements possible, la tâche à accomplir ne permettant pas d'être en mouvement. Les professionnels, dans l'exercice de leurs fonctions, sont amenés lors de surveillance d'événements importants, de lieux publics, etc., à maintenir une position debout sur une certaine durée. Durant l'intervalle de temps, les muscles sont dans une constante contraction isométrique, le maintien de cette contraction engendre des douleurs et une fatigue musculaire. Ceci peut

alors altérer la stabilité. Une surveillance avec de légers déplacements autorisés permettrait de passer dans un travail dynamique, une variation de mise en charge de l'individu aurait alors lieu. Par conséquent, les muscles seraient en alternance de contractions et de relâchements, le travail serait moins contraignant et les sujets seraient plus stables (Reisdorf *et al.*, 2017). Néanmoins, chez les sujets obèses (Błaszczuk *et al.*, 2009) ont montré qu'une augmentation de la masse corporelle chez les femmes (IMC > 40), entraîne de nouvelles contraintes biomécaniques et qu'avec le temps, une adaptation fonctionnelle du contrôle postural se crée. Ces femmes obèses seraient alors plus stables en posture debout que des femmes maigres. Les professionnels ne portent le gilet que maximum 5 à 6 heures sur une journée de travail ; pour un grand nombre d'entre eux, le gilet n'est pas porté tous les jours de la semaine. Une telle adaptation ne pourrait alors être observée.

4.2. Description globale de la marche

4.2.1. Cinétique de marche

À ce sujet, la littérature nous montre bien des choses, nous allons pouvoir en discuter.

Tout d'abord, parlons du travail cinétique (Wk), en 2000 (Cavagna *et al.*, 2000) ont réalisé des travaux sur la gravité et sur les différents travaux lors de la marche à différentes vitesses (lente à rapide), ils ont montré une augmentation du Wk avec la vitesse quelle que soit la gravité, de pareils résultats sont observés dans notre étude, aussi bien dans les conditions à vide ou avec gilet. Ils ont également montré une augmentation du travail cinétique à 1,5 fois la gravité, 50% supplémentaire du poids corporel et bien au-dessus des 30% de notre étude. Une telle charge supplémentaire et des conditions d'expérimentation bien différentes (dans un avion) pourraient expliquer cette différence, les sujets devraient alors réaliser un plus grand travail pour se déplacer vers l'avant. Une autre étude en 1995 (Willems *et al.*, 1995), a montré lors de marche à différentes vitesses (2,8; 5,7 et 9 km.h⁻¹), une augmentation du Wk avec la vitesse. Les sujets marchaient à vide lors de l'étude.

Nous pouvons alors dire au travers des différentes études réalisées, que lors la marche le Wk augmente avec la vitesse, il est plus important à vitesse rapide qu'à vitesse lente. Il dépend de la vitesse, le corps lors de la marche rapide doit aller plus vite vers l'avant, donc le travail cinétique augmente. De plus, le fait de ne pas obtenir de différences significatives au niveau du travail cinétique entre les passages à vide et avec un gilet à vitesse lente et moyenne, nous semble

logique. En effet, pourquoi le fait de modifier la charge aurait une conséquence sur l'axe antéro-postérieur ? Pour ce qui concerne les différences observées à vitesse rapide, les observations faites sur le terrain pourraient alors l'expliquer. En effet à vitesse rapide en comparaison aux passages sans gilet et aux deux autres vitesses, les sujets portant le gilet ont eu plus de difficultés à garder une vitesse similaire au cours des différents passages.

Parlons maintenant du travail potentiel (Wp), une étude en 2012 (Grenier *et al.*, 2012), portée sur des soldats lors d'une marche à 4 km.h-1. Ont testé trois conditions : avec vêtements de sport légers (condition de référence considérée comme non chargée), avec équipement de combat (~ 22 kg, ~ 27 % du poids corporel des sujets, correspondant à une charge militaire intermédiaire), et avec équipement de marche sur route (~ 38 kg, ~ 46 % du poids corporel des sujets, correspondant à une charge militaire élevée). Les résultats de cette étude ont montré une augmentation du travail potentiel lors du port de charge en comparaison à la condition à vide. D'autres études réalisées sur les obèses (Malatesta *et al.*, 2009), sur les femmes africaines (Heglund *et al.*, 1995), et en hypergravité (Cavagna *et al.*, 2000) ont tous montré une augmentation significative du travail potentiel, chacune dans les conditions propres à leur étude et déjà énoncées précédemment. De pareils résultats sont constatés dans notre étude.

