

UNIVERSITÉ JEAN MONNET - SAINT-ÉTIENNE

Faculté de Médecine Jacques Lisfranc

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE JEAN MONNET

Spécialité : Motricité Humaine et Handicap

Présentée par

Nicolas PEYROT

Coût métabolique et biomécanique de la marche chez l'adolescent obèse

Soutenue le 3 décembre 2009 devant le jury composé de :

Rapporteurs : **Bénédicte Schepens, Présidente** (PU, Université Catholique de Louvain, Belgique)

Alain Varray (PU, Université Montpellier 1)

Examineurs : **Jean-Benoît Morin** (MCU, Université Jean Monnet, Saint-Étienne)

Davide Malatesta (MCU, Université de Lausanne, Suisse)

Directeurs **Alain Belli**, Directeur (PU, Université Jean Monnet, Saint-Étienne)

de Thèse : **Pascale Duché**, Co-directrice (PU, Université Blaise-Pascal, Clermont-Ferrand II)



Thèse réalisée au sein du Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA 4338)

En collaboration avec le Laboratoire de Biologie des APS (BAPS EA 3533)

Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand II

Coût métabolique et biomécanique de la marche chez l'adolescent obèse

Résumé : L'objectif de ce travail de thèse était de déterminer les facteurs biomécaniques responsables du plus grand coût métabolique net de la marche ($C_{w/kg}$, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) chez des adolescents obèses. Pendant la marche, les mouvements du centre de masse (CM) permettent un transfert d'énergie mécanique assimilable à celui d'un pendule inversé permettant de diminuer les coûts mécanique et métabolique. Cependant, les plus grandes largeurs de pas des personnes obèses pourraient induire une augmentation des déplacements médio-latéraux (M-L) du CM et ainsi altérer le mécanisme de transfert d'énergie caractérisant le pendule inversé.

L'analyse du mécanisme de pendule inversé de la marche (méthode Cavagna) en condition naturelle chez des adolescents obèses a donc fait l'objet de la première partie de ce travail. Bien que les déplacements M-L du CM aient été plus élevés chez les sujets obèses et corrélés à $C_{w/kg}$, le travail mécanique externe nécessaire à accélérer et à élever le CM ainsi que la quantité d'énergie transférée n'étaient pas modifiés par l'obésité. Cependant, d'autres paramètres biomécaniques pourraient être responsables du plus grand $C_{w/kg}$ des personnes obèses, tels que le plus grand balancement M-L du membre inférieur, les plus grandes forces musculaires nécessaires pour supporter le poids des personnes obèses ou encore la distribution de la masse grasse corporelle. Nous avons donc ensuite déterminé l'influence de ces différents paramètres biomécaniques et de la masse corporelle sur C_w ($J.m^{-1}$) afin de déterminer si les changements de ces paramètres biomécaniques étaient reliés à la diminution de C_w après une réduction pondérale chez les adolescents obèses. L'amplitude du balancement M-L du membre inférieur a diminué après la réduction pondérale mais n'était pas relié à la diminution de C_w . Les diminutions des fluctuations d'énergie potentielle et ainsi des déplacements verticaux du CM semblent liées à la diminution des fluctuations d'énergie cinétique M-L après la réduction pondérale. La diminution du travail musculaire due aux plus faibles déplacements verticaux et M-L du CM semble expliquer une partie de la diminution de C_w après la réduction pondérale. La diminution spécifique de la masse grasse dans la région glutéo-fémorale (gynoïde) était également reliée à la diminution de C_w après la réduction pondérale.

En conclusion, cette étude a permis de montrer que le plus grand $C_{w/kg}$ chez les personnes obèses peut être expliqué par des paramètres biomécaniques du pattern de marche des personnes obèses. La plus grande diminution de C_w comparée à la diminution de la masse corporelle après une réduction pondérale peut être en grande partie expliquée par des modifications biomécaniques du pattern de marche des personnes post-obèses.

Mots clés : énergétique ; cinétique ; cinématique ; obésité ; travail externe ; réduction pondérale ; gynoïde

Metabolic cost and biomechanical parameters of the walking gait in obese adolescents

Abstract: The main aim of this work was initially to determine the biomechanical factors responsible for the higher net metabolic cost of walking per kg of body mass ($C_{w/kg}$, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) in obese adolescents. During walking, the movements of the center of mass (COM) allow inverted-pendulum-like exchange of mechanical energy that decreases the net external work to move the COM and $C_{w/kg}$. However, the wider step width of obese individuals could induce greater mediolateral (M-L) COM displacement, which could impair the inverted-pendulum-like mechanism of energy recovery.

The analysis of the mechanical gait parameters of the inverted pendulum during walking under field conditions in obese individuals has therefore been performed in the present study. Although M-L COM displacement was greater in obese than in normal weight subjects and related to $C_{w/kg}$, the external work required to lift and accelerate the COM, and the recovery of mechanical energy, were similar in the two groups, and did not explain the greater $C_{w/kg}$. However, other mechanical factors could be responsible for the greater $C_{w/kg}$ in obese individuals, such as a greater lateral leg swing, a greater muscle work required to support body weight, or the distribution of body fat mass. According to these results, we investigated whether modifications in biomechanical parameters associated with weight loss are responsible for the greater than expected (from the sole change in body mass) decrease in net metabolic cost (C_w , $J.m^{-1}$) in obese adolescents. Our results indicated that the fall in C_w after weight loss is associated with changes in biomechanical parameters of walking. The lower lateral leg swing after weight loss does not seem to explain part of the decrease in C_w . The lower body mass seems to have induced a lower leg muscle work required to raise and accelerate the lower body mass as well as to support the lower body weight. The decrease in body mass also seems to be associated with a lower leg muscle work required to raise the COM due to its lower vertical motions. Moreover, the lower amount of fat mass in the gynoid region seems to be related to the decrease in C_w .

In conclusion, the results of this study have shown that in obese subjects, the high net metabolic cost of walking is related to biomechanical parameters, and that the fall in net metabolic cost after weight loss in weight reduced adolescents is associated with changes in the biomechanical parameters of walking.

Key words: Energetics; Kinetics; Kinematics; Obesity; external work; weight loss; gynoid

Présenté par : Nicolas Peyrot (Université Jean Monnet, Saint Étienne)
Directeur : Alain Belli (PU, Université Jean Monnet, Saint Étienne)
Co-Directrice : Pascale Duché (PU, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand II)



REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier le Professeur Alain Varray et le Professeur Bénédicte Schepens d'avoir accepté d'être les rapporteurs de ce manuscrit, et de l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail. Je remercie le Docteur Davide Malatesta et le Docteur Jean-Benoît Morin d'avoir accepté d'examiner ce manuscrit et de faire partie de mon jury de thèse.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance au Professeur Alain Belli et au Professeur Pascale Duché d'avoir dirigé ce travail de thèse, et de la confiance qu'ils m'ont accordée durant ces quatre années.

Merci au Professeur André Geysant, directeur de l'ex-laboratoire PPEH (actuellement LPE, dirigé par Alain Belli), de m'avoir accueilli au sein de son équipe, et de m'avoir appris les rudiments des comités d'éthique.

Les travaux présentés n'auraient probablement pas pu aboutir sans la collaboration des enseignants-chercheurs du laboratoire de Biologie des Activités Physiques et Sportives (BAPS, EA 3533) de l'Université Blaise-Pascal, Clermont-Ferrand II. Je tiens à remercier Pascale Duché de m'avoir accueilli au sein du laboratoire BAPS, ainsi que Julien Aucouturier, et plus particulièrement David Thivel et Laurie Isacco dont l'aide m'a été très précieuse.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à Guillaume Millet pour la confiance qu'il m'a accordée en me proposant le poste d'attaché temporaire d'enseignement et de recherche en collaboration avec le service de Médecine Physique et de Réadaptation (MPR). Ce poste m'a permis de finir ma thèse dans de très bonnes conditions.

Je tiens également à adresser mes remerciements aux membres hospitaliers, universitaires et techniques du Laboratoire de Physiologie de l'Exercice de Saint-Étienne pour leur accueil chaleureux. À cet égard, je remercie Josiane Castells et Régis Bonnefoy pour leur aide et leur disponibilité.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude et sympathie à « JB » qui m'a énormément apporté et appris tout au long de mon Doctorat. Son aide précieuse et sa disponibilité m'ont été indispensables tant sur le plan scientifique que dans les moments de doutes.

Je remercie également mes compagnons de thèse « La Fouine, Lucho, JP, Mitch, Vincent, Momo, Olivier et An » pour les moments agréables et certains intenses (Arpheuil tour...) passés en leur compagnie. J'ai néanmoins une pensée toute particulière pour mes collègues de bureau et amis Philippe et Pierre pour ces grands moments passés ensemble, et sans qui ces années de thèse n'auraient jamais été aussi riches.

Pour finir, je réserve mes remerciements les plus chaleureux à mes parents, ma famille, ainsi qu'à mes amis qui m'ont toujours soutenu et encouragé. Enfin, mes pensées reviennent tout naturellement à Sarah pour avoir toujours été présente lorsque j'en avais besoin et pour tout l'amour qu'elle (me) porte (en plus de notre bébé...).

Et oui ma chérie, ça y est j'ai fini !

Table des matières

ABRÉVIATIONS	1
PRÉAMBULE	2
REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1. Biomécanique et coût métabolique de la marche chez la personne normo-pondérale.....	5
1.1. Coût métabolique de la marche chez la personne normo-pondérale.....	5
1.1.1. Définition du coût métabolique de la marche.....	5
1.1.2. Le coût métabolique de la marche en fonction de la vitesse et de l'âge.....	6
1.1.3. Normalisation du coût métabolique de la marche par la masse	10
1.2. Biomécanique de la marche chez la personne normo-pondérale	12
1.2.1. Analyse cinématique : paramètres spatio-temporels	12
1.2.2. Analyse cinétique : force et travail mécanique.....	14
1.2.2.1. Le travail mécanique externe.....	15
1.2.2.2. Le travail mécanique interne	23
1.3. Relation entre le coût mécanique et le coût métabolique de la marche.....	26
2. Biomécanique et coût métabolique de la marche chez la personne obèse	29
2.1. Coût métabolique de la marche chez la personne obèse	29
2.2. Influence des paramètres biomécaniques sur le coût métabolique de la marche chez la personne obèse.....	34
2.2.1. Influence des paramètres spatio-temporels sur le coût métabolique	34
2.2.2. Influence de la distribution de la masse grasse corporelle	38
2.2.3. Influence des paramètres cinématiques et dynamiques du membre inférieur sur le coût métabolique lors de la phase de balancement.....	39
2.3. Effet d'une réduction pondérale sur le coût métabolique de la marche et le rendement musculaire chez la personne obèse.....	43
2.3.1. Effet d'une réduction pondérale sur le coût métabolique de la marche	43
2.3.2. Effet de la réduction pondérale sur les rendements mécaniques et le rendement musculaire.....	44

HYPOTHÈSES ET BUTS DE L'ÉTUDE	47
MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE	50
1. Sujets	50
2. Protocole expérimental	51
3. Mesure et analyse des données	53
3.1. Données anthropométriques et composition corporelle	53
3.2. Paramètres métaboliques	55
3.3. Paramètres mécaniques	56
3.3.1. Matériels	56
3.3.2. Paramètres spatio-temporels	58
3.3.3. Fluctuations d'énergies et travail mécanique externe du centre de masse	59
3.3.4. Balancement du membre inférieur	61
LE COÛT DE LA MARCHÉ CHEZ L'ADOLESCENT OBÈSE	63
ANALYSE STATISTIQUE	64
RÉSULTATS	65
DISCUSSION	77
LE COÛT DE LA MARCHÉ APRÈS UNE RÉDUCTION PONDÉRALE	89
INTRODUCTION	90
ANALYSE STATISTIQUE	94
RÉSULTATS	97
DISCUSSION	103
CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES	113
APPENDICE	118
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	120
ANNEXES	130

- ABRÉVIATIONS -

3D	3 dimensions
CLM	Calcul du travail externe par la méthode combinée des membres inférieurs (« Combined Limbs Method »)
CM	Centre de masse
C_w	Coût métabolique de la marche
$C_{w/kg}$	Coût métabolique de la marche normalisé par la masse ($J.kg^{-1}.m^{-1}$)
$C_{w/kg}^{0.67}$	Coût métabolique de la marche normalisé par la masse ^{0.67} ($J.kg^{-0.67}.m^{-1}$)
DEXA	Absorptiométrie biphotonique aux rayons X
E_{cin}	Énergie cinétique totale du centre de masse
$E_{cin\ M-L}$	Énergie cinétique médio-latérale du centre de masse
E_{pot}	Énergie potentielle gravitationnelle du centre de masse
E_{tot}	Énergie totale du centre de masse
g	Accélération gravitationnelle
h	Position verticale du centre de masse
ILM	Calcul du travail externe par la méthode séparée des membres inférieurs (« Individual Limbs Method »)
IMC	Indice de masse corporelle
l	Longueur des membres inférieurs
m	Masse
M-L	Médio-latéral
MM	Masse maigre
$P_{méta}$	Puissance métabolique
SD	Écart type (Standard deviation)
\dot{V}_{CO_2}	Production de dioxyde de carbone
\dot{V}_{O_2}	Consommation d'oxygène
$\dot{V}_{O_2\ max}$	Consommation maximale d'oxygène
W_{ext}	Travail mécanique externe
W_{int}	Travail mécanique interne
$W_{int,cin}$	Travail cinétique interne des membres par rapport au centre de masse
$W_{int,dc}$	Travail mécanique interne de double contact
ΔE_{cin}	Fluctuations d'énergie cinétique totale du centre de masse
$\Delta E_{cin\ M-L}$	Fluctuations d'énergie cinétique médio-latérale du centre de masse
ΔE_{pot}	Fluctuations d'énergie potentielle du centre de masse

- PRÉAMBULE -

Le surpoids et l'obésité sont caractérisés par un excès de masse grasse corporelle néfaste pour la santé qui a pour origine un déséquilibre énergétique entre les calories consommées et dépensées (OMS, 2006). Chez l'adulte, l'obésité est définie par un indice de masse corporelle (IMC : masse/taille^2) supérieur à 30 kg.m^{-2} (OMS, 2006). Chez l'enfant, les valeurs internationales d'IMC pour l'obésité dépendent de l'âge et du sexe (Cole *et al.*, 2000). La prévalence du surpoids et de l'obésité a considérablement augmenté ces 40 dernières années dans le monde entier suite à la modification du mode de vie. Un changement d'alimentation vers des aliments plus caloriques, riches en graisses et en sucres, a été observé à l'échelle mondiale, ainsi qu'une tendance à l'inactivité physique en raison de la nature de plus en plus sédentaire de nombreuses formes de travail, de l'évolution des modes de transport et de l'urbanisation (OMS, 2006). Il semblerait également que la prévalence du surpoids et de l'obésité soit également liée à la condition socio-économique des personnes. Le surpoids et l'obésité sont devenus un véritable problème de santé publique favorisant l'apparition de maladies cardio-vasculaires comme les accidents vasculaires cérébraux (AVC), l'hypertension artérielle et les cardiopathies, le diabète non insulino-dépendant, les troubles musculo-squelettiques, en particulier l'arthrose, ainsi que l'initiation de certains cancers (pancréas, foie, colon, prostate...) (OMS, 2006; Pan & DesMeules, 2009).

En France, la prévalence du surpoids chez l'adulte semble s'être stabilisée autour de 30 % depuis 1997 (Charles *et al.*, 2008). Cependant, la prévalence de l'obésité augmente toujours chez l'adulte, passant de 8,6 % en 1997 à 13,1 % en 2006 (Charles *et al.*, 2008). D'après la récente étude de Charles *et al.* (2008), plus de 43 % de la population française de plus de 18 ans était en surpoids ou obèse en 2006.

Chez les enfants français âgés de 3 à 14 ans, on estime que 14,5 % étaient en surpoids ou obèses entre 2006 et 2007 (Lioret *et al.*, 2009). Cependant, bien que la prévalence du surpoids

et de l'obésité chez l'enfant soit encore grande, elle semble s'être stabilisée depuis le début des années 2000 (Rolland-Cachera *et al.*, 2007; Girardet *et al.*, 2009; LioRET *et al.*, 2009; Salanave *et al.*, 2009). Cette stabilisation est observée dans tous les groupes socio-économiques, même si les groupes les plus défavorisés restent ceux où la prévalence du surpoids et de l'obésité est la plus élevée (Girardet *et al.*, 2009). Cette stabilisation pourrait être liée à la baisse concomitante de 10 % de la consommation énergétique rapportée entre 1999 et 2007 (Girardet *et al.*, 2009).

Ainsi depuis le début des années 2000, les résultats d'études récentes convergent vers une amélioration des consommations alimentaires et de la prévalence du surpoids et de l'obésité de la population française. Ces améliorations semblent correspondre (mais cela reste à confirmer) à la mise en place en 2001 du Programme National Nutrition Santé (PNNS), qui a pour but d'améliorer l'état de santé de la population, en particulier dans le domaine de l'obésité (Girardet *et al.*, 2009) en promouvant l'activité physique et en améliorant la consommation alimentaire des français.

Cependant, alors que la quantité d'énergie dépensée dans les activités physiques joue un rôle important dans la prévention de l'obésité, il semblerait que le temps passé dans les activités sédentaires comme regarder la télévision et jouer aux jeux vidéo a augmenté chez les enfants français entre 1999 et 2007 (Girardet *et al.*, 2009). Or, le temps passé dans les activités sédentaires est directement lié au degré d'obésité de l'enfant (Maffeis *et al.*, 1997). De plus, le manque d'activité physique, qui constitue un facteur de risque pour la santé, est considéré comme responsable de 5 à 10 % de l'ensemble des décès en Europe (Racioppi *et al.*, 2004).

Il existe néanmoins des stratégies simples pour lutter contre la sédentarité et l'obésité, comme se déplacer en marchant ou en bicyclette pour aller à son travail ou à l'école pour les enfants (Racioppi *et al.*, 2002; OMS, 2006). La promotion de l'activité physique est sans doute l'une des interventions les plus utiles du point de vue de la santé publique, car en

Europe, plus de 30 % des adultes ne suivent pas les recommandations de l'OMS qui préconise 30 minutes d'activité physique par jour (Racioppi *et al.*, 2002).

Chez l'enfant, la pratique de la marche comme moyen de transport est très conseillée afin d'établir une routine et des habitudes qui permettront à l'âge adulte de prévenir le surpoids et l'obésité ainsi que les facteurs de risques associés. Bien que la marche soit encore plus conseillée chez l'enfant obèse, il a été montré que ces enfants passent plus de temps dans les activités sédentaires que leurs homologues normo-pondéraux, au détriment des activités physiques telle que la marche (Maffei *et al.*, 1996; Lazzer *et al.*, 2003). Cette plus grande sédentarité des enfants obèses qui les conforte dans leur état d'obésité, pourrait en partie s'expliquer par la plus grande difficulté qu'ils ont à pratiquer des activités dans lesquelles ils portent leur poids. En effet, lors de la marche, les personnes obèses doivent élever et accélérer à chaque pas leur plus grande masse corporelle nécessitant ainsi une plus grande dépense d'énergie qui, associée à un déconditionnement physique, requiert un certain effort. Cependant, Heglund *et al.* (1995) ont montré chez des femmes Africaines habituées à porter des charges lourdes sur leur tête, que ces femmes adaptaient leur façon de marcher afin de ne pas augmenter leur dépense d'énergie. Ainsi, bien que chez la personne obèse la dépense d'énergie lors de la marche soit élevée, cette dépense pourrait être encore plus élevée sans certaines adaptations biomécaniques qui permettent de réduire l'effort physique lors de la marche (Browning & Kram, 2009). La marche étant une activité très recommandée chez l'enfant obèse, il est par conséquent important de connaître les déterminants biomécaniques spécifiques de la dépense d'énergie métabolique. Ces connaissances permettront une meilleure prise en charge de l'enfant obèse, que ce soit pour un reconditionnement physique ou pour leur apporter une aide afin de perdre du poids.

- REVUE DE LA LITTÉRATURE -

1. Biomécanique et coût métabolique de la marche chez la personne normo-pondérale

D'un point de vue biomécanique, la marche est une orchestration complexe de commandes neuromusculaires, de forces musculaires et de mouvements articulaires, qui ont pour but de faire progresser le corps dans l'espace en minimisant les dépenses d'énergie mécanique et d'énergie métabolique (Cavagna *et al.*, 1977; Minetti & Saibene, 1992; McNeill Alexander, 2002; Minetti *et al.*, 2003; Zajac *et al.*, 2003; Umberger & Martin, 2007).

1.1. Coût métabolique de la marche chez la personne normo-pondérale

1.1.1. Définition du coût métabolique de la marche

Pendant la marche, de l'énergie métabolique est dépensée lors des contractions musculaires qui sont nécessaires aux mouvements des segments corporels et aux mouvements du centre de masse (CM). À la vitesse préférée (ou librement choisie), la marche ne nécessite seulement que trois ou quatre fois l'énergie métabolique de repos. Lors de la pratique de la marche à intensité sous-maximale, la dépense d'énergie métabolique aérobie (J) est évaluée en fonction de la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$, en L.min⁻¹) et de la production de dioxyde de carbone ($\dot{V}CO_2$, en L.min⁻¹) (Brockway, 1987; Garby & Astrup, 1987). Cette dépense d'énergie métabolique est exprimée en fonction du temps et correspond donc à une puissance métabolique (W). La puissance métabolique peut également être divisée par la vitesse afin d'exprimer la dépense d'énergie métabolique par unité de distance (Margaria, 1938). Le terme « coût métabolique de la marche » (C_w , J.m⁻¹), défini par Margaria en 1938, réfère ainsi à l'économie de transport et représente la dépense d'énergie aérobie nécessaire pour parcourir un mètre. C_w peut représenter la dépense d'énergie totale (C_w brut), ou alors seulement la

dépense d'énergie propre à l'activité de marche (C_w net) en retranchant la puissance métabolique de repos à la puissance métabolique totale. De plus, afin de comparer les individus entre eux, C_w est usuellement divisé par la masse corporelle des sujets ($C_{w/kg}$, en $J.kg^{-1}.m^{-1}$) puisque la marche est une activité où l'on doit accélérer et élever le CM. La supposition implicite de ce rapport est que $C_{w/kg}$ est indépendant de la masse corporelle une fois normalisé.

1.1.2. Le coût métabolique de la marche en fonction de la vitesse et de l'âge

La relation entre $C_{w/kg}$ brut et la vitesse de marche est empiriquement représentée par une fonction quadratique (Ralston, 1958; Zarrugh *et al.*, 1974; Cavagna *et al.*, 1976; Margaria, 1976; Cavagna & Kaneko, 1977; di Prampero, 1986; DeJaeger *et al.*, 2001). Chez l'adulte, $C_{w/kg}$ brut diminue avec l'augmentation de la vitesse jusqu'à $\sim 1,5 \text{ m.s}^{-1}$, puis augmente au-delà de cette vitesse comme illustré par la Figure 1.