Ensuite nous allons parler du travail externe (Wext) et du Recovery (R). La littérature aujourd'hui montre deux évolutions de ces variables lors du port d'une charge. Nos résultats sont surprenants. En effet, nous pourrions penser que lors de l'ajout d'une charge, que le déplacement soit plus difficile. Dès lors, nous pourrions supposer une augmentation du travail externe, une diminution de la récupération d'énergie et une augmentation de la dépense énergétique. Regardons un instant la littérature.

En effet, pour le Wext, de très nombreuses études ont montré une augmentation de ce dernier lors d'un quelconque port de charge. Les auteurs (Cavagna *et al.*, 2000) ont montré dans leur étude sur la gravité, une augmentation du travail externe aussi bien à vitesse lente, que moyenne et rapide lors de la condition 1,5 fois la gravité. En 2009, (Malatesta *et al.*, 2009) ont montré dans leur étude sur les obèses, une augmentation significative de travail externe à vitesse spontanée en comparaison à des sujets avec un IMC dit normal (< 25).

Pour le Recovery, de nouveau les auteurs (Cavagna *et al.*, 2000) ont montré une diminution significative du R lorsque la gravité est de 1,5 en comparaison à la gravité normale, cela pour les 3 vitesses de marche. Par contre ils ont aus-

si montré que celui-ci augmenté entre la vitesse lente et la vitesse rapide, cela pour les conditions à vide (1 fois la gravité) ou chargée (1,5 fois la gravité). Ce qui veut dire que le R augmente avec la vitesse, de pareils résultats sont constatés dans notre étude. L'étude réalisée chez les obèses (Malatesta *et al.*, 2009) a montré également une diminution significative du R en comparaison avec les sujets ayant un IMC dit normal. Pourtant, l'augmentation de \dot{W}_{ext} et la diminution de R n'ont pas été observées dans notre étude. Un autre phénomène est possible, celui-ci pourrait venir expliquer nos résultats. Plus précisément : une augmentation de la récupération d'énergie (R), entraînant une diminution du travail externe, dans le but de limiter un maximum la dépense énergétique. Il ne faut pas pour autant en déduire un travail plus facile pour l'individu en termes de dépense énergétique, car le \dot{W}_{ext} n'est pas le seul déterminant la dépense énergétique. Le corps cherche juste à maintenir une dépense relativement basse. De nouveau regardons la littérature.

En 2012, (Grenier *et al.*, 2012) ont montré chez les soldats marchant à 4 km.h⁻¹ une augmentation significative du \dot{W}_{ext} entre les conditions à vide et avec un équipement de combat de 22 kg, et une diminution non significative du \dot{W}_{ext} entre les conditions avec un équipement militaire de combat de 22 kg et un équipement de marche sur route de 38 kg. De plus, cette étude n'a montré aucune différence significative en ce qui concerne le R, quelles que soient les conditions.

4.2.2. Cinématique de marche

Suite à l'analyse des données tridimensionnelles du pelvis, les résultats nous ont montré une augmentation significative de l'amplitude de mouvement du pelvis lors du port du gilet pare-balles aux vitesses moyennes et rapides. Nous n'avons pas montré de différence à vitesse lente. De nombreuses études montrent des changements d'inclinaisons du pelvis, une augmentation de l'amplitude des mouvements de la hanche et une augmentation des mouvements du tronc lors du port de charge ou d'un équipement (militaire ou police) comprenant un gilet pare-balles et de multiples accessoires. Ces modifications perturbent la biomécanique de marche. Les mouvements en flexion/extension de hanche et du tronc entraînent une bascule du bassin. Une plus grande amplitude de mouvement de hanche et du tronc durant la marche entraîne donc une augmentation de celle du pelvis.

Tout d'abord parlons de quelques études réalisées sur des sujets en condition normale, sans aucun port de charge. Une récente étude en 2018 (Mentiplay *et al.*, 2018) a réalisé une analyse tridimensionnelle de la marche à différentes

vitesses chez 36 participants. Les vitesses allant de 1,5 km.h⁻¹ à 6,5 km.h⁻¹. Les résultats de l'étude ont montré qu'à mesure que la vitesse augmente, les angles articulaires maximaux de la hanche augmentent. L'amplitude des mouvements de la hanche est donc plus importante plus la vitesse augmente, en 2019 (McGrath *et al.*, 2019) ont tiré les mêmes conclusions. En 2016, une autre étude a comparé la vitesse moyenne à la vitesse rapide chez 52 sujets (Ardestani *et al.*, 2016), les auteurs ont constaté la même chose. De pareils résultats sont constatés dans notre étude. Nous sommes donc en accord avec la littérature.

Ensuite, une étude utilisant également le logiciel VICON® (Wang *et al.*, 2013) avait pour objectif d'examiner les effets du transport de charge sur la mécanique des articulations des membres inférieurs pendant la marche. Elle a réalisé chez 18 hommes une marche à vide et une marche avec une charge de 32 kg (sac à dos militaire) sur un tapis roulant. Les sujets ont marché à vitesse moyenne (environ 6 km.h⁻¹). Les résultats ont montré des altérations prononcées de la mécanique articulaire lors du transport de charge. Le transport de la charge a entraîné lors de la marche, une augmentation de l'inclinaison antérieure du bassin et de la flexion de la hanche.

Nous pouvons dire à travers ces différentes études que l'angulation du pelvis augmente avec la vitesse et lors du port du gilet pare-balles. Ceci pourrait alors expliquer nos résultats.

Une surutilisation et des tensions musculaires plus élevées sont nécessaires pour soutenir ces changements, ils peuvent être associés à des blessures, à des tensions et pathologies musculaires et à des problèmes articulaires (Attwells *et al.*, 2006; Lenton, Doyle, *et al.*, 2019; Lenton, Saxby, *et al.*, 2019; Majumdar *et al.*, 2010; Wang *et al.*, 2013).

4.3. Paramètres de marche

Les paramètres spatio-temporels sont des descripteurs de la marche, qui ont été validés par de nombreuses études. L'analyse des données de l'étude nous révèle des variations des paramètres spatio-temporels, en fonction de la vitesse de marche. Sans nous soucier du gilet pour l'instant, Mannering *et al.* (2017), Winiarski *et al.* (2019) et Stansfield *et al.* (2018) ont montré une amplification de la cadence et de la longueur du pas durant la marche à vitesse moyenne en comparaison à la marche vitesse lente. De mêmes résultats sont constatés dans notre étude, notons que la cadence de pas n'a pas été prise en compte même si elle a été calculée dans notre étude pour des raisons pratiques, mais que néanmoins les résultats de celle-ci suivent la littérature sur ce point. De plus,

Winiarski *et al.* (2019) ont décrit une diminution de la durée de la phase d'appui lorsque la vitesse augmente. Une même constatation est faite dans notre étude. Enfin, Winiarski *et al.* (2019) ont constaté que la vitesse n'a pas d'influence sur la largeur du pas; de nouveau, de mêmes résultats sont constatés dans notre étude. Sur ces différents points, nous pouvons alors dire que nous sommes en accord avec la littérature.

5. Conclusion

En conclusion, nous avons pu mettre en évidence l'impact du port d'un gilet pare-balles de classe 4 sur les composantes biomécaniques de la marche et de la posture, mais également un impact sur la cinématique pelvienne.

Nous avons observé une diminution de l'équilibre statique en posture debout et en posture debout avec une flexion du tronc de 30°. En effet lors du port du gilet, une augmentation de la longueur totale du déplacement et une augmentation du COPx sont constatées en posture debout; avec l'ajout d'une flexion du tronc de 30°, une augmentation de la longueur totale du déplacement et une augmentation du COPx et du COPy sont constatées.

Les variables cinétiques de la marche sur lesquelles nous nous sommes penchés ont montré que le port d'un gilet pare-balles de classe 4 augmentait le W_p quelle que soit la vitesse. Le W_k quant à lui est resté inchangé sauf à vitesse rapide. Nous pouvons expliquer cela par une difficulté des sujets à réaliser successivement des passages à des vitesses similaires (pour la vitesse rapide) avec un gilet pare-balles. Les échanges entre le E_p et E_k ont été influencés, les courbes d'énergies cinétique et potentielle se sont retrouvées en meilleure opposition de phase favorisant alors ces échanges. La récupération d'énergie R a donc augmenté à toutes les vitesses lors du port du gilet suite aux meilleurs échanges. Le W_{ext} quant à lui a diminué lors du port du gilet sur l'ensemble des vitesses, la diminution est ressortie significative qu'à vitesse moyenne et rapide, pas à vitesse lente. La diminution du W_{ext} est une conséquence d'un meilleur R et d'une amélioration des échanges.

L'analyse de la cinématique pelvienne nous a montré lors du port du gilet une augmentation de l'angulation du pelvis au cours de la marche sur l'ensemble des vitesses. En effet, ce dernier accentue l'amplitude des mouvements de la hanche et du tronc lors de la marche, entraînant une augmentation des mouvements du pelvis.