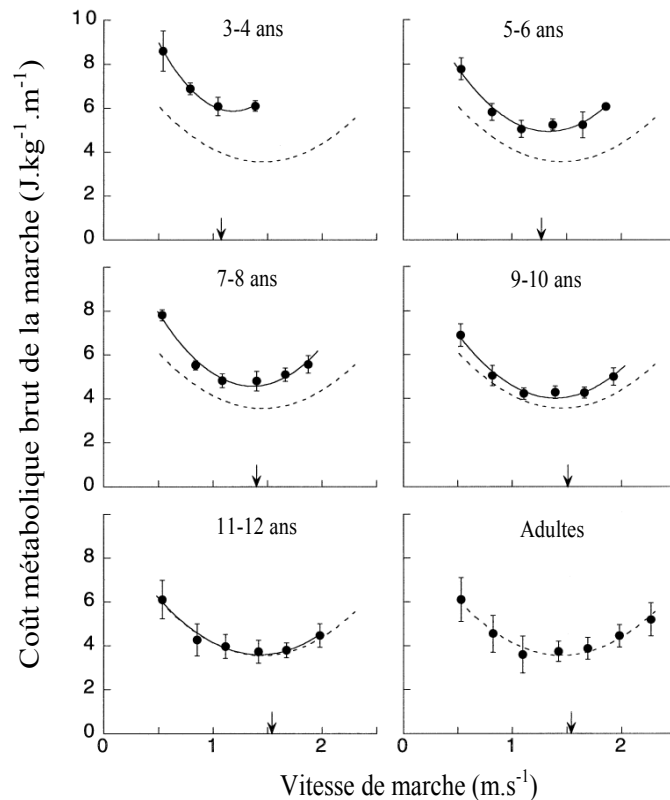


Figure 1 : Coût métabolique brut de la marche ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) en fonction de la vitesse (m.s^{-1}) chez l'enfant (traits pleins ; classement par groupe d'âge) et l'adulte (courbes en pointillé). Les flèches sur les axes des abscisses représentent la vitesse à laquelle le transfert d'énergie mécanique est maximal (*cf.* section 1.1.2.1.). D'après DeJaeger *et al.* (2001)

La diminution de $C_{w/kg}$ brut avec l'augmentation de la vitesse jusqu'à $\sim 1,5 \text{ m.s}^{-1}$ est principalement due à la diminution relative de la part de la puissance métabolique de repos. L'augmentation de $C_{w/kg}$ brut au-delà de $\sim 1,5 \text{ m.s}^{-1}$ résulte ensuite de l'augmentation relativement importante de $C_{w/kg}$ net avec l'augmentation de la vitesse (Figure 2). La vitesse optimale, qui correspond à la valeur minimale de $C_{w/kg}$ brut apparaît à la vitesse préférée de marche, librement choisie par les sujets (Martin *et al.*, 1992; McNeill Alexander, 2002). Cette valeur minimale de $C_{w/kg}$ brut semble également correspondre aux valeurs optimales de certains paramètres mécaniques de la marche. En effet, $C_{w/kg}$ est minimisé à la vitesse de marche où le pourcentage d'énergie mécanique transférée au niveau du CM est maximal (*cf.* section 1.1.2.1.) (Cavagna & Kaneko, 1977; DeJaeger *et al.*, 2001).

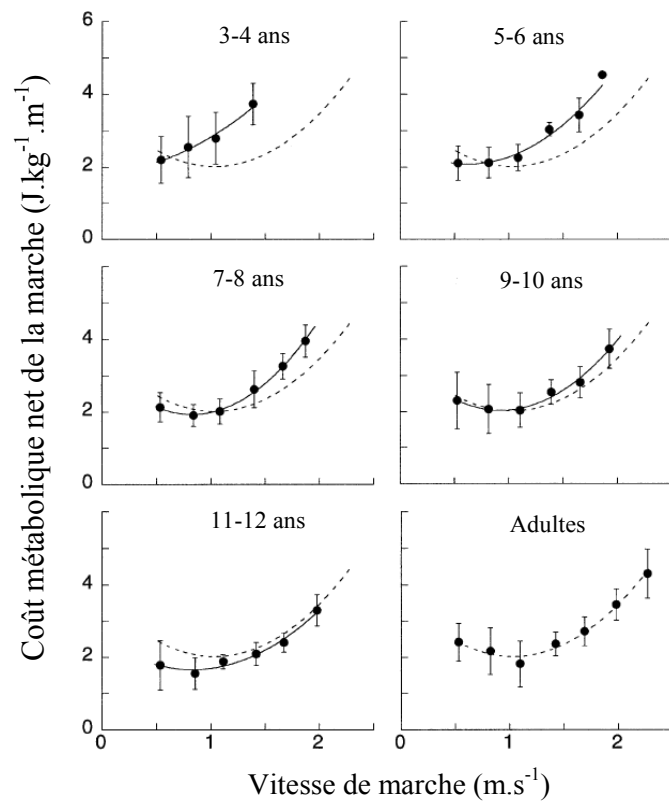


Figure 2 : Coût métabolique net de la marche ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) en fonction de la vitesse ($m.s^{-1}$) chez l'enfant (traits pleins ; classement par groupe d'âge) et l'adulte (courbes en pointillé). D'après DeJaeger *et al.* (2001)

Chez l'enfant, la relation entre $C_{w/kg}$ brut et la vitesse de marche peut également être représentée par une fonction quadratique (Figure 1). Cependant, la valeur minimale de $C_{w/kg}$ brut diminue avec l'âge (de $\sim 6 J.kg^{-1}.m^{-1}$ à 3-4 ans, à $3 J.kg^{-1}.m^{-1}$ à l'âge adulte), et la vitesse à laquelle ce coût est minimal augmente avec l'âge (Figure 1) (DeJaeger *et al.*, 2001). Les différences de $C_{w/kg}$ net et brut en fonction de la vitesse de marche entre l'adulte et l'enfant disparaissent après l'âge de 10 ans (DeJaeger *et al.*, 2001) (Figure 1, Figure 2).

La différence de $C_{w/kg}$ brut en fonction de la vitesse entre l'adulte et l'enfant (Figure 1) est due à deux facteurs : la puissance métabolique de repos due à la différence de masse maigre entre l'adulte et l'enfant (Owen, 1988), et à $C_{w/kg}$ net. Comme l'ont montré DeJaeger *et al.* en 2001, la différence de $C_{w/kg}$ net en fonction de la vitesse de marche entre l'adulte et l'enfant

(Figure 2) est principalement liée à la différence de taille des sujets. En effet, la vitesse préférée des sujets à laquelle $C_{w/kg}$ net est minimal dépend de la distance parcourue en une foulée et donc de la taille des sujets. Une vitesse imposée peut correspondre à la vitesse optimale d'un sujet d'un point de vue métabolique, alors que cette vitesse peut être trop rapide et non optimale pour un sujet plus petit. Ainsi, lorsque des sujets de tailles différentes se déplacent de façon similaire et que l'inertie et la gravité sont des facteurs importants de la dynamique de la locomotion telle que la marche, il est approprié d'exprimer la vitesse en fonction du nombre de Froude ($V^2 \cdot g^{-1} \cdot l^{-1}$) (Alexander, 1989). Lors de la marche, le nombre de Froude prend en compte la vitesse (V , en $m \cdot s^{-1}$), l'accélération gravitationnelle (g , en $m \cdot s^{-2}$) et la longueur des membres inférieurs (l , en m) afin de mettre à la même échelle des paramètres comme les paramètres énergétiques de sujets de différentes tailles (Figure 3).

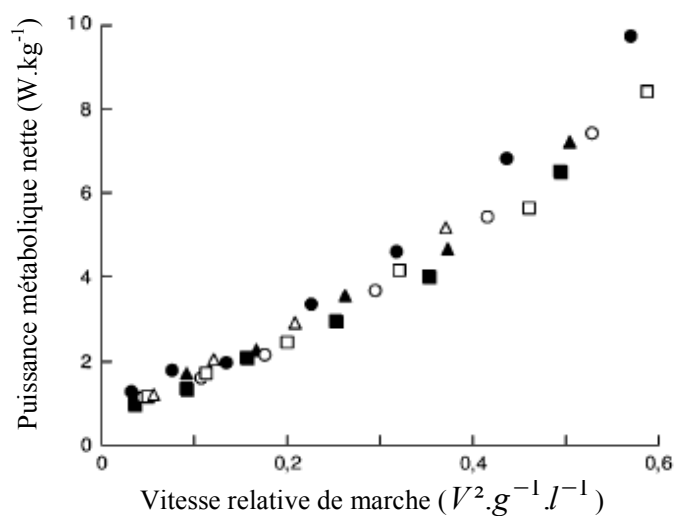


Figure 3 : Relation entre la puissance métabolique nette ($W \cdot kg^{-1}$) et la vitesse relative au nombre de Froude $V^2 \cdot g^{-1} \cdot l^{-1}$. Δ , enfants 3-4 ans ; \square , enfants 5-6 ans ; \circ , enfants 7-8 ans ; \blacktriangle , enfants 9-10 ans ; \blacksquare , enfants 11-12 ans ; \bullet , adultes. D'après DeJaeger *et al.* (2001)

Comme illustré par la Figure 3, l'enfant et l'adulte présentent des valeurs similaires de puissance métabolique nette lorsqu'ils marchent à la même vitesse relative. L'expression de la puissance métabolique nette de la marche en fonction de la vitesse relative au nombre de Froude a ainsi permis de montrer qu'après l'âge de 4 ans la marche de l'enfant est dynamiquement similaire à celle de l'adulte (DeJaeger *et al.*, 2001). Les différences de coût métabolique de la marche sont donc principalement liées à la taille, avec seulement une faible contribution du système neuromusculaire (DeJaeger *et al.*, 2001). En effet, la fréquence de pas et l'amplitude des mouvements à une vitesse donnée, qui dépendent de la taille des membres inférieurs (et donc de la taille des sujets), influencent le travail mécanique effectué lors de la marche et par conséquent peuvent influencer C_w (Schepens *et al.*, 2004; Umberger & Martin, 2007).

1.1.3. Normalisation du coût métabolique de la marche par la masse

La marche est une activité pendant laquelle les membres inférieurs supportent la masse corporelle. La masse corporelle est également accélérée et élevée à chaque pas justifiant la normalisation de C_w par celle-ci, le plus souvent en divisant C_w par la masse (Martin & Morgan, 1992). Cependant, de nombreuses études ont montré chez l'animal que la dépense d'énergie métabolique par unité de masse corporelle ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) ne permet pas de s'affranchir totalement de l'effet de la masse lorsqu'il existe de larges variations de la masse corporelle (*e.g.* (Alexander, 2005)). Il est généralement bien admis en zoologie que les animaux les plus lourds ont un coût métabolique de la locomotion par unité de masse plus faible que celui des animaux plus légers. Lors de la marche (et de la course) chez l'humain, bien que la différence de masse corporelle soit beaucoup plus petite entre les individus, $C_{w/\text{kg}}$ (*i.e.* $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) semble également diminuer avec l'augmentation de la masse des personnes normo-pondérales (IMC inférieur à 25 kg.m^{-2} chez l'adulte) (Nevill *et al.*, 1992; Rogers *et al.*, 1995; Zakeri *et*

al., 2006). Ce phénomène pourrait être expliqué par le fait qu'à une vitesse donnée C_w semble en partie dépendre de deux variables indépendantes qui sont corrélées entre elles : la masse, car on soulève et accélère son centre de masse, et la taille des sujets par la longueur de leurs membres inférieurs (*cf.* section 1.1.2.). Ainsi, lorsque C_w est divisé par la masse corporelle, $C_{w/kg}$ est encore dépendant de la taille et donc indirectement de la masse (la masse et la taille étant corrélées).

D'autre part, il a été montré expérimentalement que C_w n'est pas proportionnel à la masse mais à la masse élevée à la puissance $\sim 0,67$ (Nevill *et al.*, 1992; Rogers *et al.*, 1995; Zakeri *et al.*, 2006). Mathématiquement, diviser C_w par la masse alors que la relation qui lie ces deux paramètres n'est pas proportionnelle crée une variable ($C_{w/kg}$) encore dépendante de la masse (Nevill *et al.*, 1992; Rogers *et al.*, 1995; Zakeri *et al.*, 2006). Ainsi, afin de normaliser C_w par la masse, certains auteurs ont proposé de diviser C_w par la masse avec un exposant inférieur à 1 (Nevill *et al.*, 1992; Rogers *et al.*, 1995; Janz *et al.*, 1998; Zakeri *et al.*, 2006). Cependant, bien que cette normalisation soit mathématiquement plus juste, la valeur de l'exposant semble dépendre de l'intensité de l'exercice (Rogers *et al.*, 1995; Janz *et al.*, 1998; Zakeri *et al.*, 2006), et les explications physiologiques ou biomécaniques sont encore débattues (Schmidt-Nielsen, 1975; Rogers *et al.*, 1995; Alexander, 2005). Pour certains auteurs cet exposant de masse fait référence à un coefficient d'allométrie (Schmidt-Nielsen, 1975; Rogers *et al.*, 1995; Alexander, 2005). Le principe d'allométrie suppose qu'un changement de taille n'est pas associé à un changement de proportions (même forme). Ainsi, si on considère que l'aire de la surface corporelle en section transversale d'une personne est proportionnelle à la taille au carré (L^2), et que le volume corporel (donc la masse) est proportionnelle à la taille au cube (L^3), alors l'aire de la surface corporelle est proportionnelle à la masse élevée à la puissance $0,67$ ($2/3$) (Schmidt-Nielsen, 1975; Rogers *et al.*, 1995; Alexander, 2005). Ainsi, comme C_w n'est pas proportionnel à la masse mais à la masse élevée à la puissance $0,67$ (Rogers *et al.*,

1995; Zakeri *et al.*, 2006), alors d'après le principe d'allométrie C_w serait proportionnel à la surface corporelle. Expérimentalement, il a été confirmé que la puissance métabolique (ou C_w) à une vitesse de marche donnée n'est pas proportionnelle à la masse, mais à l'aire de la surface corporelle en section transversale (Rogers *et al.*, 1995). Ainsi, lorsque des sujets de tailles différentes sont comparés, normaliser C_w par la surface corporelle ou par la masse élevée à la puissance 0,67 ($C_w/\text{kg}^{0,67}$, en $\text{J.kg}^{-0,67}.\text{m}^{-1}$) semble plus approprié afin de rendre le coût métabolique indépendant de la masse.

1.2. Biomécanique de la marche chez la personne normo-pondérale

1.2.1. Analyse cinématique : paramètres spatio-temporels

La marche est une activité complexe qui peut être décomposée en plusieurs phases mettant en jeu de nombreux mécanismes et groupes musculaires. C'est un mode de déplacement caractérisé par le fait que le sujet garde toujours au moins un pied en contact avec le sol contrairement à la course où le sujet peut se trouver en phase de vol. La marche est caractérisée par une alternance de phases de contact et de phases de balancement (retour vers l'avant du membre inférieur) des membres inférieurs (Figure 4). La phase de contact est elle-même divisée en trois phases : deux phases de double contact (deux pieds au sol) et une phase d'appui monopodal (un pied au sol). Un cycle de marche correspond à une phase de contact et à une phase de balancement du même membre inférieur. Un cycle de marche peut ainsi se définir comme la période débutant à la pose du talon du membre inférieur avant^a au sol jusqu'à la pose suivante du même talon. Chaque cycle de marche correspond donc à deux pas soit à une foulée. Les durées des différentes phases d'un cycle de marche sont classiquement exprimées en pourcentage du temps de cycle (Figure 4).

^a Le membre inférieur, de la pose du talon au sol de celui-ci jusqu'à la pose du talon au sol du membre inférieur controlatéral, sera appelé « membre inférieur avant ». Le membre inférieur controlatéral sera appelé par opposition « membre inférieur arrière ».

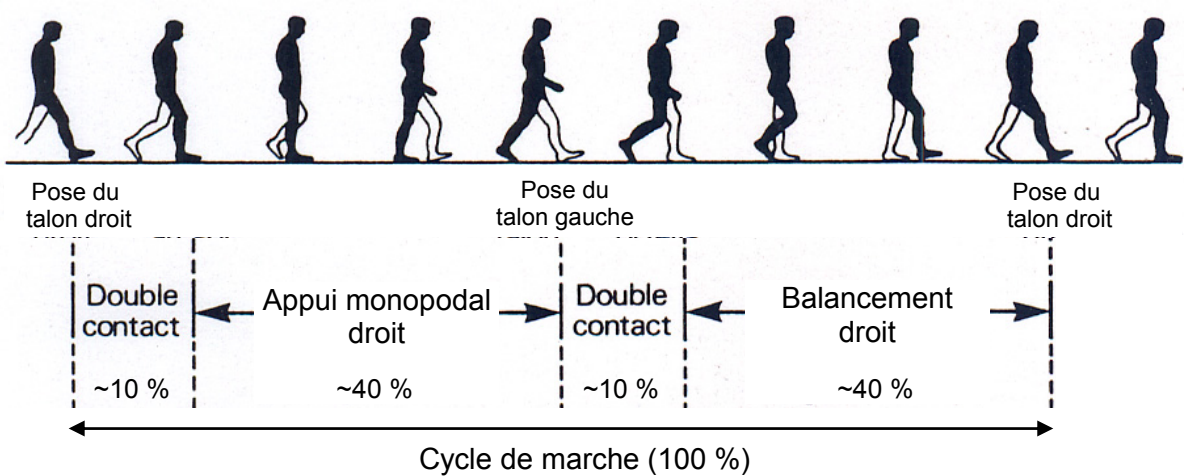


Figure 4 : Représentation des différentes phases d'un cycle de marche. Les durées relatives des différentes phases correspondent à une vitesse de marche à $\sim 1,2 \text{ m.s}^{-1}$. D'après Viel (2000), Stansfield *et al.* (2001) et Van der Linden *et al.* (2002)

La durée de l'appui monopodal d'un membre inférieur correspond à la durée du balancement du membre inférieur controlatéral. En effet, pendant l'appui monopodal, le membre inférieur en appui au sol agit comme un levier, permettant au membre inférieur controlatéral d'effectuer dans le plan horizontal un balancement en forme d'arc de cercle convexe dans la direction médio-latérale (M-L). Lors d'un cycle de marche, la foulée est donc caractérisée par sa durée, mais aussi par le déplacement effectué par le membre inférieur et donc par le CM. Ces caractéristiques spatio-temporelles, ainsi que la fréquence ($1/\text{durée du cycle}$) et la longueur de la foulée augmentent avec la vitesse de marche (Grieve & Gear, 1966). Chez l'adulte, à la vitesse préférée de marche, la durée moyenne d'une foulée est de ~ 1 seconde soit environ deux pas par seconde.

La marche est également caractérisée par des oscillations verticales et M-L du CM des sujets. Chez l'adulte, les déplacements verticaux du CM sont de l'ordre de 2,5 cm à la vitesse de marche de $0,7 \text{ m.s}^{-1}$ et augmentent jusqu'à $\sim 5 \text{ cm}$ à la vitesse de $1,6 \text{ m.s}^{-1}$ (Orendurff *et al.*,

2004). Dans l'axe M-L, les déplacements du CM sont de ~ 7 cm à la vitesse de $0,7 \text{ m.s}^{-1}$ et diminuent jusqu'à ~ 4 cm à la vitesse de $1,6 \text{ m.s}^{-1}$. Il a été montré que l'amplitude du déplacement M-L du CM dépend de la largeur des pas au sol, définie comme la distance M-L entre les deux appuis formés par les pieds au sol (Figure 5) (Rose & Gamble, 1994). Ainsi, une plus grande largeur de pas augmente les déplacements M-L du CM, alors qu'une plus petite largeur de pas diminue les déplacements M-L du CM.

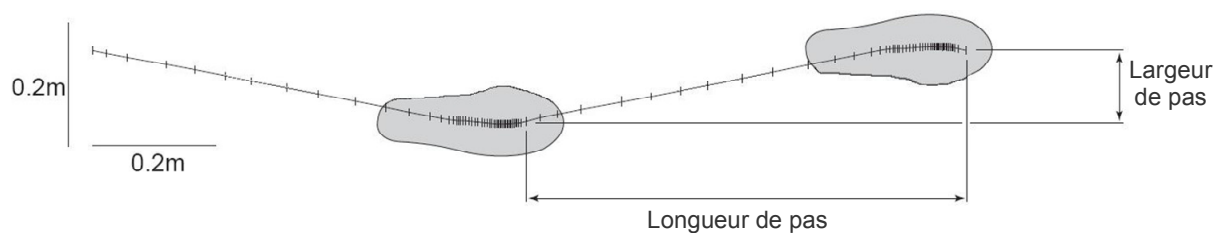


Figure 5 : Représentation de la largeur de pas moyen (10 sujets, 200 pas/sujet) lors de la marche chez l'adulte à la vitesse préférée. A cette même vitesse, la largeur de pas peut être exprimée en fonction de la longueur du membre inférieur (L) par l'équation suivante : $0,12 \pm 0,029 L$. La ligne (+) représente la trajectoire du centre de pression. D'après Donelan *et al.* (2004)

1.2.2. Analyse cinétique : force et travail mécanique

Il existe principalement deux méthodes pour évaluer le travail mécanique effectué par les muscles lors de la marche. Ces méthodes reposent sur le principe que les muscles sont responsables du travail mécanique produit par le corps. La première méthode consiste à calculer les moments de force au niveau des articulations des membres inférieurs afin d'évaluer le travail musculaire autour de ces articulations. Cette approche considère que chaque segment pris isolément est soumis à des forces et à des moments de force dus à son propre poids et aux forces inter-segmentaires entre les segments connexes. Le premier segment est représenté par le pied qui est soumis à une force extérieure (force du sol sous le pied). Ainsi, grâce aux données anthropométriques des sujets (ou de tables

anthropométriques), aux forces extérieures (plate-forme de force) et aux données cinématiques des segments (cinématographie), il est possible par dynamique inverse de calculer le moment de force résultant développé par les muscles autour des articulations mobilisées. Cependant, cette méthode nécessite des outils de laboratoire et ne permet pas d'évaluer (sur plusieurs pas) la marche naturelle en condition de terrain.

La deuxième méthode est basée sur un modèle mécanique de pendule inversé qui a déjà permis de très bien expliquer les aspects mécaniques et énergétiques de la marche (Cavagna *et al.*, 1963; Margaria & Cavagna, 1965; Cavagna & Margaria, 1966; Cavagna & Kaneko, 1977; Donelan *et al.*, 2002a; Kuo, 2007). Cette méthode évalue le travail effectué par les muscles pour déplacer le CM grâce au calcul du travail mécanique externe (W_{ext}) nécessaire à accélérer et à élever le CM. W_{ext} est calculé en considérant la personne comme un système global représenté par son CM. Le CM est modélisé en un point localisé au niveau des hanches et considéré comme la charge principale lors de la marche. Les forces extérieures telles que la force gravitationnelle et les forces du sol exercées sur les membres inférieurs agissent sur le CM et permettent son déplacement. Cette méthode permet ainsi le calcul du coût mécanique nécessaire à déplacer le CM seul. Il est également possible ensuite d'évaluer le travail mécanique interne ($W_{\text{int, cin}}$) associé aux mouvements des différents segments corporels par rapport au CM.

Cette méthode d'évaluation du travail mécanique externe (W_{ext} , méthode Cavagna) basée sur le mécanisme de pendule inversé de la marche a été retenue dans notre travail de thèse (*cf.* « hypothèses et buts de l'étude ») et sera donc développée dans les sections suivantes.

1.1.2.1. Le travail mécanique externe

La marche est caractérisée par une succession de phases d'appuis monopodaux et de doubles contacts durant lesquelles le CM du sujet accélère, décélère et oscille verticalement et

horizontalement. Ces mouvements du CM nécessitent une force nette externe au corps en partie créée par des actions musculaires. Les variations de vitesse et de hauteur du CM sont associées à des fluctuations des énergies cinétique et potentielle du CM. En effet, un changement d'état du CM nécessite un apport d'énergie « cinétique » pour augmenter la vitesse, et d'énergie « potentielle » pour élever le CM (*cf.* « méthodologie générale », section 3.3.3.). Ces fluctuations des énergies peuvent avoir pour origine un apport d'énergie lié à un travail musculaire ou un transfert d'énergie entre les énergies potentielle et cinétique qui ne nécessite aucun travail musculaire.

Il a été montré que les oscillations verticales du CM pendant la marche permettent ce transfert d'énergie mécanique au niveau du CM et ainsi permettent de diminuer les dépenses des énergies mécanique et métabolique (Margaria & Cavagna, 1965; Cavagna & Margaria, 1966; Cavagna *et al.*, 1976; Cavagna *et al.*, 1977). Les fluctuations des énergies ainsi que la trajectoire du CM pendant la marche peuvent être ainsi modélisées par un pendule inversé (Figure 6) (Cavagna *et al.*, 1963; Cavagna & Margaria, 1966; Cavagna *et al.*, 1976). En effet, pendant la phase d'appui monopodal, le membre inférieur en contact avec le sol peut être considéré comme un levier rigide qui supporte la masse corporelle du sujet et permet au CM de décrire un arc de cercle au dessus de l'axe de rotation constitué par le pied au sol (Figure 6) (Cavagna *et al.*, 1976; Cavagna *et al.*, 1977). Ainsi, lors de la première moitié de la phase d'appui monopodal, comme un pendule inversé, le CM du marcheur ralentit et s'élève grâce au transfert d'énergie cinétique en énergie potentielle (Cavagna *et al.*, 1963; Cavagna *et al.*, 1976). Puis, lors de la deuxième moitié de la phase d'appui monopodal, le CM s'abaisse et accélère grâce au mécanisme inverse de transfert d'énergie potentielle en énergie cinétique.

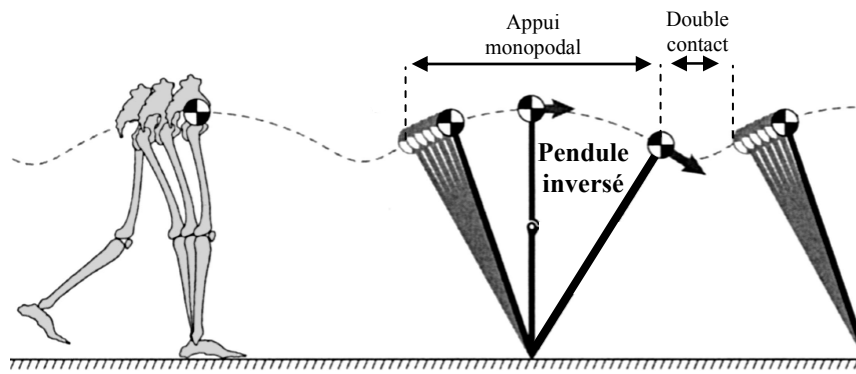


Figure 6 : Schéma d'un pendule inversé caractérisant la marche. Pendant la phase d'appui monopodal, le mouvement du centre de masse est représenté par des arcs de cercle successifs. D'après Kuo *et al.* (2005)

Lors de la marche, le mécanisme de pendule inversé est imparfait car les fluctuations des énergies potentielle et cinétique du CM ne sont pas toujours en totale oppositions de phase ($\sim 180^\circ$), égales en amplitudes et de même forme (Cavagna *et al.*, 1983) (Figure 7). Il a été montré que le mécanisme de pendule inversé permet lors de la marche de conserver plus de 65% des fluctuations d'énergie du CM à la vitesse de $1,5 \text{ m.s}^{-1}$ (Figure 8). En dessous et au-delà de cette vitesse, le pourcentage d'énergie transférée diminue (Cavagna *et al.*, 1976; Cavagna *et al.*, 2000). Ce mécanisme de transfert d'énergie imparfait permet de réduire le travail mécanique externe nécessaire à accélérer et à élever le CM (W_{ext} , en J.m^{-1}) (Figure 7).

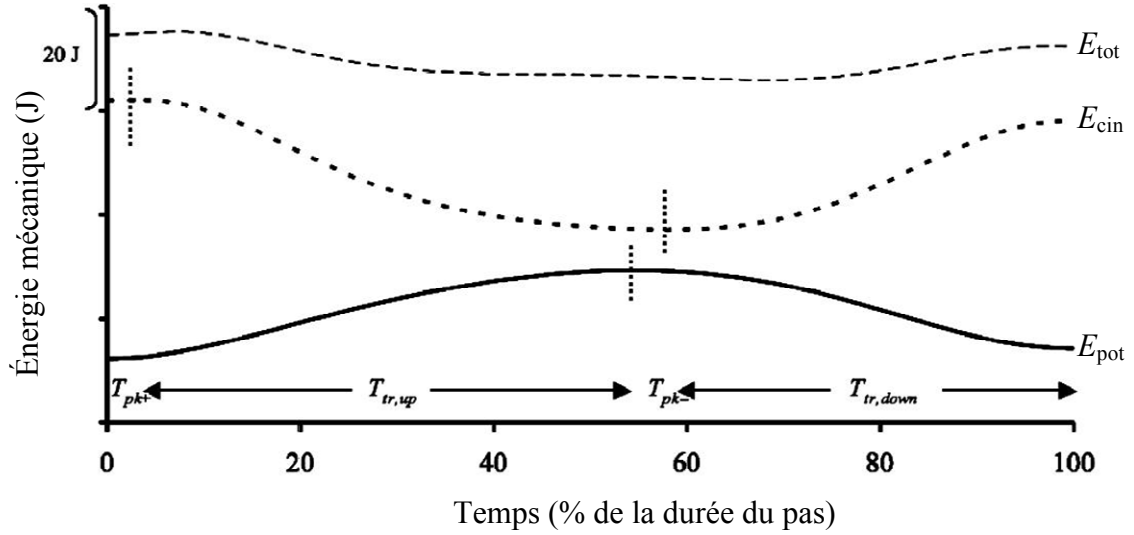


Figure 7 : Courbes représentatives des fluctuations des énergies potentielle (E_{pot}), cinétique (E_{cin}) et totale (E_{tot}) du centre de masse lors d'un pas pour une femme normo-pondérale (59 kg, $20,7 \text{ kg.m}^{-2}$, $1,25 \text{ m.s}^{-1}$). E_{cin} correspond à l'énergie cinétique totale du centre de masse calculé comme la somme des énergies cinétiques médio-latérale, antéro-postérieure et verticale. Le travail mécanique externe (W_{ext} , méthode Cavagna) lors d'un cycle de marche est égal à la somme des incréments positifs de E_{tot} ($E_{\text{tot}} = E_{\text{pot}} + E_{\text{cin}}$). Les lignes verticales en pointillé sur les courbes E_{pot} et E_{cin} délimitent les périodes où le transfert d'énergie est nul, comme indiqué sur la figure par T_{pk+} lorsque E_{pot} et E_{cin} augmentent simultanément, et par T_{pk-} lorsque E_{pot} et E_{cin} diminuent simultanément. Les périodes durant lesquelles le transfert d'énergie se produit entre E_{pot} et E_{cin} sont indiquées par $T_{tr,up}$ lors de l'élévation du centre de masse, et par $T_{tr,down}$ lors de la descente du centre de masse. D'après Malatesta *et al.* (2009)

Grâce au transfert réciproque des énergies potentielle et cinétique, W_{ext} et C_w sont minimisés lors de la marche (Cavagna *et al.*, 1976). Lorsqu'un sujet marche à sa vitesse préférée (vitesse librement choisie), celle-ci correspond à la vitesse la plus économique mécaniquement en termes de pourcentage d'énergie transférée, ainsi qu'à la vitesse où la valeur de $C_{w/\text{kg}}$ brut est minimale (Figure 8) (Martin *et al.*, 1992; DeJaeger *et al.*, 2001; McNeill Alexander, 2002).

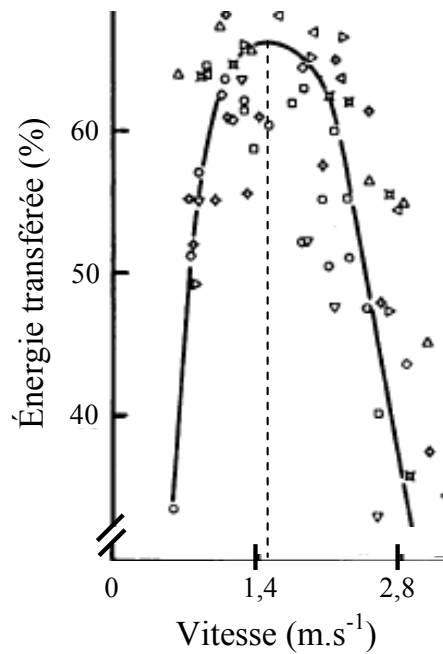


Figure 8 : Relation entre l'énergie transférée au niveau du centre de masse et la vitesse de marche. L'énergie transférée est maximale autour de 1,5 m.s⁻¹ chez l'adulte, ce qui correspond à sa vitesse préférée (ligne verticale en pointillé). Les différents symboles représentent différents sujets. D'après Cavagna *et al.* (1976)

Chez l'enfant, la vitesse optimale à laquelle le transfert d'énergie est maximal augmente en moyenne progressivement avec l'âge. Cette vitesse est de $\sim 0,8$ m.s⁻¹ à l'âge de 2 ans et augmente progressivement jusqu'à $\sim 1,5$ m.s⁻¹ après l'âge de 12 ans (Cavagna *et al.*, 1983; Schepens *et al.*, 2004). Cependant, comme pour la dépense d'énergie métabolique, cette vitesse optimale d'un point de vue mécanique semble dépendre de la taille des sujets (Cavagna *et al.*, 1983; Schepens *et al.*, 2004). En effet, la taille des membres inférieurs influence la vitesse optimale de marche à laquelle le transfert d'énergie est maximisé à travers l'amplitude et la fréquence optimale de mouvement des membres inférieurs. De plus, lorsque la vitesse optimale et les paramètres mécaniques de la marche sont exprimés en fonction du nombre de Froude, les différences entre l'adulte et l'enfant disparaissent après l'âge de 10 ans (Cavagna *et al.*, 1983; Saibene & Minetti, 2003; Schepens *et al.*, 2004).

Cependant, si l'énergie du CM est en grande partie conservée par le mécanisme de pendule inversé lors de l'appui monopodal, la transition d'un pas à l'autre nécessite un apport d'énergie afin de rediriger le CM d'un arc de pendule inversé au suivant (Figure 7 et Figure 9) (Donelan *et al.*, 2002a, b). En effet, lors du contact du talon du membre inférieur avant au sol, la projection orthogonale du CM du sujet se trouve entre les deux appuis formés par les pieds au sol (plan sagittal) avec les forces de réaction du sol dirigées le long de chaque membre inférieur (Figure 9). Le membre inférieur avant effectue alors un travail négatif (sens inverse à l'avancement) afin de rediriger le vecteur vitesse du CM. Par conséquent, le niveau d'énergie du CM diminue et le membre inférieur arrière effectue un travail positif afin de restaurer l'énergie dissipée (Donelan *et al.*, 2002b).

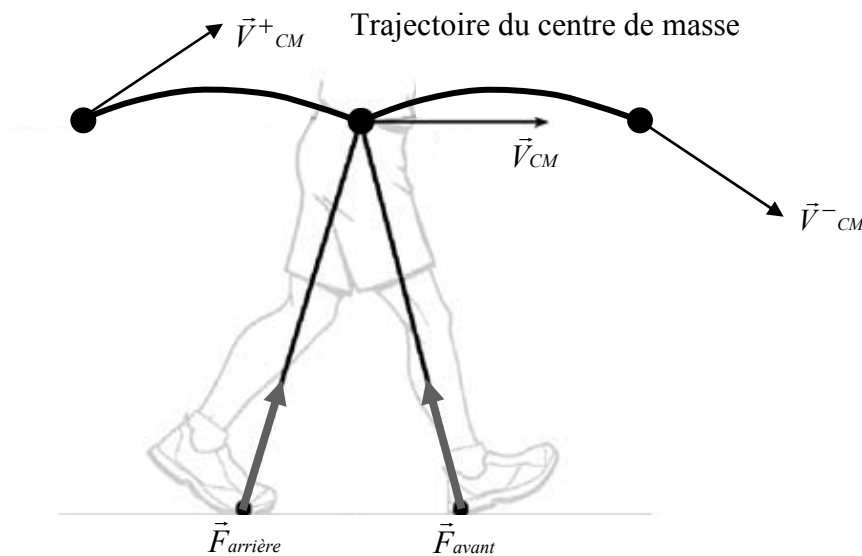


Figure 9 : Représentation de la trajectoire du centre de masse (CM) en arc de pendule inversé, de l'orientation des vecteurs vitesses du CM (\vec{V}_{CM}) et des forces exercées par le sol sur les membres inférieurs arrière ($\vec{F}_{arrière}$) et avant (\vec{F}_{avant}) pendant la phase de double contact. \vec{V}_{CM}^- est le vecteur vitesse à la fin d'un arc de pendule inversé, et \vec{V}_{CM}^+ est le vecteur vitesse au début d'un arc de pendule inversé. D'après Donelan *et al.* (2002a, b)

W_{ext} , qui est donc le travail positif principalement effectué pendant la phase de double contact, peut être calculé par l'analyse des forces externes appliquées sur le sujet (en

négligeant les forces de friction) (Cavagna, 1975). Dès 1963, Cavagna *et al.* ont présenté une méthode du calcul de W_{ext} à partir de la masse, de la vitesse et du déplacement vertical du CM (« méthode Cavagna »). En effet, à partir de ces paramètres, les fluctuations des énergies potentielle et cinétique du CM, le pourcentage d'énergie transférée et W_{ext} peuvent être calculés. Cette méthode de référence a récemment été appelée « combined limbs method » (CLM) en opposition à une nouvelle méthode de calcul de W_{ext} proposée par Donelan *et al.* (2002b) nommée « individual limbs method » (ILM). En effet, W_{ext} (CLM) est calculé à partir de la force externe résultante (somme vectorielle des forces externes). Cependant, certaines de ces forces externes sont appliquées simultanément en sens opposé sur les membres inférieurs arrière et avant lors de la phase de double contact (Figure 9). Ainsi, Donelan *et al.* (2002b) ont proposé une nouvelle méthode de calcul de W_{ext} (ILM) basée sur l'analyse séparée des forces exercées sur chaque membre inférieur. Cette analyse permet de calculer le travail mécanique effectué par chaque membre inférieur afin de prendre en compte dans W_{ext} (ILM) le travail mécanique effectué par le membre inférieur arrière contre le membre inférieur avant. Comme illustré par la Figure 10, W_{ext} (CLM) qui est représenté par l'aire positive grise pendant la phase de double contact est en moyenne 33% inférieur à W_{ext} (ILM) qui est représenté par l'aire blanche positive (Donelan *et al.*, 2002b).

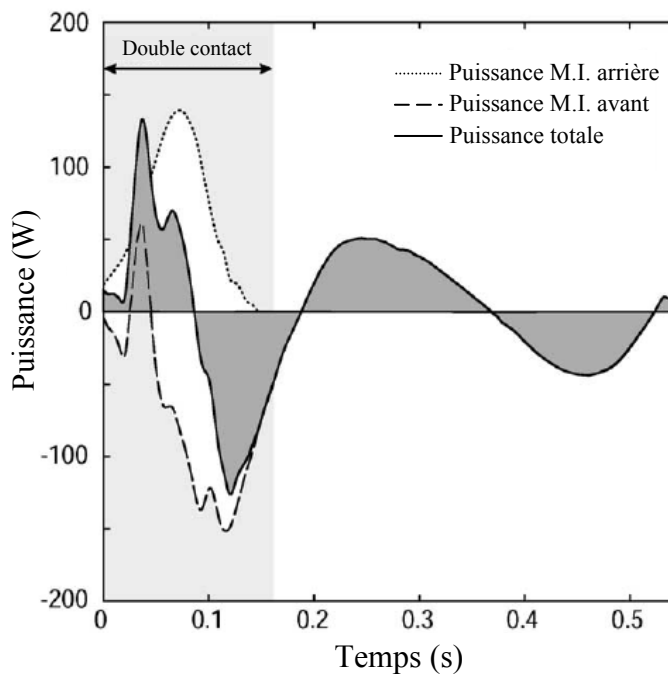


Figure 10 : Pendant la phase de double contact, le membre inférieur (M.I.) arrière effectue une partie du travail mécanique positif en même temps que le membre inférieur avant effectue un travail mécanique négatif (aire blanche sous les courbes de puissance). La méthode traditionnelle de calcul du travail externe (Cavagna *et al.*, 1963) prend en compte le travail net (aire grise sous la courbe de puissance totale) qui est la somme du travail positif et du travail négatif. D'après Donelan *et al.* (2002b)

Cependant, d'après Bastien *et al.* (2003), le travail mécanique positif effectué par le membre inférieur arrière simultanément au travail mécanique négatif effectué par le membre inférieur avant doit être considéré comme un travail mécanique interne de double contact ($W_{\text{int,dc}}$). En effet, selon les auteurs, le travail mécanique (W_{ext} , ILM) calculé par la méthode de Donelan *et al.* (2002b) peut être décomposé en deux parties : 1) un travail mécanique nécessaire à accélérer et à élever le CM qui correspond à W_{ext} (CLM), et 2) un travail mécanique interne ($W_{\text{int,dc}}$) qui n'augmente pas le niveau d'énergie du CM mais qui compense le travail mécanique négatif effectué par le membre inférieur avant (Bastien *et al.*, 2003). Cependant, Donelan *et al.* (2002a, b) considèrent la totalité du travail mécanique calculé par la méthode ILM comme un travail mécanique externe^b.

^b Le calcul de W_{ext} (ILM) nécessite une mesure séparée des forces exercées sous chaque pied contrairement au calcul de W_{ext} (CLM). Ainsi, lors de la marche, si les déplacements du CM par rapport à un point de référence corporel (près du CM du sujet) sont négligés, contrairement à W_{ext} (ILM), une mesure vidéographique ou accélérométrique peut être utilisée pour calculer W_{ext} (CLM) (Cavagna & Kaneko, 1977; Meichtry *et al.*, 2007).

1.2.2.2. Le travail mécanique interne

Le travail mécanique interne (W_{int}) représente le travail mécanique (effectué par les muscles) qui ne participe pas au changement du niveau d'énergie du CM. W_{int} correspond donc principalement au travail mécanique nécessaire pour accélérer les segments corporels par rapport au CM, vaincre les forces de friction internes ou la viscosité, vaincre les co-contractions des muscles antagonistes et étirer les éléments élastiques en série (Fenn, 1930; Cavagna *et al.*, 1964). Classiquement, le travail cinétique interne effectué pour accélérer les segments corporels par rapport au CM ($W_{\text{int,cin}}$) est calculé à l'aide de l'analyse cinématographique, et correspond généralement au seul travail mécanique pris en compte dans le travail interne (Cavagna & Kaneko, 1977; Minetti & Saibene, 1992).

$W_{\text{int,cin}}$ est calculé à partir des fluctuations d'énergie cinétique des différents segments. Cependant, son calcul dépend également des transferts d'énergie pris en compte entre : les segments de chaque membre, entre les membres, et entre les membres et le CM du corps entier. Selon Willems *et al.* (1995), il semblerait que la méthode la plus juste pour calculer $W_{\text{int,cin}}$ serait de considérer uniquement les transferts d'énergie entre les segments d'un même membre. Ainsi, les courbes d'énergie cinétique *vs.* temps des segments de chaque membre (supérieurs et inférieurs) sont additionnées afin d'obtenir les courbes d'énergie cinétique *vs.* temps de chaque membre. Le travail cinétique interne de chaque membre est ensuite calculé en additionnant les incréments positifs des courbes d'énergie cinétique *vs.* temps de chaque membre. $W_{\text{int,cin}}$ peut finalement être calculé en additionnant le travail cinétique interne de chaque membre (supérieurs et inférieurs). Cette procédure permet le transfert d'énergie entre les segments d'un même membre, sans permettre le transfert d'énergie entre les différents membres. On peut observer sur la Figure 11 les différences d'amplitudes des fluctuations des énergies mécaniques entre les membres supérieurs, inférieurs et le centre de masse, ainsi que l'effet de la vitesse de marche sur ces amplitudes (Willems *et al.*, 1995; Mian *et al.*, 2006).

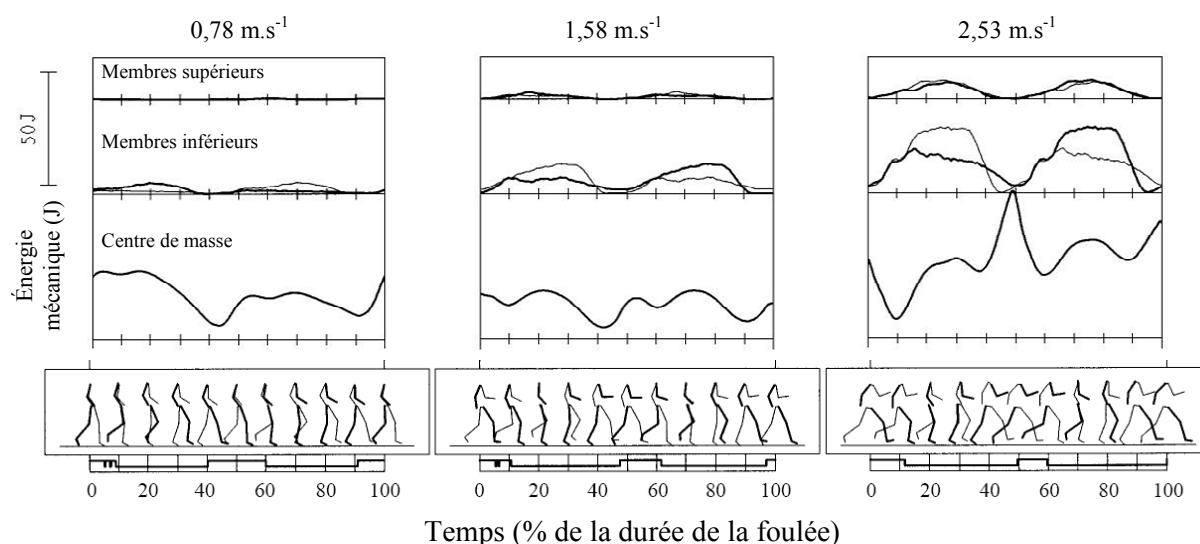


Figure 11 : Effet de la vitesse de marche sur les fluctuations des énergies mécaniques des membres supérieurs (cadrons du haut pour chaque vitesse), des membres inférieurs (cadrons du milieu pour chaque vitesse) et du centre de masse (cadrons du bas pour chaque vitesse) lors d'un cycle de marche. Les fluctuations des énergies cinétiques des membres supérieurs et inférieurs, dues à leurs mouvements relatifs par rapport au centre de masse, ont été calculées en additionnant les courbes des énergies cinétiques des segments de chaque membre. Les fluctuations d'énergie du centre de masse (E_{tot}) ont été calculées en additionnant les courbes des énergies potentielle et cinétique du centre de masse (méthode Cavagna). D'après Willems *et al.* (1995)

Ainsi, $W_{\text{int, cin}}$ augmente avec la vitesse de marche chez l'adulte (Cavagna & Kaneko, 1977; Minetti & Saibene, 1992; Willems *et al.*, 1995) (Figure 12). Il a également été montré que la relation entre $W_{\text{int, cin}}$ et la vitesse de marche était similaire entre l'adulte et l'enfant de plus de 10 ans (Schepens *et al.*, 2004). La Figure 12 met en avant l'importance des différents travaux mécaniques ($W_{\text{ext CLM}}$, $W_{\text{int, dc}}$ et $W_{\text{int, cin}}$) en fonction de la vitesse de marche chez l'enfant et l'adulte.