Les paramètres spatio-temporels sur lesquelles nous nous sommes penchés ont montré que lors du port du gilet, la durée d'appui bipodal augmentait significativement sur l'ensemble des vitesses. La longueur d'une foulée quant à elle, a diminué significativement à vitesse moyenne et rapide lors du port du gilet; aucune différence n'a été montrée à vitesse lente. En ce qui concerne la largeur du pas et la durée d'un cycle de marche, nous n'avons pas pu mettre en évidence une différence lors du port du gilet, quelle que soit la vitesse.

La biomécanique de marche est modifiée avec le port du gilet pare-balles. En effet, une augmentation de la pression plantaire et de la zone de contact est observée lors du port de charge plus lourde entraînant des forces d'impact accrues, qui peuvent provoquer des blessures du pied dues à une surutilisation. De plus, les tensions musculaires plus élevées nécessaires pour soutenir ces changements ont été associées à des blessures, à des pathologies musculaires et à des problèmes articulaires (Attwells *et al.*, 2006; Park *et al.*, 2013; Talarico *et al.*, 2018).

6. Bibliographie

- Ardestani, M. M., Ferrigno, C., Moazen, M., & Wimmer, M. A. (2016). From normal to fast walking: Impact of cadence and stride length on lower extremity joint moments. *Gait & Posture*, 46, 118-125. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.005>
- Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H., & Mansfield, N. J. (2006). Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics*, 49(14), 1527-1537. <https://doi.org/10.1080/00140130600757237>
- Błaszczuk, J. W., Cieślinska-Swider, J., Plewa, M., Zahorska-Markiewicz, B., & Markiewicz, A. (2009). Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics*, 42(9), 1295-1300. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.006>
- Borghese, N. A., Bianchi, L., & Lacquaniti, F. (1996). Kinematic determinants of human locomotion. *The Journal of Physiology*, 494 (Pt 3), 863-879. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1996.sp021539>
- Carlton, S. D., Orr, R., Stierli, M., & Carbone, P. D. (s. d.). *The impact of load carriage on mobility and marksmanship of the tactical response officer*. 3.
- Cavagna, G. A., Willems, P. A., & Heglund, N. C. (2000). The role of gravity in human walking: Pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of Physiology*, 528(Pt 3), 657-668. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2000.00657.x>
- Coenen, P., Gouttebauge, V., van der Burght, A. S. A. M., van Dieën, J. H., Frings-Dresen, M. H. W., van der Beek, A. J., & Burdorf, A. (2014). The effect of lifting during work on low back pain: A health impact assessment based on

- a meta-analysis. *Occupational and Environmental Medicine*, 71(12), 871-877. <https://doi.org/10.1136/oemed-2014-102346>
- Dempsey, P. C., Handcock, P. J., & Rehrer, N. J. (2013). Impact of police body armour and equipment on mobility. *Applied Ergonomics*, 44(6), 957-961. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.02.011>
- Fusco, N. (2008). *Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique*. [Thèse de doctorat, Université Rennes 2]. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00293627v2>
- Grenier, J. G., Peyrot, N., Castells, J., Oullion, R., Messonnier, L., & Morin, J.-B. (2012). Energy cost and mechanical work of walking during load carriage in soldiers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(6), 1131-1140. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182456057>
- Heglund, N. C., Willems, P. A., Penta, M., & Cavagna, G. A. (1995). Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature*, 375(6526), 52-54. <https://doi.org/10.1038/375052a0>
- Jaworski, R. L., Jensen, A., Niederberger, B., Congalton, R., & Kelly, K. R. (2015). Changes in Combat Task Performance Under Increasing Loads in Active Duty Marines. *Military Medicine*, 180(3S), 179-186. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-14-00432>
- Ku, P. X., Abu Osman, N. A., Yusof, A., & Wan Abas, W. a. B. (2012). Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *Journal of Biomechanics*, 45(9), 1638-1642. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.029>
- Lee, M., Roan, M., Smith, B., & Lockhart, T. E. (2009). Gait analysis to classify external load conditions using linear discriminant analysis. *Human Movement Science*, 28(2), 226-235. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2008.10.008>
- Lenton, G. K., Doyle, T. L. A., Lloyd, D. G., Higgs, J., Billing, D., & Saxby, D. J. (2019). Lower-limb joint work and power are modulated during load carriage based on load configuration and walking speed. *Journal of Biomechanics*, 83, 174-180. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.036>
- Lenton, G. K., Saxby, D. J., Lloyd, D. G., Billing, D., Higgs, J., & Doyle, T. L. A. (2019). Primarily hip-borne load carriage does not alter biomechanical risk factors for overuse injuries in soldiers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 22(2), 158-163. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.06.013>
- Li, X., & Aruin, A. S. (2009). The effect of short-term changes in body mass distribution on feed-forward postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(5), 931-941. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.05.003>
- Majumdar, D., Pal, M. S., & Majumdar, D. (2010). Effects of military load carriage on kinematics of gait. *Ergonomics*, 53(6), 782-791. <https://doi.org/10.1080/00140131003672015>
- Malatesta, D., Vismara, L., Menegoni, F., Galli, M., Romei, M., & Capodaglio, P. (2009). Mechanical external work and recovery at preferred walking speed in