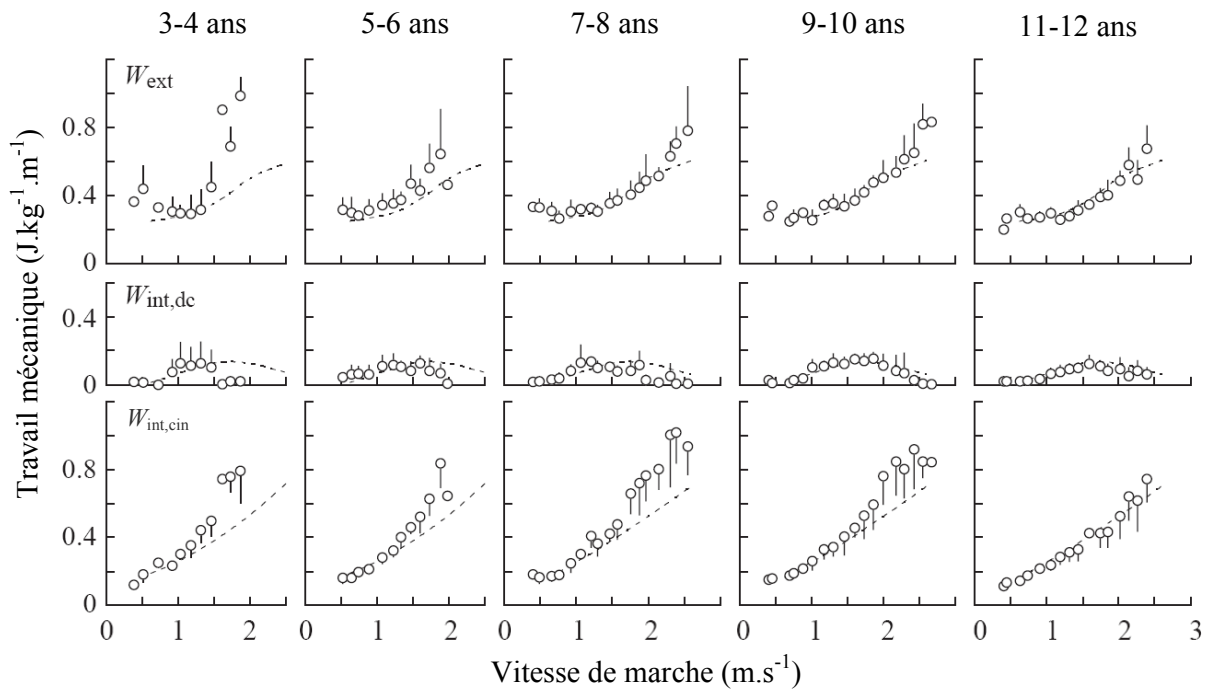


Figure 12 : Travail mécanique (J.kg⁻¹.m⁻¹) en fonction de la vitesse de marche (m.s⁻¹) chez l'enfant (ronds blancs ; classement par groupe d'âge) et l'adulte (courbes en pointillé). La première rangée présente le travail mécanique externe (W_{ext}) calculé à partir de la méthode de Cavagna (ou CLM). La deuxième rangée présente le travail mécanique interne de double contact ($W_{int,dc}$) effectué par le membre inférieur arrière contre le membre inférieur avant. La troisième rangée présente le travail cinétique interne ($W_{int,cin}$) calculé en permettant le transfert d'énergie entre les segments d'un même membre mais pas entre les membres. D'après Schepens *et al.* (2004)

On peut noter que le plus grand $W_{int,cin}$ (J.kg⁻¹.m⁻¹) chez l'enfant comparé à l'adulte à la même vitesse de marche (au-delà de 1 m.s⁻¹) est dû à la plus grande fréquence de pas des enfants. En conséquence, à une vitesse donnée, les enfants et les adultes présentent des valeurs similaires de $W_{int,cin}$ lorsque celui-ci est exprimé en Joule par kg par pas (Schepens *et al.*, 2004).

Le travail mécanique total peut ensuite être calculé comme la somme de W_{ext} (CLM ou ILM) et de W_{int} . Cependant, le calcul du travail mécanique total peut être sensiblement différent selon qu'on permette un transfert d'énergie entre les fluctuations d'énergie interne de double contact et les fluctuations d'énergie cinétique interne des membres inférieurs (Schepens *et al.*, 2004).

1.3. Relation entre le coût mécanique et le coût métabolique de la marche

L'analyse du travail mécanique effectué lors de la marche a permis de bien comprendre $C_{w/kg}$ net (Cavagna & Kaneko, 1977; Willems *et al.*, 1995; Donelan *et al.*, 2002a; Neptune *et al.*, 2004b; Doke *et al.*, 2005; Gottschall & Kram, 2005; Grabowski *et al.*, 2005; Kuo *et al.*, 2005). Les résultats de nombreuses études suggèrent que $C_{w/kg}$ net peut être expliqué par plusieurs « composantes » mécaniques qui nécessitent une consommation d'énergie métabolique. Ainsi, il a été montré expérimentalement que : ~45 % de $C_{w/kg}$ net pourrait être expliqué par W_{ext} (CLM ou ILM) (Grabowski *et al.*, 2005), ~28 % de $C_{w/kg}$ net proviendrait de forces isométriques nécessaires à supporter son poids, principalement pendant l'appui monopodal (Grabowski *et al.*, 2005), ~10-15 % de $C_{w/kg}$ net serait dû au travail mécanique interne de balancement du membre inférieur (Griffin *et al.*, 2003; Gottschall & Kram, 2005), et ~6 % de $C_{w/kg}$ net serait nécessaire à la stabilisation latérale de la masse corporelle (Donelan *et al.*, 2004). D'après ces résultats, W_{ext} (CLM ou ILM) semble donc être un déterminant majeur de $C_{w/kg}$ net (Donelan *et al.*, 2002a).

Afin de vérifier si l'évolution de W_{ext} (CLM et ILM) causée par des variations des paramètres cinématiques de la marche était parallèle à l'évolution de $C_{w/kg}$ net, Donelan *et al.* (2001, 2002a) ont demandé à des sujets de modifier la longueur et la largeur de leurs pas. D'après un modèle mathématique établi par les auteurs, les modifications de ces paramètres cinématiques permettent de modifier W_{ext} (ILM). Les résultats ont permis de montrer que la puissance mécanique externe ($W.kg^{-1}$) est proportionnelle à la longueur de pas élevée à la puissance quatre et à la largeur de pas au carré. L'augmentation de la puissance métabolique ($W.kg^{-1}$) était proportionnelle à l'augmentation de la puissance mécanique externe (ILM, $W.kg^{-1}$). De plus, bien que W_{ext} (CLM) soit en moyenne ~30 % inférieur à W_{ext} (ILM), W_{ext} CLM et ILM présentaient la même sensibilité lorsque la longueur de pas variait. En outre, contrairement à W_{ext} (ILM), W_{ext} (CLM) ne semblait pas être sensible aux variations de

largeur de pas lorsque celles-ci étaient imposées (en dessous et au-delà de la largeur préférée) (Donelan *et al.*, 2001) (Figure 13). Ainsi, W_{ext} (CLM) n'augmentait pas avec l'augmentation de la largeur de pas au-delà de la largeur préférée, alors que W_{ext} (ILM) et $C_{w/kg}$ augmentaient sensiblement dans les mêmes proportions. Ce résultat indique que $W_{\text{int,dc}}$ était responsable de l'augmentation de W_{ext} (ILM) et pourrait expliquer l'augmentation de $C_{w/kg}$ avec l'augmentation de la largeur de pas au-delà de la largeur préférée (Donelan *et al.*, 2001). Cependant, ce résultat ne signifie pas nécessairement que W_{ext} (CLM) n'est pas sensible à la largeur de pas des sujets en condition naturelle, c'est-à-dire lorsque celle-ci n'est pas imposée.

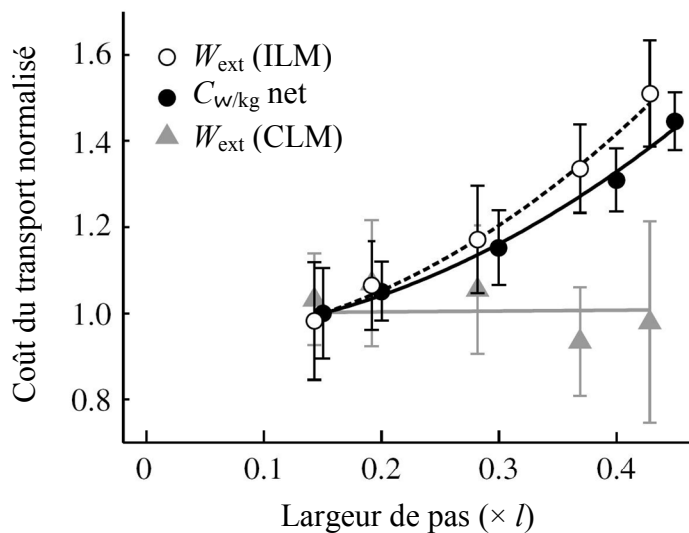


Figure 13 : Évolution du coût métabolique net ($C_{w/kg}$) et des coûts mécaniques externes (W_{ext} ILM et W_{ext} CLM) normalisés par la valeur du coût du transport à la largeur de pas de $0,13 \times$ la longueur du membre inférieur (l) en fonction de la largeur de pas normalisée par l . D'après Donelan *et al.* (2001)

Par ailleurs, il a été montré qu'à une vitesse donnée, la fréquence de foulée spontanément adoptée par le marcheur est celle qui permet de minimiser $C_{w/kg}$ net (ou la puissance métabolique nette, Figure 14 A) (Umberger & Martin, 2007). En effet, la fréquence de foulée préférée lors de la marche représente le meilleur compromis entre minimiser le travail

mécanique effectué par les muscles (ou puissance mécanique positive et négative, Figure 14 B, C) et maximiser le rendement mécanique auquel ce travail est effectué (Figure 14 D) (Umberger & Martin, 2007).

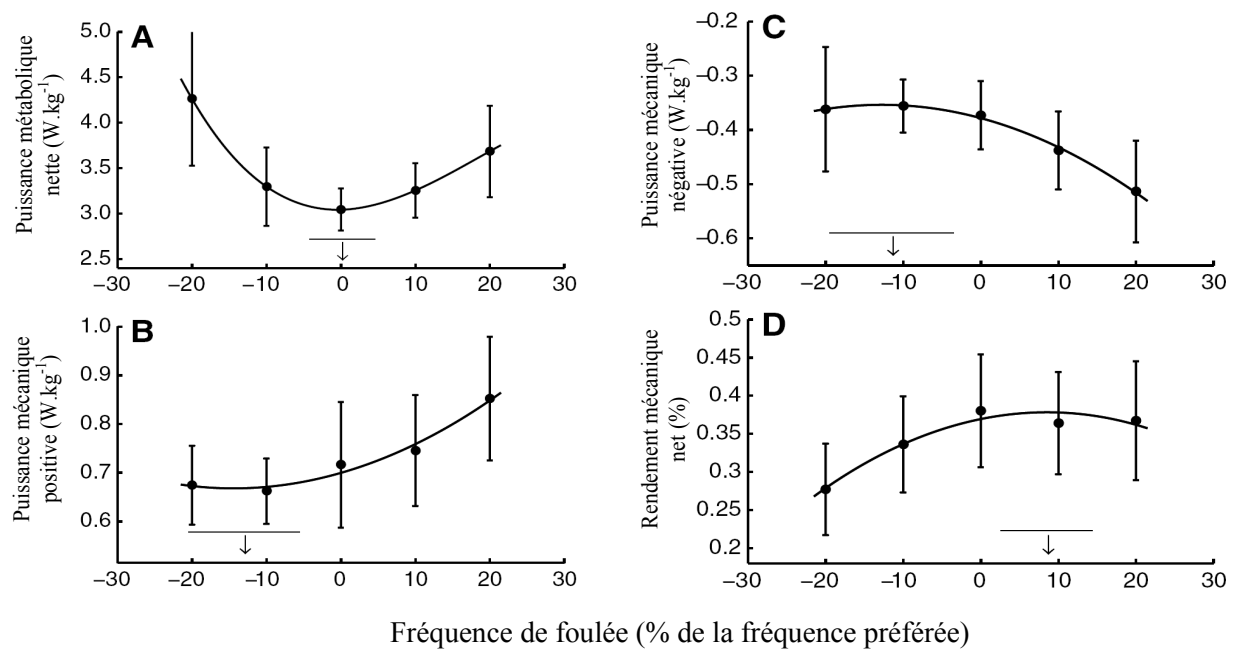


Figure 14 : (A) Puissance métabolique nette, (B) puissance mécanique positive, (C) puissance mécanique négative et (D) rendement mécanique net de la marche à la fréquence de foulée préférée (0 %), et à des fréquences supérieures (+) et inférieures (-) à la fréquence de foulée préférée. Les flèches verticales indiquent la fréquence de foulée où les valeurs prédites pour chaque variable sont maximales ou minimales. Les puissances mécaniques positives (B) et négatives (C) ont été calculées à partir des moments de force nets des articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Le rendement mécanique net (η_{net}) a été calculé à partir des puissances mécaniques positives (\dot{W}_+) et négatives (\dot{W}_-) et de la puissance métabolique nette (E_{net}) selon la formule : $\eta_{net} = 2\dot{W}_+ / (E_{net} + 2\dot{W}_-)$. D'après Umberger & Martin (2007)

Ainsi, lorsqu'une personne marche à sa vitesse préférée, le choix de la vitesse de marche et l'ajustement des paramètres biomécaniques correspondent aux conditions optimales qui permettent de minimiser les coûts mécanique et métabolique. Les recherches en biomécanique

sur l'économie de marche ont souvent examiné la relation entre $C_{w/kg}$ net et les paramètres cinématiques spécifiques de certaines phases de la marche. Cependant, comme $C_{w/kg}$ net représente une dépense d'énergie métabolique globale, un paramètre mécanique également plus global comme W_{ext} (ILM ou CLM) pourrait d'avantage expliquer les variations de $C_{w/kg}$ net.

En résumé, la marche peut être assimilée à un modèle de pendule inversé permettant de minimiser les coûts mécanique et métabolique. Il a été montré que des modifications des paramètres cinématiques de la marche peuvent altérer le mécanisme de pendule inversé, induisant une augmentation de W_{ext} (ILM et CLM) et de $C_{w/kg}$ net. L'analyse mécanique de la marche, et principalement du pendule inversé à partir des fluctuations d'énergie, du transfert d'énergie et de W_{ext} (ILM ou CLM), peut ainsi permettre de mieux comprendre la plus grande dépense d'énergie métabolique de certaines personnes (enfants, personnes âgées, personnes avec un handicap moteur...) (Hallemans *et al.*, 2004; Schepens *et al.*, 2004; Mian *et al.*, 2006; Ortega & Farley, 2007; Van den Hecke *et al.*, 2007; Mahaudens *et al.*, 2009).

2. Biomécanique et coût métabolique de la marche chez la personne obèse

2.1. Coût métabolique de la marche chez la personne obèse

Les personnes obèses présentent une plus grande dépense d'énergie métabolique brute pendant la marche que les personnes normo-pondérales (Freyschuss & Melcher, 1978; Maffei *et al.*, 1993; Foster *et al.*, 1995; Lazzer *et al.*, 2003; Melanson *et al.*, 2003; Volpe

Ayub & Bar-Or, 2003; Browning & Kram, 2005; Browning *et al.*, 2006; Lafortuna *et al.*, 2008). Chez l'adulte, Browning *et al.* (2006) ont rapporté des différences de puissance métabolique brute (W) de $\sim 53\%$ à la vitesse de $0,5 \text{ m.s}^{-1}$ et jusqu'à $\sim 70\%$ à $1,75 \text{ m.s}^{-1}$. Chez l'adolescent, ces différences semblent légèrement supérieures et peuvent aller jusqu'à $\sim 84\%$ à la vitesse de $1,7 \text{ m.s}^{-1}$ (Lazzer *et al.*, 2003).

Lorsque la puissance métabolique brute est exprimée par unité de masse corporelle (W.kg^{-1}) ou par mètre parcouru ($C_{w/kg}$ brut), la différence entre les personnes obèses et normo-pondérales diminue (Lazzer *et al.*, 2003) et même disparaît (Figure 15) (Maffei *et al.*, 1993; Browning & Kram, 2005; Browning *et al.*, 2006). De plus, Browning *et al.* (2005, 2006) ont montré que la vitesse préférée de marche des personnes obèses n'était pas significativement différente des personnes normo-pondérales et correspondait également à la vitesse où $C_{w/kg}$ brut était proche de sa valeur minimale (Figure 15).

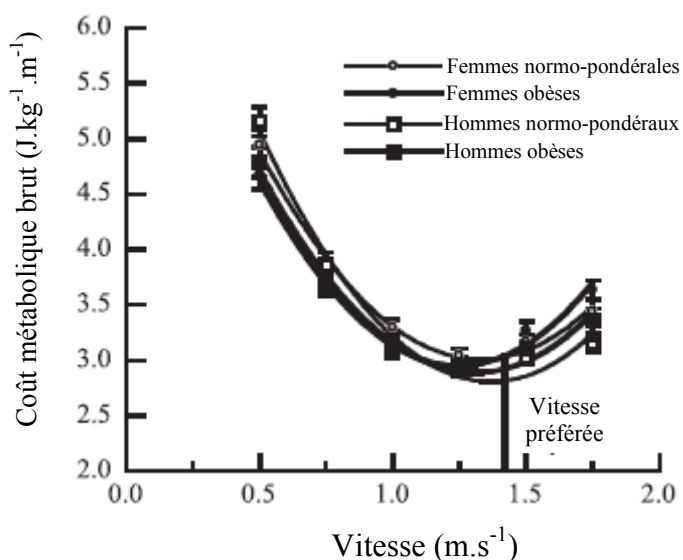


Figure 15 : Coût métabolique brut de la marche ($C_{w/kg}$ brut) chez des hommes et des femmes obèses et normo-pondéraux en fonction de la vitesse. La ligne verticale indique la vitesse de marche préférée qui est similaire pour tous les groupes ($\sim 1,42 \text{ m.s}^{-1}$). $C_{w/kg}$ brut n'est pas significativement différent entre les groupes, quelle que soit la vitesse. D'après Browning *et al.* (2006)

Cependant, les valeurs similaires de $C_{w/kg}$ brut entre les personnes obèses et normo-pondérales sont dues à la plus petite puissance métabolique de repos (par kg) et au plus grand $C_{w/kg}$ net chez les personnes obèses (Browning *et al.*, 2006). En effet, $C_{w/kg}$ net, qui représente le coût métabolique uniquement dû à l'activité de marche, est supérieur de ~10 % chez l'adulte obèse (Browning & Kram, 2005; Browning *et al.*, 2006; Lafortuna *et al.*, 2008). Des différences de $C_{w/kg}$ net de 10 % ont également été rapportées entre les hommes et les femmes obèses (Figure 16) (Melanson *et al.*, 2003; Browning *et al.*, 2006). Ces différences moyennes de 10 % de $C_{w/kg}$ net (ou de puissance métabolique nette par kg) entre les personnes obèses et normo-pondérales ainsi qu'entre les hommes et les femmes obèses semblent augmenter avec la vitesse de marche (Figure 16).

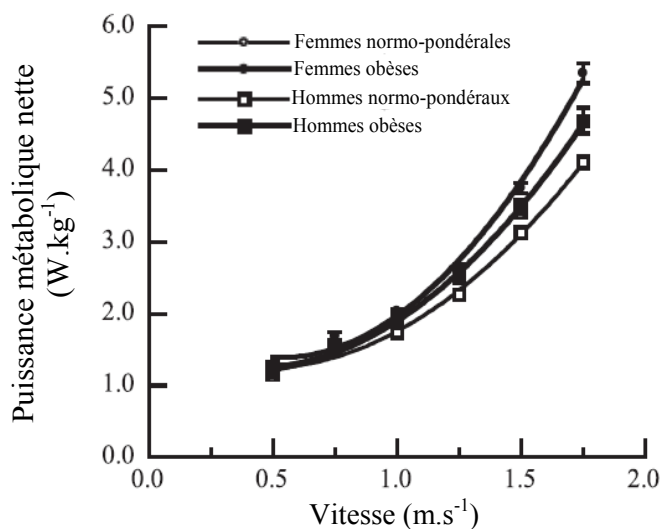


Figure 16 : Puissance métabolique nette de la marche chez des hommes et des femmes obèses et normo-pondéraux en fonction de la vitesse. D'après Browning *et al.* (2006)

Chez l'enfant, Volpe Ayub et Bar-Or (2003) ne rapportent aucune différence de $C_{w/kg}$ net entre des garçons obèses et normo-pondéraux appariés selon leur masse corporelle. Ce résultat semble indiquer que la masse est le principal déterminant de $C_{w/kg}$ net. Cependant, l'étude

présente quelques limites méthodologiques telles que les différences de taille et de maturation des sujets. De plus, d'après les résultats de l'étude de Lazzer *et al.* (2003), si on calcule la différence de $C_{w/kg}$ net entre les adolescents obèses et normo-pondéraux à partir des valeurs moyennes présentées dans leur étude, la différence de $C_{w/kg}$ net serait de $\sim 15\%$, ce qui est proche des différences observées chez l'adulte (10 %).

Ces différences de résultats entre les études ainsi qu'entre les hommes et les femmes obèses pourraient être dues au degré d'obésité des sujets étudiés (Figure 17). En effet, Melanson *et al.* (2003) ont montré que C_w net était relié à l'IMC des personnes obèses. Browning *et al.* (2006) confirment ce résultat et ont trouvé que 43 % des variations de $C_{w/kg}$ net pouvaient être expliquées par le pourcentage de masse grasse des sujets. Ainsi, comme le montre la Figure 17, les différences de $C_{w/kg}$ net observées entre les hommes et les femmes obèses pourraient être dues au plus grand pourcentage de masse grasse des femmes dans cette étude.