- obese subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(2), 426-434. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818606e7>
- Mannering, N., Young, T., Spelman, T., & Choong, P. F. (2017). Three-dimensional knee kinematic analysis during treadmill gait : Slow imposed speed versus normal self-selected speed. *Bone & Joint Research*, 6(8), 514-521. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.68.BJR-2016-0296.R1>
- Marins, E. F., Cabistany, L., Farias, C., Dawes, J., & Del Vecchio, F. B. (2020). Effects of Personal Protective Equipment on Metabolism and Performance During an Occupational Physical Ability Test for Federal Highway Police Officers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(4), 1093-1102. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002892>
- McGrath, R. L., Ziegler, M. L., Pires-Fernandes, M., Knarr, B. A., Higginson, J. S., & Sergi, F. (2019). The effect of stride length on lower extremity joint kinetics at various gait speeds. *PLoS One*, 14(2), e0200862. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0200862>
- Mentiplay, B. F., Banky, M., Clark, R. A., Kahn, M. B., & Williams, G. (2018). Lower limb angular velocity during walking at various speeds. *Gait & Posture*, 65, 190-196. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.162>
- Mouret, T. (2020). *Impact du port du gilet pare-balles de classe 4 sur la cinématique pelvienne et sur les composantes biomécaniques de la posture et de la marche* (promoteur : P. Flament) (Mémoire de Master). Montignies-sur-Sambre : Haute école Louvain en Hainaut.
- Pelanne, É. (2018). *Impact de la lombalgie dégénérative sur la capacité opérationnelle d'une unité de commandos parachutistes de l'air (CPA 30) : Étude épidémiologique observationnelle descriptive transversale sur deux ans*. <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01830221>
- Santos, M. C. dos, Krueger, E., & Neves, E. B. (2017). Electromyographic analysis of postural overload caused by bulletproof vests on public security professionals. *Research on Biomedical Engineering*, 33(3), 175-184. <https://doi.org/10.1590/2446-4740.09016>
- Schram, B., Orr, R., Pope, R., Hinton, B., & Norris, G. (2018). Comparing the Effects of Different Body Armor Systems on the Occupational Performance of Police Officers. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15(5), 893. <https://doi.org/10.3390/ijerph15050893>
- Stansfield, B., Hawkins, K., Adams, S., & Church, D. (2018). Spatiotemporal and kinematic characteristics of gait initiation across a wide speed range. *Gait & Posture*, 61, 331-338. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.003>
- Talarico, M. K., Haynes, C. A., Douglas, J. S., & Collazo, J. (2018). Spatiotemporal and kinematic changes in gait while carrying an energy harvesting assault pack system. *Journal of Biomechanics*, 74, 143-149. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.04.035>
- Tomes, C., Orr, R. M., & Pope, R. (2017). The impact of body armor on physical performance of law enforcement personnel : A systematic review. *Annals of*

-
- Occupational and Environmental Medicine*, 29, 14. <https://doi.org/10.1186/s40557-017-0169-9>
- Wang, H., Frame, J., Ozimek, E., Leib, D., & Dugan, E. L. (2013). The effects of load carriage and muscle fatigue on lower-extremity joint mechanics. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 84(3), 305-312. <https://doi.org/10.1080/02701367.2013.814097>
- Willems, P. A., Cavagna, G. A., & Heglund, N. C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *The Journal of Experimental Biology*, 198(Pt 2), 379-393.
- Winiarski, S., Pietraszewska, J., & Pietraszewski, B. (2019). Three-Dimensional Human Gait Pattern : Reference Data for Young, Active Women Walking with Low, Preferred, and High Speeds. *BioMed Research International*, 2019, 1-7. <https://doi.org/10.1155/2019/9232430>