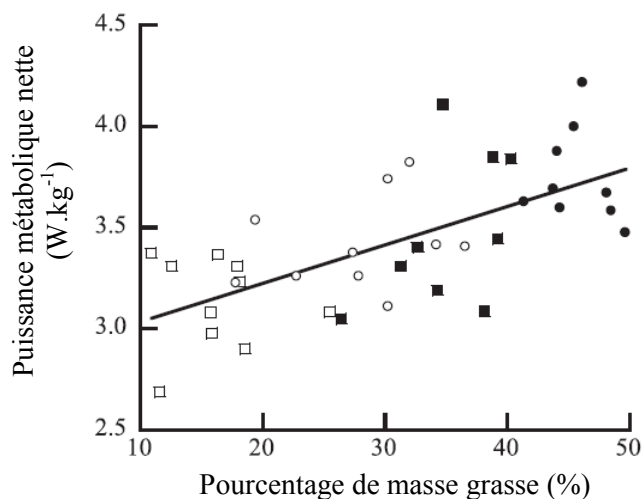


Figure 17 : Puissance métabolique nette lors de la marche à la vitesse de $1,5 \text{ m.s}^{-1}$ en fonction du pourcentage de masse grasse ($r^2 = 0,43$). ● Femmes obèses ; ■ Hommes obèses ; ○ Femmes normo-pondérales ; □ Hommes normo-pondéraux. D'après Browning *et al.* (2006)

Toutefois, il est possible que la différence de $C_{w/kg}$ net observée entre les hommes et les femmes obèses ne soit pas totalement expliquée par le pourcentage de masse grasse. En effet, Lazzer *et al.* (2004) ont trouvé des différences de $C_{w/kg}$ brut entre les garçons et les filles obèses (adolescents) alors qu'ils ne présentaient qu'une faible différence de pourcentage de masse grasse (42,9 % et 40 % de masse grasse, respectivement chez les filles et les garçons). De plus, Melanson *et al.* (2003) ont confirmé qu'il existe un effet du sexe sur C_w net qui est indépendant de l'IMC.

Comme suggéré par Browning *et al.* (2006), la première façon d'essayer d'expliquer ces différences de $C_{w/kg}$ net est d'assimiler l'obésité à une charge externe portée par une personne normo-pondérale. Étonnamment, il semblerait que chez une personne obèse la masse totale du tissu adipeux ait le même effet sur $C_{w/kg}$ net qu'une charge externe de même masse portée par une personne normo-pondérale. En effet, Griffin *et al.* (2003) ont montré que lorsque des personnes normo-pondérales marchent avec une charge externe fixée à la taille équivalente à 30 % de la masse corporelle, C_w net augmente de ~47 %, ce qui ramené au kg transporté ($C_{w/kg}$ net) correspond à une augmentation de ~15 %. Browning *et al.* (2006) ont également montré que les sujets obèses dont la masse grasse représentait environ ~30 % de leur masse (en plus du pourcentage de masse grasse d'un sujet normo-pondéral) avaient un $C_{w/kg}$ net (par kg) supérieur de ~10 %. Il semblerait donc que le tissu adipeux chez une personne obèse ait sensiblement le même effet sur $C_{w/kg}$ net que le port d'une charge externe chez une personne normo-pondérale.

Cependant, chez les personnes obèses le tissu adipeux est distribué sur l'ensemble du corps, et des différences dans les paramètres cinématiques de la marche ont été rapportées entre les personnes obèses et normo-pondérales. L'obésité ne peut donc pas être simplement comparée au port d'une charge externe. En effet, Browning *et al.* (2006, 2009) ont estimé sur la base de données expérimentales qu'une personne normo-pondérale de 50 kg qui marcherait

avec une charge au niveau des cuisses équivalente à une personne obèse de 100 kg, et dans les mêmes conditions de marche qu'une personne obèse (paramètres mécaniques, voir § 2.2.), augmenterait $C_{w/kg}$ net de 80 %. Ainsi, compte tenu du pattern de marche des personnes obèses et de leur $C_{w/kg}$ net qui est seulement supérieur de 10%, il est possible que les personnes obèses arrivent à réduire le coût mécanique de la marche afin de minimiser $C_{w/kg}$ net (Browning *et al.*, 2006; Browning & Kram, 2009).

2.2. Influence des paramètres biomécaniques sur le coût métabolique de la marche chez la personne obèse

2.2.1. Influence des paramètres spatio-temporels sur le coût métabolique

La vitesse préférée de marche. Bien que Browning *et al.* (2005) aient trouvé que la vitesse préférée de marche entre les personnes obèses et normo-pondérales était similaire ($\sim 1,4 \text{ m.s}^{-1}$), la majorité des études ont rapporté que les enfants et les adultes obèses marchent à une vitesse préférée inférieure aux personnes normo-pondérales ($\sim 1,2$ vs. $\sim 1,4 \text{ m.s}^{-1}$) (Spyropoulos *et al.*, 1991; McGraw *et al.*, 2000; DeVita & Hortobagyi, 2003; Melanson *et al.*, 2003). La vitesse préférée plus élevée trouvée par Browning *et al.* (2005) chez les personnes obèses comparée à celle des autres études a été attribuée à des différences méthodologiques. En effet, contrairement aux autres études qui ont mesuré la vitesse préférée sur tapis roulant, Browning *et al.* (2005) avaient mesuré cette vitesse sur un terrain en extérieur afin d'être plus proche de la vitesse librement choisie lors de la marche de tous les jours. Cependant, que les personnes obèses aient une vitesse de marche préférée plus lente ou non, il semblerait que réduire la vitesse de marche permette de réduire les contraintes au niveau des articulations des membres inférieurs et ainsi de prévenir les pathologies musculo-squelettiques telles que l'ostéoarthrite (Browning & Kram, 2007).

Le cycle de marche. Il a été montré qu'à une même vitesse de marche imposée les personnes obèses ont des durées de phases de balancement (relative au cycle, en %) plus courtes (~5 à 8 %) ainsi que des plus grandes durées des phases de contact (~3 à 5 %) et de double contact (~10 à 19 %) (Hills & Parker, 1991; Spyropoulos *et al.*, 1991; Hills & Parker, 1992; McGraw *et al.*, 2000; DeVita & Hortobagyi, 2003; Nantel *et al.*, 2006; Browning & Kram, 2007; Lai *et al.*, 2008). Ces changements des durées relatives des phases de la marche ont été interprétés comme une instabilité dynamique sous-jacente des personnes obèses (Spyropoulos *et al.*, 1991; DeVita & Hortobagyi, 2003). En effet, les paramètres spatio-temporels de la marche des personnes obèses sont similaires aux personnes présentant une pathologie neurologique avec des troubles de l'équilibre. Chez ces personnes, il a été montré que la vitesse de marche préférée plus basse et les plus grandes durées des phases de double contact correspondent à des mécanismes permettant d'augmenter la stabilité lors de la marche (Winter, 1980; Parker *et al.*, 1986; Blin *et al.*, 1990). Chez les personnes obèses, l'hypothèse d'une plus grande instabilité dynamique peut également être soutenue par leur plus faible stabilité posturale rapportée en condition statique (McGraw *et al.*, 2000). En outre, Lai *et al.* (2008) suggèrent que ces changements des paramètres spatio-temporels chez les personnes obèses pourraient également provenir d'une adaptation de la marche afin de réduire les moments de force au niveau de l'articulation du genou et ainsi réduire $C_{w/kg}$ net. En effet, étant donné qu'un individu minimise les coûts mécanique et métabolique de la marche, il est possible que ces adaptations spatio-temporelles représentent plus une stratégie effective de recherche d'efficacité face à un excès de masse grasse qu'une recherche de stabilité.

La largeur des appuis au sol. Parmi les paramètres cinématiques de la marche, Spyropoulos *et al.* (1991) ont également noté des largeurs de pas deux fois plus grandes chez les personnes obèses à leur vitesse préférée de marche comparées à celles des personnes

normo-pondérales. Les largeurs de pas des personnes obèses sont cependant en moyenne supérieures de ~30 % lorsque les groupes sont comparés à la même vitesse imposée (de 0,5 à 1,75 m.s⁻¹) (Browning & Kram, 2007). Les causes sous-jacentes de cette plus grande largeur de pas sont encore aujourd'hui incertaines. Spyropoulos *et al.* (1991) ont suggéré que l'augmentation de la largeur de pas observée chez la personne obèse pourrait représenter une stratégie active dans le but d'augmenter l'équilibre dynamique pendant la marche. En effet, étant donné que les personnes obèses présentent une diminution de l'équilibre postural, et plus spécifiquement dans la direction M-L (McGraw *et al.*, 2000), il est probable que la plus grande largeur de pas reflète en partie une instabilité dynamique. Néanmoins, il est également possible que la plus grande largeur de pas reflète aussi la plus grande circonférence de cuisse des personnes obèses qui les oblige à marcher avec un pattern plus large afin de diminuer les forces de friction entre les membres inférieurs. Ainsi, une plus grande instabilité et un pattern plus large chez les personnes obèses pourraient nécessiter des actions musculaires compensatoires (co-contractions) induisant une augmentation de $C_{w/kg}$ net (Hoffman *et al.*, 1997). La stabilisation latérale lors de la marche chez des personnes normo-pondérales représente ~6 % de $C_{w/kg}$ net (Donelan *et al.*, 2004). Donelan *et al.* (2001) ont montré que l'augmentation de la largeur de pas (imposée) chez des personnes normo-pondérales induit une augmentation de $C_{w/kg}$ net. Celle-ci est due en partie à l'augmentation de W_{ext} (ILM) lors de la phase de double contact. En effet, une plus grande largeur de pas induit une augmentation du travail mécanique positif effectué par le membre inférieur arrière ($W_{int,dc}$) afin de compenser la plus grande quantité d'énergie absorbée par le membre inférieur avant lors de la redirection du CM. Ainsi, chez les personnes obèses, une augmentation des actions musculaires nécessaires à la stabilisation latérale ainsi qu'une augmentation de W_{ext} (ILM) due à la plus grande largeur de pas pourraient être responsables de leur plus grande dépense d'énergie métabolique par unité de masse corporelle lors de la marche.

Le déplacement M-L du CM. Pendant la marche le CM se déplace vers l'avant mais également dans la direction M-L (Figure 18 b). Lors de l'appui monopodal, le CM passe au-dessus de l'appui formé par le pied au sol (Figure 18 a), et les plus grandes largeurs de pas des personnes obèses pourraient ainsi être à l'origine de plus grands déplacements M-L du CM (Rose & Gamble, 1994). Ces plus grands déplacements M-L du CM pourraient conduire à une augmentation de W_{ext} (CLM ou ILM). En effet, ces déplacements peuvent induire une augmentation des fluctuations d'énergie du CM dans la direction M-L nécessitant un apport d'énergie mécanique supplémentaire à fournir par les muscles.

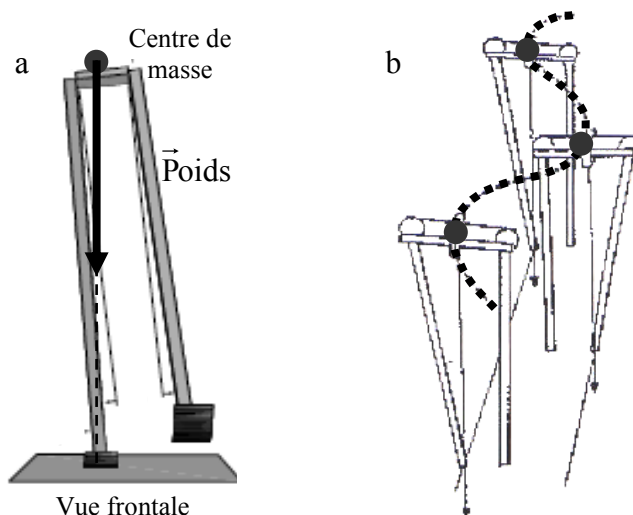


Figure 18 : (a) Représentation du pendule inversé de la marche lors de la phase d'appui monopodal dans le plan frontal. La projection orthogonale du centre de masse (\vec{Poids}) passe par l'appui formé par le pied au sol. La figure (b) représente la trajectoire dans le plan transversal (ou horizontal) du CM. D'après Donelan *et al.* (2001) et Rose & Gamble (1994)

De plus, comme chez les enfants obèses le transfert d'énergie au niveau de l'articulation de la hanche dans le plan sagittal est réduit lors de la transition de la phase excentrique à la phase concentrique, il est possible que le mécanisme de transfert d'énergie du pendule inversé lors de la marche soit également altéré (Nantel *et al.*, 2006). Ainsi, une augmentation des

fluctuations d'énergie dans la direction M-L parallèlement à une diminution du transfert d'énergie pourraient créer une augmentation de W_{ext} (CLM ou ILM) et de $C_{w/kg}$ net chez les personnes obèses. Cependant, aucune étude n'a encore mesuré les paramètres mécaniques du pendule inversé de la marche chez les personnes obèses.

2.2.2. Influence de la distribution de la masse grasse corporelle

À notre connaissance, l'influence de la distribution corporelle de la masse grasse sur $C_{w/kg}$ net chez des personnes obèses n'a été abordée que par Volpe Ayub & Bar-Or (2003). Les pourcentages de masse grasse au niveau des membres inférieurs et supérieurs ainsi qu'au niveau du tronc ont été mesurés par absorptiométrie biphotonique aux rayons X (DEXA) chez des garçons obèses et normo-pondéraux. Comme attendu, les garçons obèses ont présenté un pourcentage de masse grasse plus élevé dans toutes les régions corporelles comparés à leurs homologues normo-pondéraux. Les résultats de l'étude ont indiqué que la distribution de la masse grasse corporelle, représentée par le pourcentage de masse grasse dans les différentes régions, n'affectait pas $C_{w/kg}$ net.

Cependant, Browning *et al.* (2006) avaient émis l'hypothèse que la différence de distribution de la masse grasse entre les hommes et les femmes obèses pourrait être à l'origine de leurs différences de $C_{w/kg}$ net. En effet, l'homme présente souvent une obésité de type androïde (accumulation de tissu adipeux au niveau de l'abdomen), alors que la femme présente plutôt une obésité de type gynoïde (accumulation de tissu adipeux dans la région glutéo-fémorale). À notre connaissance, l'effet de cette différence de localisation de la masse grasse n'a jamais été étudiée, et il est possible que le pourcentage de masse grasse dans les régions androïde ou gynoïde explique en partie les différences de $C_{w/kg}$ net observées entre les hommes et les femmes obèses.

2.2.3. Influence des paramètres cinématiques et dynamiques du membre inférieur sur le coût métabolique lors de la phase de balancement

La masse des membres inférieurs. D'un point de vue biomécanique, la masse du membre inférieur lors de la phase de balancement pourrait être un facteur responsable de l'augmentation de $C_{w/kg}$ net chez la personne obèse. En effet, une augmentation de la masse des membres inférieurs augmente le moment d'inertie des segments et donc le travail musculaire nécessaire à accélérer le membre inférieur ($W_{int,cin}$) autour de l'articulation de la hanche pendant la phase de balancement (Royer & Martin, 2005; Browning *et al.*, 2007). Le moment d'inertie, qui représente la résistance d'un corps à l'accélération en rotation, dépend de la masse et de la localisation de cette masse par rapport à l'axe de rotation. Ainsi, afin de comprendre l'effet d'une plus grande masse et d'un plus grand moment d'inertie du membre inférieur sur $C_{w/kg}$ net lors de la phase de balancement, Royer & Martin (2005) ont modifié indépendamment la masse et le moment d'inertie du membre inférieur. D'après les résultats de l'étude, il semblerait que l'augmentation du moment d'inertie ou de la masse du membre inférieur augmente indépendamment l'un de l'autre le moment de force articulaire de la hanche ainsi que $C_{w/kg}$ net (Figure 19).

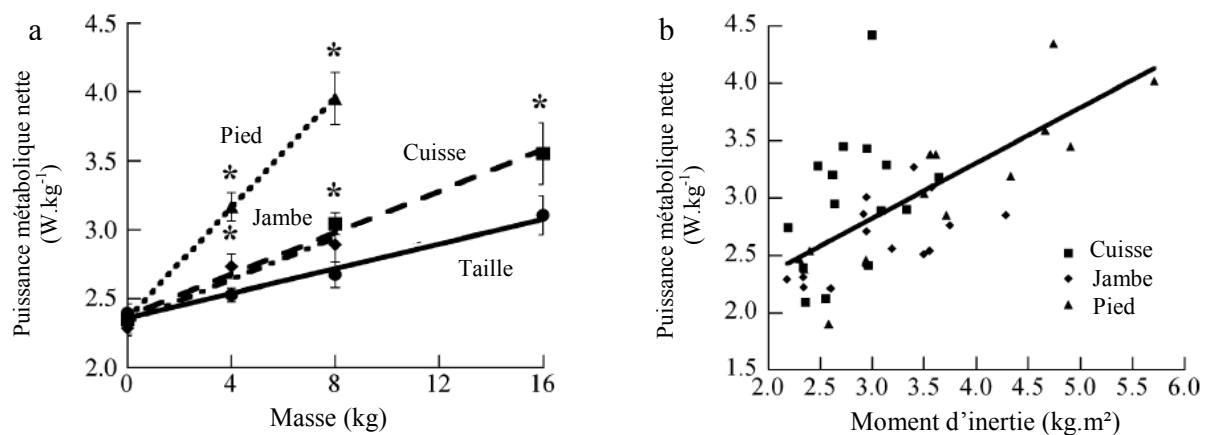


Figure 19 : (a) Effet de la masse et de la position de la masse sur la puissance métabolique nette ($r^2 = 0,61$ à $0,85$). Plus la masse est élevée, et/ou distale de l'articulation de la hanche, plus la puissance métabolique augmente. * : différences significatives par rapport à la charge portée à la taille. (b) Effet du moment d'inertie du membre inférieur sur la puissance métabolique nette ($r^2 = 0,43$). D'après Browning *et al.* (2007)

Chez la personne obèse, ces résultats signifient qu'une plus grande quantité de masse grasse au niveau des membres inférieurs pourrait être associée à une augmentation de $C_{w/kg}$ net due à l'augmentation du coût du mouvement de balancement du membre inférieur. Cette augmentation de $C_{w/kg}$ net dépendrait également de la localisation de la masse grasse sur les membres inférieurs. En plus de l'effet de la masse elle-même, une distribution de la masse grasse plus distale de l'articulation de la hanche pourrait induire une augmentation du moment d'inertie et ainsi participer à l'augmentation de $C_{w/kg}$ net. Browning *et al.* (2006) se sont intéressés à la distribution de la masse au niveau des membres inférieurs chez des personnes obèses. Les auteurs ont mesuré la masse des segments des membres inférieurs par DEXA et ont calculé le moment d'inertie de ces segments. Ils ont ensuite déterminé si ces paramètres anthropométriques pouvaient expliquer les différences de $C_{w/kg}$ net observées entre les personnes obèses et normo-pondérales ainsi qu'entre les hommes et femmes obèses. Les résultats de l'étude indiquent qu'il existe certaines différences au niveau du moment d'inertie et de la masse relative des cuisses (par rapport à la masse totale) entre les quatre groupes (hommes et femmes obèses et normo-pondéraux). Cependant, malgré ces différences, aucun paramètre anthropométrique du membre inférieur n'était corrélé à $C_{w/kg}$ net (Browning *et al.*, 2006). Ce résultat pourrait être expliqué par la localisation de la masse grasse proximale de l'articulation de la hanche chez les femmes obèses (région glutéo-fémorale), et dans la région abdominale chez l'homme, ce qui influence relativement peu le coût du balancement du membre inférieur. De plus, il est possible que la diminution relative de la durée de la phase de balancement observée chez la personne obèse représente une adaptation biomécanique afin de minimiser le coût du balancement du membre inférieur plus lourd.

Balancement du membre inférieur. Le mouvement de balancement du membre inférieur est théoriquement peu coûteux métaboliquement et ne représente seulement que ~10 à 15% de

$C_{w/kg}$ net chez les personnes normo-pondérales (Griffin *et al.*, 2003; Gottschall & Kram, 2005). En effet, ce mouvement de balancement peut être assimilé à un pendule dont les mouvements passifs ne nécessitent que peu d'activité musculaire autour d'une fréquence optimale de balancement (Mochon & McMahon, 1980). Cependant, même si le mécanisme de pendule utilise la force gravitationnelle afin d'accélérer le membre inférieur lors du balancement, une certaine quantité d'énergie mécanique doit être apportée par les muscles ($W_{int, cin}$) afin que le système puisse effectuer le mouvement de balancement à la fréquence et à l'amplitude nécessaire à la marche à une vitesse donnée (Selles *et al.*, 2001; Doke *et al.*, 2005) (Figure 20 a). Il a été montré expérimentalement et par modélisation que le coût métabolique lié au mouvement de balancement du membre inférieur est proportionnel à la fréquence à la puissance quatre (Doke *et al.*, 2005) (Figure 20 b).

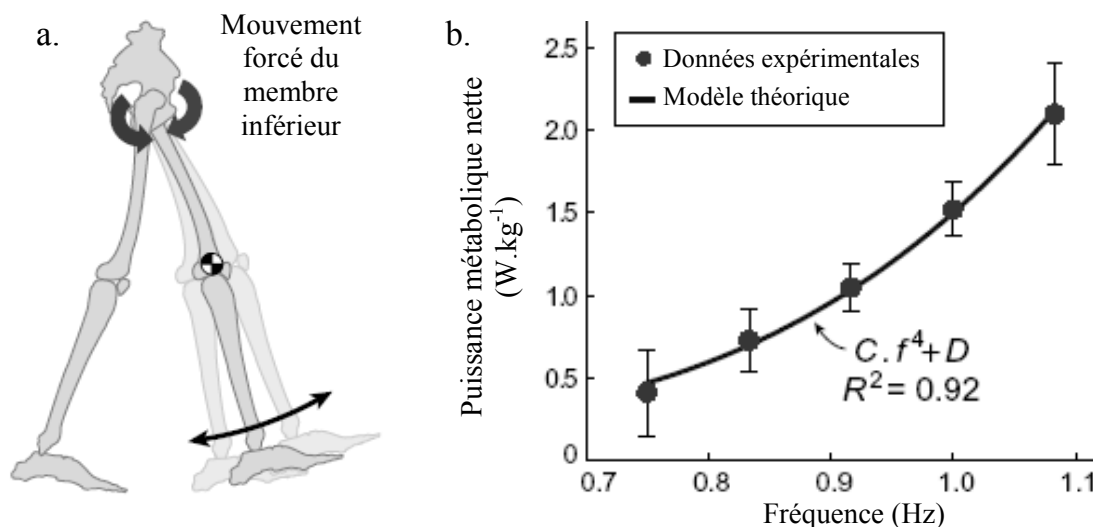


Figure 20 : (a) L'augmentation de la fréquence de balancement du membre inférieur induit un mouvement forcé nécessitant des actions musculaires des fléchisseurs et des extenseurs de l'articulation de la hanche. (b) L'augmentation de la fréquence induit ainsi une augmentation du travail mécanique et de la puissance (ou travail) métabolique. D'après Doke *et al.* (2005) et Kuo (2007)

Cependant, le membre inférieur effectue également dans le plan horizontal un balancement en forme d'arc de cercle convexe dans la direction M-L. Il est ainsi possible

qu'une modification de ce paramètre cinématique induise une augmentation du coût métabolique lié au mouvement de balancement du membre inférieur.

Chez des adultes obèses, Spyropoulos *et al.* (1991) ont rapporté un angle d'abduction de la hanche à la moitié de la phase de balancement du membre inférieur plus de deux fois plus grand que celui des personnes normo-pondérales (18° vs. 8°). Ces plus grands angles d'abduction de la hanche indiquent que lors de la phase de balancement le membre inférieur effectue un plus grand déplacement dans la direction M-L (Figure 21).

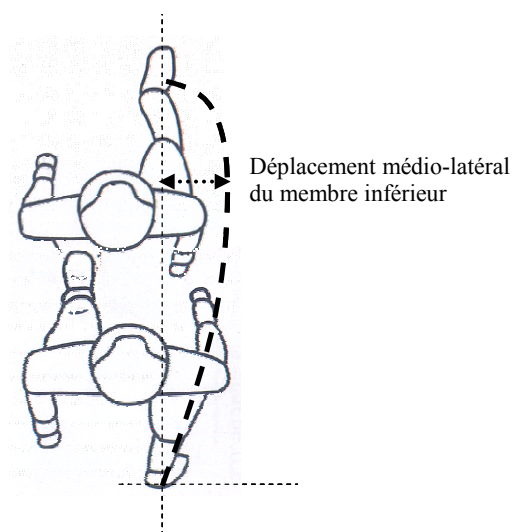


Figure 21 : Représentation du déplacement du membre inférieur lors de la phase de balancement dans le plan horizontal. Le membre inférieur effectue un mouvement de circumduction dans le plan horizontal. La flèche indique l'amplitude maximale du déplacement du pied dans la direction médio-latérale.

Un plus grand balancement M-L du membre inférieur chez la personne obèse pourrait induire une augmentation de la dépense d'énergie liée au mouvement de balancement. Donelan *et al.* (2001), lors de leur étude sur l'influence de la largeur du pas sur $C_{w/kg}$ net, ont remarqué une augmentation de $C_{w/kg}$ net lorsque des faibles largeurs de pas étaient imposées aux personnes normo-pondérales. Les auteurs ont suggéré que cette augmentation de 8 % de $C_{w/kg}$ net pourrait provenir du plus grand balancement M-L du membre inférieur nécessaire à contourner le membre inférieur en contact au sol. Shipman *et al.* (2002) ont peu après confirmé que des plus grands balancements M-L du membre inférieur (imposés) peuvent augmenter $C_{w/kg}$ net jusqu'à ~30 % chez les personnes normo-pondérales.

Ainsi, des modifications cinématiques de la phase de balancement du membre inférieur comme une augmentation de la fréquence ou alors de plus grands balancements dans la direction M-L peuvent doubler ou tripler le coût métabolique lié au mouvement de balancement du membre inférieur (Shipman *et al.*, 2002; Doke *et al.*, 2005). Le plus grand balancement M-L du membre inférieur pourrait ainsi expliquer une partie du plus grand $C_{w/kg}$ net chez la personne.

2.3. Effet d'une réduction pondérale sur le coût métabolique de la marche et le rendement musculaire chez la personne obèse

2.3.1. Effet d'une réduction pondérale sur le coût métabolique de la marche

Afin de mieux comprendre l'origine du plus grand $C_{w/kg}$ net chez les personnes obèses, certains auteurs se sont intéressés à l'effet de la perte et/ou du gain de masse grasse sur $C_{w/kg}$ net. Il a été montré qu'une réduction pondérale (de 10 à 15 %) induite par un programme combinant une restriction alimentaire et de l'exercice physique (endurance ou force) (Hunter *et al.*, 2008), ou par restriction alimentaire seule (Freyschuss & Melcher, 1978; Foster *et al.*, 1995; Ohrstrom *et al.*, 2001; Doucet *et al.*, 2003; Lazzer *et al.*, 2004; Hunter *et al.*, 2008) était associée à une diminution de C_w (net et brut) supérieure à la diminution de la masse corporelle. Ainsi, une réduction pondérale chez des personnes obèses de ~10 % ou plus est souvent associée à une diminution de $C_{w/kg}$ net et brut. Bien que certains auteurs aient suggéré que cette diminution de $C_{w/kg}$ net chez les personnes obèses après une perte significative de masse grasse pourrait être liée à un « retour à des valeurs normales » des paramètres biomécaniques de la marche, seule une étude à notre connaissance a étudié les paramètres cinématiques de la marche. Plewa *et al.* (2007) ont montré qu'une réduction pondérale de 7,4% chez des femmes obèses était associée à une augmentation de la vitesse préférée de marche et de la durée de la phase de balancement du membre inférieur ainsi qu'à une

diminution de la durée des phases de contact et de double contact. Cependant, l'effet des modifications de ces paramètres cinématiques après une réduction pondérale sur la diminution de $C_{w/kg}$ net n'a jamais été étudié.

Cependant, certains auteurs ont suggéré qu'une augmentation du rendement intrinsèque du muscle (*i.e.* rendement musculaire) après une perte de masse corporelle pourrait en partie être responsable de la plus grande diminution de la dépense d'énergie métabolique à l'exercice (Doucet *et al.*, 2003; Rosenbaum *et al.*, 2003).

2.3.2. Effet de la réduction pondérale sur les rendements mécaniques et le rendement musculaire

Il a été montré que l'obésité est reliée à une diminution des capacités oxydatives et de la densité capillaire du muscle, mais que le phénomène était réversible après un retour à l'état normo-pondéral (Kirkwood *et al.*, 1991; Kern *et al.*, 1999; Newcomer *et al.*, 2001). Une diminution de la capacité oxydative des muscles entraîne à une certaine intensité un plus grand recrutement des fibres rapides glycolytiques qui présentent un rendement inférieur. Rosenbaum *et al.* (2003) ont donc déterminé chez des personnes obèses si une variation du rendement musculaire après une perte ou un gain de masse corporelle de 10 % pouvait être responsable de la diminution ou de l'augmentation de la puissance métabolique lors d'un exercice sous-maximal sur cycloergomètre. D'après les résultats, les auteurs ont conclu que la plus grande diminution de la dépense d'énergie métabolique à l'exercice comparée à la perte de masse corporelle serait liée à une augmentation du rendement intrinsèque du muscle (et inversement lors d'un gain de masse grasse). L'étude présente cependant quelques limites méthodologiques. Les auteurs ont suggéré que la réduction de la masse grasse corporelle améliore le rendement du muscle par des changements des capacités oxydatives du muscle liés à la fonction endocrinienne (hormones thyroïdiennes et la leptine). Cependant,

l'augmentation du rendement pourrait être expliquée par l'activité physique imposée aux sujets lors du programme de perte de masse grasse corporelle, puisque l'entraînement physique améliore également la capacité oxydative du muscle (Larew *et al.*, 2003; Amati *et al.*, 2008). De plus, les résultats reposent principalement sur le rendement mécanique net sur cycloergomètre (travail externe / travail métabolique net) alors que celui-ci n'est pas un indicateur du rendement musculaire (Neder *et al.*, 2000; Grappe, 2005). Il est également important de noter que le rendement mécanique auquel est effectué le travail mécanique change en fonction de l'intensité de l'exercice (Gaesser & Brooks, 1975). Or, si une perte de masse musculaire est associée à la réduction pondérale (Rosenbaum *et al.*, 2003), une plus grande sollicitation de la plus faible masse musculaire des membres inférieurs pourrait modifier l'intensité relative et ainsi le rendement mécanique sans pour autant modifier les propriétés intrinsèques du muscle. A l'inverse, une perte de masse musculaire associée à la réduction pondérale peut également être associée à des changements des propriétés intrinsèques du muscle comme une diminution des capacités oxydatives (Rabol *et al.*, 2009). Il semble ainsi difficile de conclure à une amélioration du rendement intrinsèque du muscle liée à une perte la masse grasse chez les personnes obèses lorsque la perte de masse musculaire n'est pas contrôlée.

D'autres auteurs ont tenté d'évaluer le rendement du muscle chez les personnes obèses en calculant et comparant les différents rendements mécaniques sur cycloergomètre (Freyschuss & Melcher, 1978; Poole & Henson, 1988; Lafortuna *et al.*, 2008). En effet, lors d'un mouvement de pédalage, le rendement mécanique net prend en compte la dépense d'énergie métabolique liée au mouvement de rotation des membres inférieurs alors que la dépense d'énergie mécanique liée à ce mouvement n'est pas considérée. En conséquence, le rendement mécanique net est influencé par la masse des membres inférieurs (Grappe, 2005; Lafortuna *et al.*, 2008). À l'inverse, le rendement de travail, qui est calculé par le rapport entre

le travail externe et la dépense d'énergie métabolique moins l'énergie de pédalage à charge nulle, représente mieux le rendement musculaire et n'est pas sensible à la masse des membres inférieurs (Neder *et al.*, 2000). Chez la personne obèse, une augmentation du rendement mécanique net avec un rendement mécanique de travail inchangé ont été rapportés après une perte de masse corporelle de ~10 % (Freyschuss & Melcher, 1978; Poole & Henson, 1988; Rosenbaum *et al.*, 2003). Ces résultats indiquent que la diminution de la dépense d'énergie métabolique en pédalage après une perte de masse corporelle ne serait pas due à l'augmentation du rendement intrinsèque du muscle, mais plutôt à la diminution de la dépense d'énergie métabolique liée au mouvement de rotation des membres inférieurs qui sont plus légers, comme le montre l'augmentation du rendement mécanique net. Cette hypothèse est soutenue par les résultats de Lafortuna *et al.* (2008) qui ne rapportent pas de différence de rendement mécanique de travail entre les personnes obèses et normo-pondérales.

Ainsi, sur la base des résultats rapportés lors de l'activité de pédalage et par l'étude de Plewa *et al.* (2007), il est possible que la diminution de $C_{w/kg}$ net après une perte de masse grasse corporelle ne soit pas uniquement liée à une amélioration du rendement intrinsèque du muscle, mais également à des modifications des paramètres biomécaniques de la marche (Plewa *et al.*, 2007). L'effet des modifications des paramètres biomécaniques après une perte de masse grasse sans perte de masse musculaire permettrait de mieux comprendre l'influence de ces facteurs sur la diminution de la dépense d'énergie métabolique lors de la marche.

- HYPOTHÈSES ET BUTS DE L'ÉTUDE -

SYNTHESE :

Les personnes obèses ont un coût métabolique net de la marche ($C_{w/kg}$ net, en $J.kg^{-1}.m^{-1}$) supérieur aux personnes normo-pondérales, et les femmes obèses ont un $C_{w/kg}$ net supérieur aux hommes obèses. Les qualités intrinsèques des muscles des personnes obèses ne semblent pas expliquer ces différences. Ainsi, sur la base d'un rendement musculaire similaire entre les personnes obèses et normo-pondérales, un plus grand travail musculaire pourrait expliquer le $C_{w/kg}$ net supérieur des personnes obèses. Lors de la marche, un travail musculaire est nécessaire pour élever et accélérer le CM (W_{ext} CLM ou ILM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) ainsi que pour déplacer les segments corporels autour du CM ($W_{int,cin}$). Ces travaux musculaires sont minimisés par des systèmes de transfert d'énergie. Le CM se comporte ainsi comme un pendule inversé principalement lors de la phase d'appui monopodal, alors que le membre inférieur se comporte comme un pendule lors de la phase de balancement. Une modification de la trajectoire du CM ou de la trajectoire des membres inférieurs pourrait altérer les mécanismes de conservation d'énergie et être à l'origine d'un plus grand travail musculaire et d'un plus grand $C_{w/kg}$ net.

HYPOTHESES :

Chez les personnes obèses, le mécanisme de pendule inversé pourrait être altéré. En effet, la plus grande largeur de pas des personnes obèses pourrait induire de plus grands déplacements médio-latéraux (M-L) du CM. Ces plus grands déplacements M-L du CM, de surcroît potentiellement associés à une moindre capacité à transférer l'énergie, pourraient chez les personnes obèses induire une augmentation de W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) et donc de $C_{w/kg}$ net. Ainsi, chez les personnes obèses, quantifier les déplacements M-L du CM ainsi que

l'efficacité du pendule inversé grâce aux calculs du pourcentage d'énergie transférée et de W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) à différentes vitesses permettrait de mieux comprendre leur pattern de marche ainsi que leur plus grand $C_{w/\text{kg}}$ net.

Le mécanisme de pendule lors de la phase de balancement du membre inférieur pourrait également être altéré. En effet, sur la base des résultats chez les personnes normo-pondérales, les plus grands balancements M-L du membre inférieur chez les personnes obèses pourraient augmenter le travail musculaire des abducteurs de la hanche et augmenter la dépense d'énergie métabolique liée au mouvement de balancement. Ainsi, chez les personnes obèses, quantifier l'amplitude du balancement M-L du membre inférieur ainsi que la distance effectuée par le pied lors du mouvement de circumduction du membre inférieur permettrait peut-être d'expliquer une partie de leur plus grand $C_{w/\text{kg}}$ net.

Pour finir, le plus grand $C_{w/\text{kg}}$ net observé chez la femme obèse comparé à celui de l'homme obèse pourrait être expliqué par la localisation spécifique de la masse grasse chez la femme et donc par le plus grand pourcentage de masse grasse gynoïde.

Afin de répondre à ces différentes hypothèses, un protocole de recherche a été mis en place dans lequel nous avons mesuré la composition corporelle ainsi que les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche chez des adolescents normo-pondéraux (groupe témoin) et obèses avant et après une réduction pondérale. Des adolescents ont été choisis car l'adolescence correspond à l'âge où la prise en charge de l'obésité est importante pour leur avenir. Les paramètres mécaniques du CM (fluctuations d'énergie, pourcentage d'énergie transférée et W_{ext}) ont été quantifiés grâce à la méthode du pendule inversé (CLM). Cette méthode a été retenue car il a été montré que ces paramètres mécaniques étaient sensibles à la modification du pattern de marche associé au port d'une charge externe chez des personnes normo-pondérales (Heglund *et al.*, 1995). De plus cette méthode semble la plus appropriée à répondre à nos hypothèses qui portent sur l'influence des déplacements M-L du CM et de l'énergie transférée au niveau du CM sur W_{ext} et $C_{w/\text{kg}}$. Cette méthode permet également à partir de données accélérométriques de quantifier les paramètres mécaniques du CM (sur plusieurs pas) dans des conditions naturelles lors d'une marche à vitesse constante sur terrain plat (Meichtry *et al.*, 2007).

L'étude sera présentée en deux parties :

Partie I :

Le coût de la marche chez l'adolescent obèse

Le but de la première partie de ce travail de thèse a été de comparer les paramètres métaboliques ($C_{w/kg^{0.67}}$ net) et les paramètres mécaniques du pendule inversé de la marche (transfert d'énergie, W_{ext} CLM, déplacement M-L du CM) entre les adolescents obèses et normo-pondéraux.

Dans un deuxième temps, nous avons déterminé :

- l'effet du pourcentage de masse grasse corporelle sur les paramètres mécaniques.
- l'effet du pourcentage de masse grasse corporelle sur $C_{w/kg^{0.67}}$ net.
- et les effets des différents paramètres mécaniques sur $C_{w/kg^{0.67}}$ net.

Partie II :

Le coût de la marche après une réduction pondérale

À partir des résultats de la première partie de ce travail de thèse, le but de la deuxième partie a été de déterminer si des changements des paramètres biomécaniques de la marche associés à la réduction pondérale étaient responsables de la plus grande diminution de C_w comparée à la diminution de la masse corporelle (*i.e.* diminution de $C_{w/kg}$).

- MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE -

1. Sujets

La présente étude a inclus 23 adolescents obèses des deux sexes (10 garçons et 13 filles) et 10 garçons adolescents normo-pondéraux. Aucun des sujets recrutés ne présentait de troubles orthopédiques ou neurologiques ni prenait de traitement médicamenteux pouvant interférer avec le pattern de marche ou influencer le métabolisme énergétique. Le principal critère d'inclusion était l'âge, compris entre 11 et 16 ans, et un IMC supérieur aux valeurs limites fixées pour l'obésité en fonction de l'âge et du sexe pour les adolescents obèses, et un IMC inférieur aux valeurs limites fixées pour le surpoids en fonction de l'âge et du sexe pour les adolescents normo-pondéraux (Cole *et al.*, 2000).

Pour chaque adolescent et ses parents, l'étude a été expliquée en détail et un consentement écrit a été obtenu avant le début de celle-ci. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique régional (Comité de Protection des Personnes, CPP) et a été faite conformément à la déclaration d'Helsinki II.

Programme de réduction pondérale : Les sujets obèses ont suivi un programme de réduction pondérale de douze semaines au Centre Médical Infantile de Romagnat (CMI). Les sujets étaient logés au CMI, à l'exception du week-end où la plupart d'entre eux rentraient au domicile familial. Le programme de réduction pondérale comprenait une restriction énergétique modérée, des cours d'éducation nutritionnelle et une activité physique régulière. Le principal objectif de cette prise en charge était de changer les comportements et de pérenniser les bons gestes sur le long terme, ce qui explique la recherche d'une perte de masse corporelle que de 1 kg par semaine.

L'activité physique était composée de trois séances d'entraînement par semaine, comprenant une séance de 40 min d'exercices aérobies (tapis roulant, cycloergomètre et rameur), une séance de 40 min d'exercices de musculation et une séance de deux heures d'activités physiques de loisir souvent dédiée aux sports collectifs. Les sujets avaient préalablement effectué un test de consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2\text{ max}}$) lors de leur entrée au CMI. Pendant l'entraînement, les adolescents portaient un cardiofréquencemètre afin que l'intensité des exercices aérobies corresponde à $\sim 55 - 60\%$ de $\dot{V}O_{2\text{ max}}$.

La composition des régimes a été formulée selon les recommandations nutritionnelles françaises (Martin, 2001). Bien que la restriction alimentaire ne fût pas spécifique, la perte de masse corporelle était contrôlée et la restriction alimentaire pouvait être ajustée de façon à ce que les sujets perdent en moyenne 1 kg par semaine. Pendant les deux dernières semaines du programme de réduction pondérale, le poids des sujets a été stabilisé pour éviter la reprise de poids lors de leur retour au domicile familial. De plus, une fois par semaine les adolescents suivaient des cours de diététique sur les besoins nutritionnels, l'équilibre alimentaire, le choix des aliments et la préparation des repas.

Sur les 23 sujets obèses engagés, 20 sujets (9 garçons et 11 filles) ont terminé le programme de réduction pondérale de douze semaines. Les 3 sujets qui n'ont pas fini le programme ont dû rentrer à leur domicile pour des raisons familiales. Également, sur les 20 sujets restants, 4 sujets avaient perdu moins de 3 % de masse corporelle et ont donc été exclus des résultats de la deuxième partie de l'étude.

2. Protocole expérimental

Les sujets obèses et normaux-pondéraux ont suivi le même protocole expérimental dans les mêmes conditions. Les sujets obèses ont été testés deux fois, avant et après le programme de réduction pondérale. Le premier test a été effectué le premier ou le deuxième jour après

l'entrée au CMI et le second test a été effectué pendant la dernière semaine du programme, lors de la phase de stabilisation. La composition corporelle des sujets a été mesurée le jour du test ou le jour précédent.

Le test a débuté par une mesure de $\dot{V}O_2$ de repos pendant 10 minutes en position debout. Puis les sujets ont effectué 5 tests de marche de 4 minutes séparés par 5 minutes de repos. Ces tests étaient accomplis à différentes vitesses (0,75 ; 1 ; 1,25 ; 1,5 m/s et à leur vitesse de marche préférée) dans un ordre randomisé. Les tests ont été effectués sur un terrain extérieur goudronné sur lequel étaient posés des plots afin de former un parcours de la forme d'une piste d'athlétisme comportant deux lignes droites de 25 mètres de long. La pente du parcours a été testée tous les mètres et était comprise entre -0.5 et +0.5 %. La vitesse de marche a été contrôlée à l'aide des plots installés tous les 5 mètres le long du parcours et d'un métronome. Un expérimentateur a marché à côté des sujets pour les aider à maintenir la vitesse imposée. Les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche ont été mesurés à l'aide de deux appareils portatifs portés par les sujets au niveau du tronc (*cf.* sections 3.2. et 3.3.).

Les sujets normo-pondéraux ont suivi ce protocole expérimental en 2006 lors d'une première expérimentation que j'ai effectuée avec le même matériel de mesure et dans les mêmes conditions que pour les sujets obèses. Cependant, lors de la mise en place du protocole expérimental chez les sujets obèses, quelques points ont été révisés afin de compléter le protocole. Il existe ainsi trois différences entre le protocole effectué chez les sujets obèses et celui effectué chez les sujets normo-pondéraux :

- Les sujets obèses ont effectué le test à une vitesse de marche préférée (librement choisie).
- Un capteur inertiel supplémentaire (accéléromètre & gyroscope) a été placé sur la chaussure droite des sujets obèses afin d'évaluer les paramètres cinématiques du balancement du membre inférieur (*cf.* section 3.3.4.).

- La mesure de la composition corporelle a été effectuée par DEXA chez les sujets obèses et par la méthode des plis cutanés chez les sujets normo-pondéraux (*cf.* section 3.1.).

3. Mesure et analyse des données

3.1. Données anthropométriques et composition corporelle

Sujets obèses.

La masse maigre (la masse du tissu maigre non osseux) et la masse grasse corporelle, ainsi que la masse maigre et la masse grasse au niveau des membres inférieurs et supérieurs, du tronc, gynoïde et androïde ont été mesurées par absorptiométrie biphotonique aux rayons X (DEXA, QDR 4005, Hologic Inc., Bedford, MA). Les régions des membres inférieurs et supérieurs ainsi que du tronc ont été délimitées par des lignes passant par des repères anatomiques, comme précédemment décrit par Berends *et al.* (2009) (Figure 22).

La région androïde a été définie par une ligne inférieure horizontale passant par les crêtes iliaques et par une ligne supérieure horizontale placée au-dessus de la ligne inférieure à une distance égale à 20 % de la distance entre la ligne inférieure et la ligne horizontale passant par le cou. La région gynoïde a été définie par une ligne supérieure horizontale passant par les crêtes iliaques et par une ligne inférieure horizontale passant au niveau du petit trochanter.

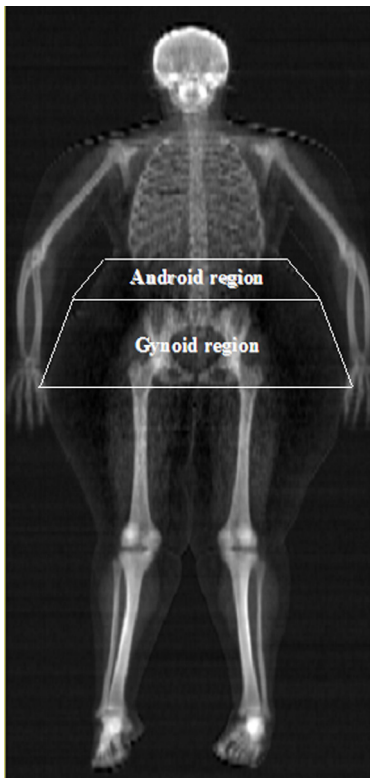


Figure 22 : Exemple d’une scanographie obtenue par DEXA chez une fille obèse montrant les différentes régions d'intérêt.

Le pourcentage de masse grasse corporelle a été calculé en divisant la masse grasse totale par la masse corporelle. Le pourcentage de masse grasse dans chaque région a été calculé en divisant la masse grasse de chaque région par la masse respective de la région. Le type d’obésité (androïde ou gynoïde) a été estimé par le ratio entre la masse grasse androïde (en %) et la masse grasse gynoïde (en %).

Sujets normo-pondéraux.

Pour les sujets normo-pondéraux, les mesures des plis cutanés (au millimètre près) ont été effectués trois fois par le même expérimentateur sur le côté droit des sujets, au niveau du biceps, du triceps, sous-scapulaire et supra-iliaque. A chaque site, la valeur moyenne des trois mesures des plis cutanés a été calculée. Le pourcentage de masse grasse corporelle des sujets

a été évalué grâce aux équations de Slaughter *et al.* (1988). La masse grasse corporelle a été calculée en multipliant le pourcentage de masse grasse par la masse corporelle. La masse maigre a ensuite été calculée en soustrayant la masse grasse de la masse corporelle.

Pour tous les sujets, la stature a été mesurée à 0,5 cm près et l'IMC a été calculé en divisant la masse corporelle par la taille au carré.

3.2. Paramètres métaboliques

$\dot{V}O_2$ (en ml.min⁻¹) et $\dot{V}CO_2$ (en ml.min⁻¹) ont été mesurés grâce un analyseur portable cycle-à-cycle (K4b², COSMED s.r.l, Italie) porté au niveau du tronc par les sujets et pesant moins d'un kilogramme. Les données étaient stockées dans une carte mémoire à l'intérieur de l'appareil pendant tout le test pour chaque sujet et téléchargées dans un ordinateur à la fin du test. Le K4b², préalablement validé par Duffield *et al.* (2004), était calibré avant chaque session à l'aide de mélanges gazeux dont les pressions partielles en oxygène et dioxyde de carbone étaient connues. $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ ont été moyennés sur 30 secondes pendant la dernière minute du test où $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ étaient stables. La puissance métabolique ($P_{\text{méta}}$) brute (W) à chaque vitesse de marche et la puissance métabolique de repos (W) ont été calculées à partir de l'équation (1) de Brockway (1987) :

$$P_{\text{méta}} = 16,58 \overline{\dot{V}O_2} + 4,51 \overline{\dot{V}CO_2} \quad (1)$$

où $\overline{\dot{V}O_2}$ est la consommation moyenne d'oxygène en ml.s⁻¹ et $\overline{\dot{V}CO_2}$ est la production moyenne de dioxyde de carbone en ml.s⁻¹.

La puissance métabolique de repos a été divisée par la masse corporelle et par la masse maigre afin d'obtenir la puissance métabolique de repos par unité de masse (W.kg⁻¹) et par unité de masse maigre (W.kg_{MM}⁻¹).

La puissance métabolique brute (W) a été divisée par la vitesse (m.s^{-1}) afin d'obtenir le coût métabolique brut (C_w brut, en J.m^{-1}). C_w brut a ensuite été divisé par la masse corporelle et par la masse corporelle élevée à la puissance 0,67, afin d'obtenir respectivement C_w brut par unité de masse ($C_{w/\text{kg}}$ brut, en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) et C_w brut par unité de masse^{0,67} ($C_{w/\text{kg}}^{0,67}$ brut, en $\text{J.kg}^{-0,67}.\text{m}^{-1}$).

La puissance métabolique nette (W) a été calculée en soustrayant la puissance métabolique de repos (W) à la puissance métabolique brute (W). La puissance métabolique nette (W) a été divisée par la vitesse (m.s^{-1}) afin d'obtenir C_w net (J.m^{-1}). C_w net a ensuite été divisé par la masse corporelle et la masse corporelle élevée à la puissance 0,67, afin d'obtenir respectivement C_w net par unité de masse ($C_{w/\text{kg}}$ net, en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) et C_w net par unité de masse^{0,67} ($C_{w/\text{kg}}^{0,67}$ net, en $\text{J.kg}^{-0,67}.\text{m}^{-1}$).

Même si l'interprétation des résultats à partir de $C_{w/\text{kg}}^{0,67}$ brut et net semble mathématiquement plus juste dû à la relation non proportionnelle entre C_w net et brut et la masse corporelle, les valeurs de $C_{w/\text{kg}}$ net et brut ont également été présentées afin de pouvoir comparer nos résultats aux autres études (*cf.* « revue de la littérature », section 1.1.3.).

3.3. Paramètres mécaniques

3.3.1. Matériels

Les paramètres mécaniques de la marche ont été calculés à partir des accélérations dans les trois dimensions (3D) de deux capteurs inertiels (1 pour les sujets normo-pondéraux) équipés d'un accéléromètre tri-axial (trois axes orthogonaux) et d'un gyroscope (MTx, Xsens, Enschede, Pays-bas). Comme précédemment décrit en détail par Pfau *et al.* (2005), ces capteurs inertiels ont été validés pour déterminer la vitesse et la position d'un objet par rapport aux accélérations linéaires 3D du capteur durant des mouvements cycliques.

Ainsi, conformément à l'étude validation de Pfau *et al.* (2005) et Meichtry *et al.* (2007), un capteur inertiel/gyroscope (environ 30 grammes, Figure 23) a été fixé directement sur la peau par une large bande adhésive dans le bas du dos au niveau de la troisième vertèbre lombaire. Ce capteur a ainsi mesuré les accélérations 3D d'un point anatomique proche du CM (Meichtry *et al.*, 2007). Les variations de positions du CM par rapport au point anatomique lors d'un cycle de marche (dus aux déplacements des segments) ont été négligées. Les accélérations 3D mesurées par le capteur ont donc été considérées comme les accélérations du CM (*cf.* « Appendice », Figure 33, p. 118).

Chez les sujets obèses, un deuxième capteur a été fixé sur leur chaussure droite (au niveau du cou-de-pied) afin de mesurer les accélérations 3D du pied. Ces accélérations ont permis de calculer la position du pied à chaque instant dans le plan horizontal pendant la phase de balancement du membre inférieur droit. Le trajet du balancement du membre inférieur (mouvement de circumduction) a été évalué à partir du trajet du pied droit. Sabatini *et al.* ont montré qu'un capteur inertiel placé sur le cou-de-pied de la chaussure permet de reconstruire précisément la trajectoire de ce point anatomique dans le plan sagittal (Sabatini *et al.*, 2005).

Les capteurs étaient connectés à un boîtier d'acquisition (environ 0,3kg) porté par les sujets au niveau du thorax. Les données ont été échantillonnées à 100 Hz et transmises en direct à un ordinateur portable par télémétrie.

Comme décrit en détail dans l'article de Pfau *et al.* (2005), grâce au gyroscope et un algorithme d'orientation, l'orientation des capteurs par rapport au référentiel terrestre (direction verticale, horizontale et Nord magnétique) était mesurée et transmise sous forme d'angle d'Euler. Les angles d'Euler représentent les rotations du capteur autour des trois axes du référentiel terrestre, avec le Nord magnétique correspondant à l'axe antéro-postérieur dans notre étude. Ainsi, des matrices de rotation ont été utilisées pour repositionner les

accélérations 3D des deux capteurs dans le référentiel terrestre (Figure 23). Les données ont été filtrées à 30 Hz (filtre passe-bas du quatrième ordre sans déphasage).

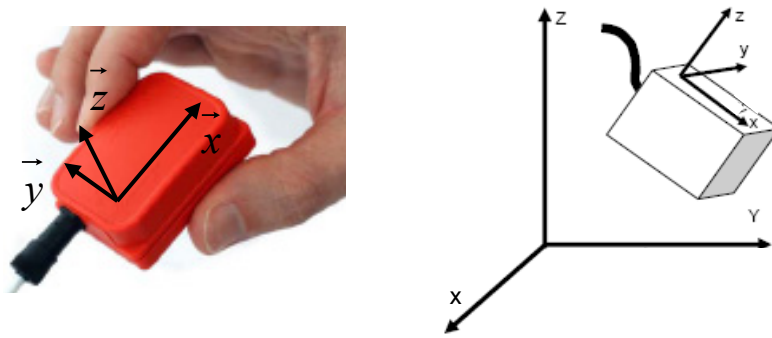


Figure 23 : Photographie et schéma d'un capteur inertiel (MTx, Xsens, Enschede, Pays-bas). Les accélérations enregistrées par le capteur sont données dans le référentiel du capteur. Les accélérations dans le référentiel terrestre sont ensuite calculées à partir des données d'orientation du capteur obtenues grâce au gyroscope.

3.3.2. Paramètres spatio-temporels

La pose du talon droit a été déterminée à partir des valeurs pics de la courbe d'accélération du CM dans l'axe antéro-postérieur (Zijlstra & Hof, 2003). Le décollage des orteils du sol a été déterminé (pour les sujets obèses uniquement) à partir des valeurs pics des courbes d'accélération du pied droit dans l'axe vertical et antéro-postérieur (Jasiewicz *et al.*, 2006). Les durées du cycle de marche (délimité par deux poses du talon droit consécutives), du contact (de la pose du talon au décollage des orteils du pied droit) et du balancement du membre inférieur (du décollage des orteils à la pose du talon du pied droit) ont été calculées. Les durées moyennes du cycle et des différentes phases de la marche ont été calculées à partir de cinq cycles de marche consécutifs. La fréquence de pas (en Hz) a été calculée comme l'inverse de la durée du pas.

3.3.3. Fluctuations d'énergies et travail mécanique externe du centre de masse

Un cycle moyen de marche a été obtenu en moyennant les accélérations du CM (sur chaque axe) de cinq foulées consécutives normalisées par le temps. Les cinq foulées consécutives ont été retenues selon 2 critères afin de s'assurer que la vitesse moyenne de marche était constante et égale à la vitesse imposée :

- l'accélération moyenne antéro-postérieure du CM (accéléromètre) des cinq foulées consécutives devait être inférieure à $0,01 \text{ m.s}^{-2}$ afin que la variation de vitesse sur les cinq foulées ne dépasse pas 5 %. De plus, une fois que les courbes accélérations vs. temps des cinq foulées avaient été normalisées par le temps et moyennées, l'accélération moyenne antéro-postérieure de la foulée moyenne (ou cycle moyen) devait également être inférieure à $0,01 \text{ m.s}^{-2}$ afin que la variation de vitesse ne dépasse pas 5 %.

- Lors de chaque test de marche, l'expérimentateur s'était assuré d'arrêter l'acquisition des données mécaniques (à partir de l'ordinateur) à la fin d'une ligne droite (25 m) lorsque les consignes étaient parfaitement respectées. Les consignes étaient que le sujet devait garder une vitesse constante et être précisément au niveau du plot à chaque « bip » du métronome.

Les accélérations 3D du cycle moyen ont ensuite été intégrées deux fois afin d'obtenir les vitesses et les positions du CM dans les directions verticale, antéro-postérieure et M-L (Cavagna *et al.*, 1963; Cavagna, 1975). Les constantes d'intégration nécessaires à intégrer les données d'accélérations ont été calculées de façon à ce que lors d'un cycle moyen, la vitesse moyenne antéro-postérieure soit égale à la vitesse imposée, et les vitesses moyennes verticale et M-L soient égales à zéro (Cavagna, 1975). Les constantes d'intégration nécessaires à intégrer les données de vitesses verticale et M-L ont été fixées à zéro.

L'énergie cinétique totale du CM (E_{cin} , en J), l'énergie cinétique M-L du CM ($E_{cin\ ML}$, en J) et l'énergie potentielle du CM (E_{pot} , en J) ont été calculées comme suit :

$$E_{cin} = \frac{1}{2} m \times V^2, \quad (2)$$

$$E_{cinML} = \frac{1}{2} m \times V_{ML}^2, \quad (3)$$

$$E_{pot} = m \times g \times h, \quad (4)$$

où m est la masse corporelle (kg), V est la vitesse totale du CM ($m.s^{-1}$) déterminée par ses composantes verticale, antéro-postérieure et M-L, V_{ML} est la vitesse M-L du CM ($m.s^{-1}$), g est la constante gravitationnelle, et h la position verticale du CM. L'énergie mécanique totale du CM (E_{tot} , en J) a été obtenue par la somme de E_{cin} et E_{pot} .

W_{ext} (J) a été obtenu par la somme des incréments positifs de E_{tot} , puis a été divisé par la longueur moyenne de la foulée (W_{ext} , en $J.m^{-1}$) et par la masse corporelle (W_{ext} , en $J.kg^{-1}.m^{-1}$). La méthode de calcul de W_{ext} dans notre étude correspond ainsi à la méthode Cavagna (ou CLM).

Le pourcentage d'énergie transférée par le mécanisme de pendule inversé a été calculé comme suit (Schepens *et al.*, 2004) :

$$Energie \cdot transférée = 100 \times \frac{\Delta E_{cin} + \Delta E_{pot} - W_{ext}}{\Delta E_{cin} + \Delta E_{pot}}, \quad (5)$$

où ΔE_{cin} (J) et ΔE_{pot} (J) représentent respectivement les fluctuations des énergies cinétique et potentielle du CM obtenues par la somme des incréments positifs de E_{cin} et de E_{pot} . Cependant, l'équation (5) est légèrement différente de celle de Schepens *et al.* (2004) car dans notre équation les fluctuations d'énergie cinétique M-L ($\Delta E_{cin\ ML}$, en J) sont incluses dans le calcul de ΔE_{cin} .

$\Delta E_{\text{cin ML}}$ a également été obtenu par la somme des incréments positifs de $E_{\text{cin ML}}$. Pour finir, ΔE_{cin} , $\Delta E_{\text{cin ML}}$ et ΔE_{pot} ont été divisés par la longueur moyenne de la foulée puis par la masse corporelle afin d'être respectivement exprimés en J.m^{-1} et en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$.

Le rendement mécanique externe a été calculé en divisant W_{ext} (CLM) par C_w net, les deux étant exprimés dans la même unité (J.m^{-1}).

Le déplacement M-L du CM correspond à l'amplitude totale dans la direction M-L du CM lors d'un cycle de marche. Il correspond donc à la distance entre les positions maximales dans le sens latéral et le sens médial du CM.

3.3.4. Balancement du membre inférieur

Comme les sujets obèses étaient les seuls à avoir un capteur inertiel placé sur le pied, l'analyse de la phase de balancement du membre inférieur n'a été faite que chez les sujets obèses et sera donc discutée uniquement dans la deuxième partie de notre étude.

Le trajet du balancement du membre inférieur droit a été évalué à partir du déplacement du pied dans le plan horizontal. En effet, pendant la phase de balancement du membre inférieur, le trajet du pied peut être assimilé à une demi-ellipse dans le plan horizontal caractérisée par un axe majeur (antéro-postérieur) et un axe mineur (M-L).

Le balancement moyen du membre inférieur a été obtenu en moyennant les accélérations du pied droit normalisées par le temps (dans les axes antéro-postérieur et M-L) de cinq balancements consécutifs du membre inférieur. Les accélérations moyennes 2D du pied (dans le plan horizontal) lors de la phase de balancement du membre inférieur ont ensuite été intégrées deux fois afin d'obtenir la position du pied dans les directions antéro-postérieure et M-L. Les constantes d'intégration nécessaires à intégrer les données d'accélérations et de vitesses M-L et antéro-postérieure ont été fixées à zéro. Les déplacements du pied dans le

plan horizontal (d , balancement du membre inférieur), dans l'axe antéro-postérieur (dy , longueur du pas) et dans l'axe M-L (dx) ont ensuite été calculés comme suit :

$$dx = \sum_{i=2}^{i=n} |x_i - x_{i-1}|, \quad (6)$$

$$dy = \sum_{i=2}^{i=n} |y_i - y_{i-1}|, \quad (7)$$

$$d = \sum_{i=2}^{i=n} \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}, \quad (8)$$

$$\text{avec } n = (t_{hs} - t_{to}) \times fr$$

où x et y sont respectivement la position du pied dans les axes M-L et antéro-postérieur, $(t_{hs} - t_{to})$ est la durée de la phase de balancement du membre inférieur, et fr est la fréquence d'échantillonnage (100 Hz).

Le balancement M-L du membre inférieur (en m) a été défini comme la distance M-L entre le pied au sol (au moment où il quitte le sol) et la position maximale du pied dans le sens latéral pendant la phase de balancement du membre inférieur droit (*cf.* Figure 21, page 42).

- LE COÛT DE LA MARCHÉ CHEZ L'ADOLESCENT OBÈSE -

Les paramètres mécaniques expliquent-ils le plus grand coût métabolique de la marche chez les adolescents obèses ?

Peyrot N, Thivel D, Isacco L, Morin JB, Duche P & Belli A. (2009). Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *J Appl Physiol* 106, 1763-1770.

Article commenté dans l'éditorial du « Journal of Applied Physiology » :

Browning RC & Kram R. (2009). Pound for pound: Working out how obesity influences the energetics of walking. *J Appl Physiol* 106, 1755-1756.

Le but de la première partie de ce travail de thèse a été de comparer les paramètres métaboliques ($C_{w/kg^{0.67}}$ net) et les paramètres mécaniques du pendule inversé de la marche (transfert d'énergie, W_{ext} CLM, déplacement M-L du CM) entre les adolescents obèses et normo-pondéraux.

Dans un deuxième temps, nous avons déterminé :

- l'effet du pourcentage de masse grasse corporelle sur les paramètres mécaniques.
- l'effet du pourcentage de masse grasse corporelle sur $C_{w/kg^{0.67}}$ net.
- et les effets des différents paramètres mécaniques sur $C_{w/kg^{0.67}}$ net.

- ANALYSE STATISTIQUE -

Les valeurs moyennes et les écarts types (SD) ont été calculés pour chaque paramètre. La normalité des distributions et l'homogénéité des variances ont été vérifiées par le test de normalité de Shapiro-Wilk et par le test F-Snedecor. Des tests de Student pour échantillons non appariés ont été effectués pour déterminer l'effet de l'obésité sur les paramètres anthropométriques et la puissance métabolique de repos. Des analyses de variance (ANOVA) à un facteur inter-sujet (groupe) et un facteur intra-sujet (vitesse) ont été utilisées pour déterminer les effets de l'obésité et de la vitesse sur les différents paramètres mécaniques et métaboliques. Si un effet d'interaction (groupe \times vitesse) ou un effet des deux facteurs a été significatif, des ANOVA à un facteur ont été effectuées pour chaque facteur (groupe et vitesse). Les ANOVA significatives ont été suivies par des comparaisons post hoc en utilisant le test de Newman-keuls. Les résultats des ANOVA sont présentés dans le texte de la section « résultats » (F de Fisher et la probabilité critique, P) alors que les résultats des tests post hoc sont présentés dans les différentes figures de la section « résultats ».

Le coefficient de corrélation « r » de Pearson a été calculé pour tester l'association entre certaines variables (les deux groupes réunis, $n = 33$). Les relations entre les différents paramètres ont été représentées graphiquement. Lorsqu'une corrélation entre deux facteurs était significative, une analyse de régression linéaire a été effectuée, la droite de régression a été tracée sur le graphique et le coefficient de détermination a été calculé. Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$.

- RÉSULTATS -

Les caractéristiques des sujets obèses et normo-pondéraux sont présentées dans le Tableau 1. Les sujets obèses ont présenté une puissance métabolique de repos (W) 30 % supérieure à celle des sujets normo-pondéraux. Lorsque la puissance métabolique de repos a été normalisée par la masse corporelle ($W.kg^{-1}$) ou par la masse maigre ($W.kg_{MM}^{-1}$), celles-ci étaient respectivement 40 % et 20 % inférieures chez les sujets obèses comparés à celles des sujets normo-pondéraux (Tableau 1 ; $P < 0,01$).

Tableau 1 : Caractéristiques des sujets

Paramètres	Sujets	
	Obèses (N = 23)	Normo-pondéraux (N = 10)
Âge (années)	14,4 ± 1,5 †	11,8 ± 0,9
Masse (kg)	93,9 ± 26,7 †	41,8 ± 8,0
Taille (cm)	163,1 ± 11,0 *	154,4 ± 8,6
IMC ($kg.m^{-2}$)	34,8 ± 7,1 †	17,4 ± 1,7
Masse grasse (%)	42,2 ± 6,5 †	22,4 ± 6,3
Masse maigre (kg)	53,6 ± 13,4 †	32,1 ± 4,3
$P_{méta\ repos}$ (W)	119,4 ± 24,0 †	91,9 ± 27,4
$P_{méta\ repos}$ ($W.kg^{-1}$)	1,33 ± 0,30 †	2,23 ± 0,66
$P_{méta\ repos}$ ($W.kg_{MM}^{-1}$)	2,28 ± 0,43 †	2,86 ± 0,75

Moyenne ± SD. Différence significative entre les sujets obèses et normo-pondéraux : * $P < 0,05$; † $P < 0,01$. kg_{MM} , unité de masse maigre. IMC, indice de masse corporelle ; $P_{méta\ repos}$, puissance métabolique de repos.

Tous les sujets ont respecté les vitesses imposées. $C_{w/kg}$ net était en moyenne 25 % plus élevé chez les sujets obèses comparés aux sujets normo-pondéraux (Figure 24a ; différence moyenne sur les 4 vitesses de marche ; $F_{groupe} = 14,14$; $P < 0,01$). $C_{w/kg}$ brut n'a pas été significativement différent entre les sujets obèses et les sujets normo-pondéraux dû à la plus

petite puissance métabolique de repos ($W.kg^{-1}$) et au plus grand $C_{w/kg}$ net des sujets obèses (Figure 24b; $F_{\text{groupe}} = 3,07$; $P = 0,09$).

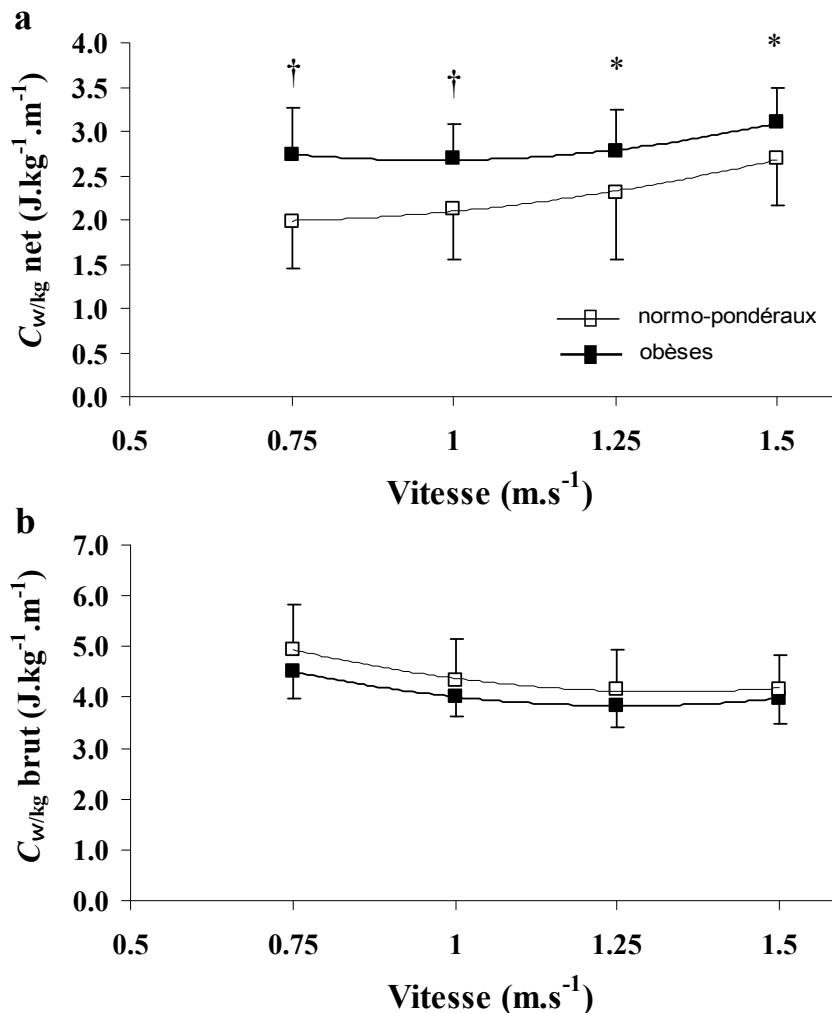


Figure 24 : Valeurs moyennes \pm SD (a) du coût métabolique net ($C_{w/kg} \text{ net}$, en $J.kg^{-1}.m^{-1}$), et (b) du coût métabolique brut ($C_{w/kg} \text{ brut}$, en $J.kg^{-1}.m^{-1}$) en fonction de la vitesse de marche chez les sujets obèses (■) et normo-pondéraux (□). Pour les deux groupes, les relations entre $C_{w/kg} \text{ brut}$ et la vitesse de marche sont en forme de U (b). Les courbes représentent les régressions polynomiales du second degré. $C_{w/kg} \text{ brut}$ (normo-pondéraux) = $2,48v^2 - 6,59v + 8,49$ ($r^2 = 0,99$; $P < 0,01$). $C_{w/kg} \text{ brut}$ (obèses) = $2,55v^2 - 6,43v + 7,90$, ($r^2 = 0,99$; $P < 0,01$). v , vitesse ($m.s^{-1}$). Différence significative entre les sujets obèses et normo-pondéraux : * $P < 0,05$; † $P < 0,01$.

Cependant, lorsque C_w brut a été normalisé par la masse élevée à la puissance 0,67, $C_{w/kg^{0,67}}$ brut a été en moyenne 21 % plus élevé chez les sujets obèses comparés aux sujets normo-pondéraux (Figure 25a ; différence moyenne sur les 4 vitesses de marche ; $F_{\text{groupe}} = 20,88$; $P < 0,01$). De plus, après cette normalisation $C_{w/kg^{0,67}}$ brut était significativement corrélé au pourcentage de masse grasse à toutes les vitesses de marche (Figure 25b ; r compris entre 0,35 et 0,50 ; $P < 0,05$).

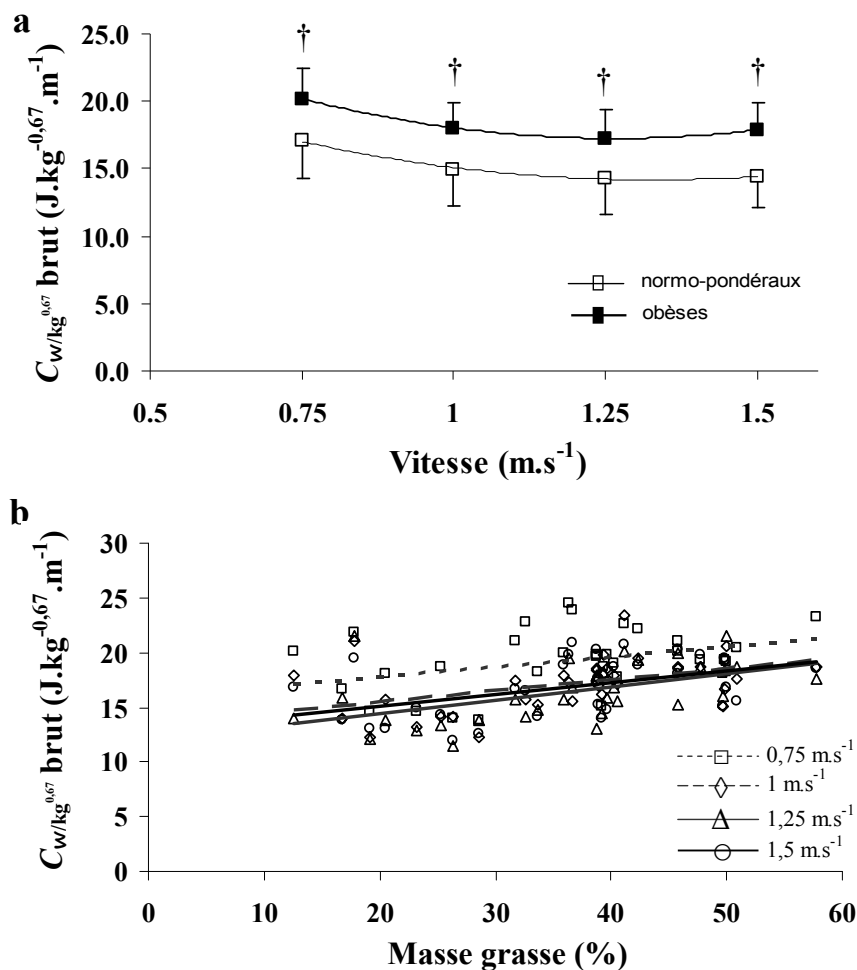


Figure 25 : Valeurs moyennes \pm SD (a) du coût métabolique brut ($C_{w/kg^{0,67}}$ brut, en $J.kg^{-0,67}.m^{-1}$) en fonction de la vitesse de marche chez les sujets obèses (■) et normo-pondéraux (□). (b) Relation entre $C_{w/kg^{0,67}}$ brut et le pourcentage de masse grasse pour les différentes vitesses de marche. □ : 0,75 $m.s^{-1}$; ◇ : 1 $m.s^{-1}$; Δ : 1,25 $m.s^{-1}$; ○ : 1,5 $m.s^{-1}$. Les droites de régression linéaire sont significatives aux quatre vitesses de marche, r^2 compris entre 0,13 et 0,25 ; $P < 0,05$ (b). Différence significative entre les sujets obèses et normo-pondéraux : † $P < 0,01$.

$C_{w/kg^{0.67}}$ net a été en moyenne 64 % plus élevé chez les sujets obèses comparés aux sujets normo-pondéraux (Figure 26a ; différence moyenne sur les 4 vitesses de marche ; $F_{\text{groupe}} = 49,2$; $P < 0,01$). Les différences de $C_{w/kg^{0.67}}$ net allaient de 81 % à la vitesse de $0,75 \text{ m.s}^{-1}$ à 50% à la vitesse de $1,5 \text{ m.s}^{-1}$, avec cependant aucune interaction significative (groupe \times vitesse ; $F_{\text{groupe}} = 0,54$; $P = 0,66$).

Les sujets obèses et normo-pondéraux ont présenté des valeurs de W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) non significativement différentes (Figure 26b ; $F_{\text{groupe}} = 0,003$; $P = 0,96$). Les valeurs similaires de W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) entre les deux groupes, combinées à des valeurs de $C_{w/kg^{0.67}}$ net (ou $C_{w/kg}$ net) supérieures chez les sujets obèses, ont induit un rendement mécanique externe inférieur de 23 % chez les sujets obèses comparés aux sujets normo-pondéraux (Figure 26c ; différence moyenne sur les 4 vitesses de marche ; $F_{\text{groupe}} = 5,3$; $P < 0,05$). On peut noter que les tests post hoc ont montré des différences significatives seulement aux deux vitesses les plus faibles de marche (Figure 26c).

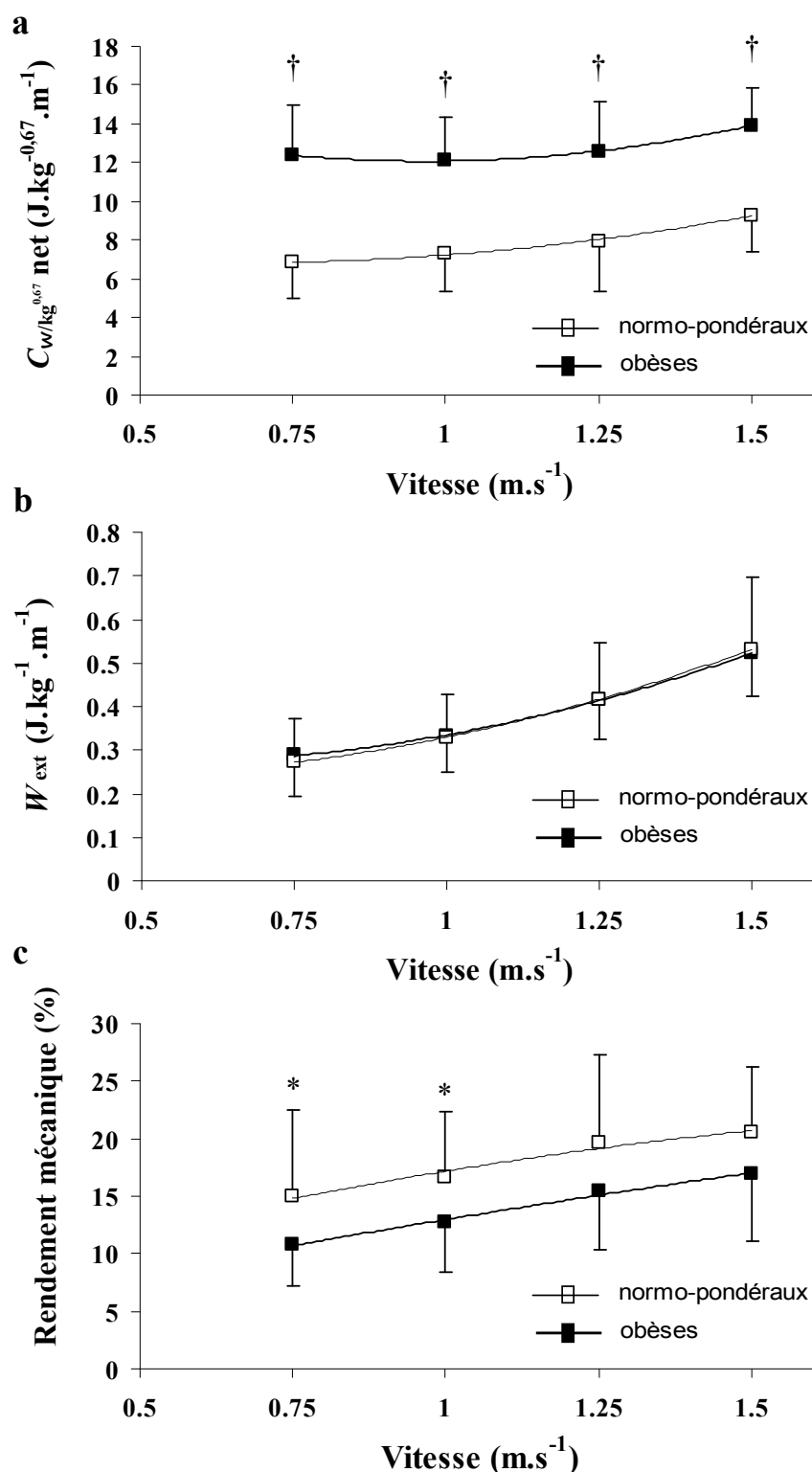


Figure 26 : Valeurs moyennes \pm SD (a) du coût métabolique net ($C_{w/kg^{0.67}} \text{ net}$, en J.kg^{-0.67}.m⁻¹), (b) du travail mécanique externe (W_{ext} CLM, J.kg⁻¹.m⁻¹), et (c) du rendement mécanique externe (%) en fonction de la vitesse de marche chez les sujets obèses (■) et normo-pondéraux (□). Différence significative entre les sujets obèses et normo-pondéraux : * P < 0,05 ; † P < 0,01.

Les valeurs des fluctuations des énergies cinétique (ΔE_{cin} , en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), potentielle (ΔE_{pot} , en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) et cinétique M-L ($\Delta E_{\text{cin ML}}$, en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) du CM, nécessaires au calcul du pourcentage d'énergie transférée, sont présentées dans le Tableau 2.

Tableau 2 : Fluctuations des énergies cinétique, cinétique médio-latérale et potentielle à différentes vitesses de marche chez les sujets obèses et normo-pondéraux.

Vitesse (m.s^{-1})	Fluctuations d'énergie cinétique ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$)	
	Obèse	Normo-pondéraux
0,75	0,479 \pm 0,075 *	0,411 \pm 0,060
1	0,578 \pm 0,085	0,550 \pm 0,056
1,25	0,648 \pm 0,094	0,641 \pm 0,045
1,5	0,744 \pm 0,128	0,759 \pm 0,073

Vitesse (m.s^{-1})	Fluctuations d'énergie cinétique M-L ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$)	
	Obèse	Normo-pondéraux
0,75	0,073 \pm 0,034 †	0,021 \pm 0,008
1	0,054 \pm 0,020 †	0,018 \pm 0,006
1,25	0,051 \pm 0,017 †	0,016 \pm 0,005
1,5	0,055 \pm 0,020 †	0,019 \pm 0,007

Vitesse (m.s^{-1})	Fluctuations d'énergie potentielle ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$)	
	Obèse	Normo-pondéraux
0,75	0,430 \pm 0,099	0,418 \pm 0,051
1	0,510 \pm 0,104	0,510 \pm 0,051
1,25	0,615 \pm 0,110	0,561 \pm 0,049
1,5	0,653 \pm 0,105	0,659 \pm 0,083

Moyenne \pm SD. Différence significative entre les sujets obèses et normo-pondéraux : * $P < 0,05$; † $P < 0,01$. M-L, médio-latérale

Le pourcentage d'énergie transférée n'a pas été significativement différent entre les sujets obèses et les sujets normo-pondéraux (Figure 27a ; $F_{\text{groupe}} = 0,079$; $P = 0,78$). Comme présenté à la Figure 27b, les déplacements M-L du CM étaient en moyenne deux fois supérieurs chez les sujets obèses comparés aux sujets normo-pondéraux ($F_{\text{groupe}} = 49,9$; $P <$

0,01). Les résultats de l'ANOVA à deux facteurs ont indiqué un effet d'interaction significatif ($F_{\text{groupe} \times \text{vitesse}} = 10,6$; $P < 0,01$) dû à la différence des déplacements M-L du CM entre les deux groupes qui diminue avec l'augmentation de la vitesse de marche. Les différences des déplacements M-L du CM allaient de 119 % à la vitesse de $0,75 \text{ m.s}^{-1}$ à 84 % à la vitesse de $1,5 \text{ m.s}^{-1}$ (Figure 27b).

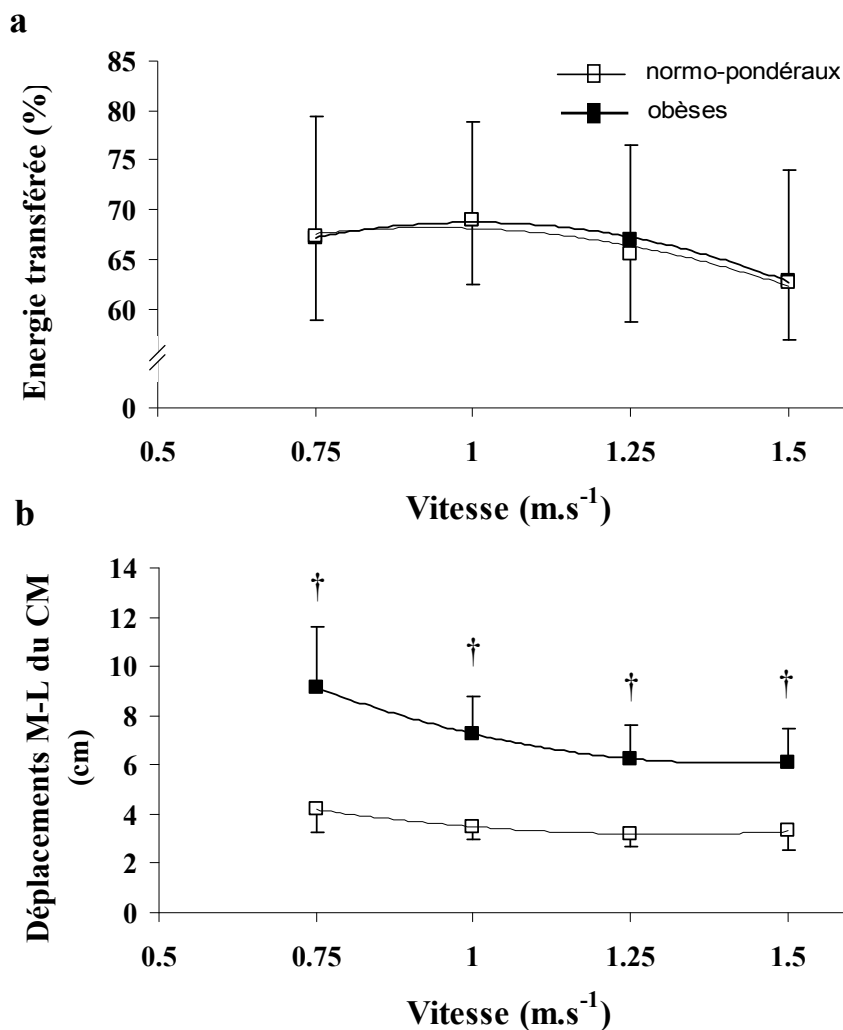


Figure 27 : Valeurs moyennes \pm SD (**a**) de l'énergie transférée au niveau du centre de masse (%), et (**b**) des déplacements médio-latéraux (M-L) du centre de masse (CM, en cm) en fonction de la vitesse de marche chez les sujets obèses (■) et normo-pondéraux (□). Différence significative entre les sujets obèses et normo-pondéraux : † $P < 0,01$.

L'analyse de l'effet du sexe chez les sujets obèses n'a montré aucune différence significative entre les filles et les garçons parmi les paramètres mécaniques et métaboliques (à toutes les vitesses) ainsi qu'au niveau de la composition corporelle.

L'analyse de corrélation effectuée sur l'ensemble des deux groupes a indiqué qu'à toutes les vitesses, $C_{w/kg^{0.67}}$ net était corrélé au pourcentage de masse grasse corporelle (Figure 28a ; r compris entre 0,66 et 0,70 ; $P < 0,01$). $C_{w/kg^{0.67}}$ net était également corrélé à l'IMC (Figure 28b ; r compris entre 0,72 et 0,78 ; $P < 0,01$). Cependant, lorsque les sujets obèses et normo-pondéraux ont été analysés séparément, la corrélation entre $C_{w/kg^{0.67}}$ net et le pourcentage de masse grasse corporelle n'était plus significative pour les deux groupes. La même analyse pour la corrélation entre $C_{w/kg^{0.67}}$ net et l'IMC a indiqué que cette corrélation restait significative mais uniquement pour les sujets obèses et aux deux vitesses moyennes de marche (1 et 1,25 m.s⁻¹ ; $r = 0,55$ et 0,70 ; $P < 0,01$).

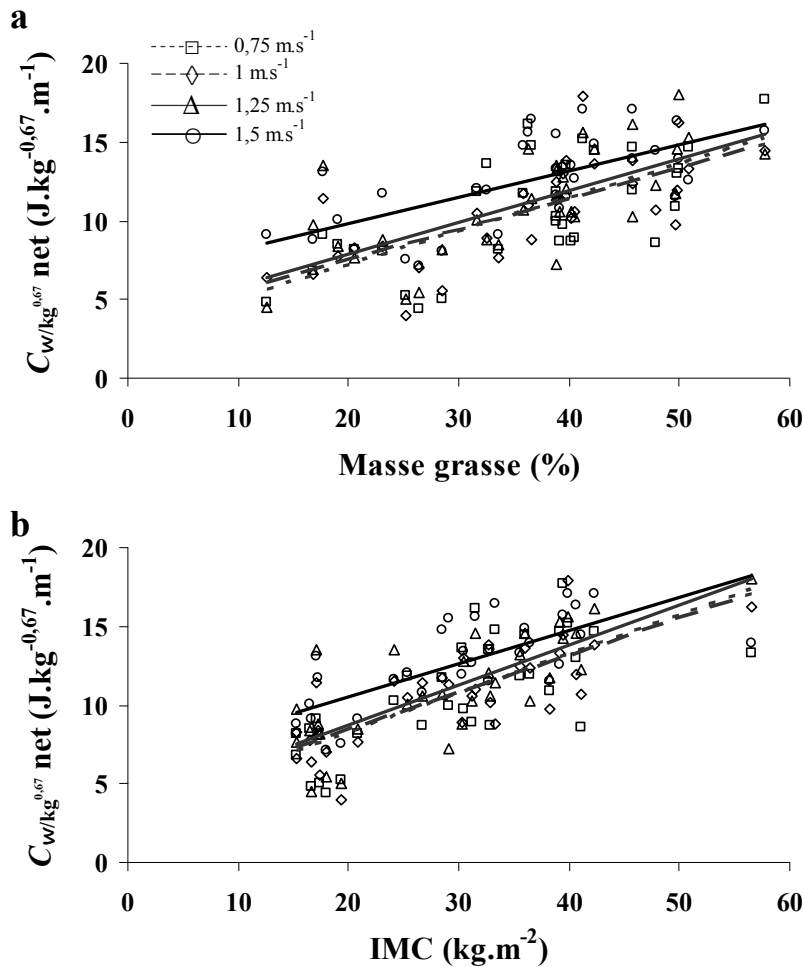


Figure 28 : Relations (a) entre le coût métabolique net ($C_{w/kg^{0,67}} \text{ net}$, en $\text{J.kg}^{-0,67} \cdot \text{m}^{-1}$) et le pourcentage de masse grasse, et (b) entre $C_{w/kg^{0,67}} \text{ net}$ et l'indice de masse corporelle (IMC) pour les différentes vitesses de marche. \square : $0,75 \text{ m.s}^{-1}$; \diamond : 1 m.s^{-1} ; Δ : $1,25 \text{ m.s}^{-1}$; \circ : $1,5 \text{ m.s}^{-1}$. Les droites de régression linéaire sont significatives aux quatre vitesses de marche pour (a) $C_{w/kg^{0,67}} \text{ net}$ vs. pourcentage de masse grasse, r^2 compris entre 0,43 et 0,49 ; $P < 0,01$, et pour (b) $C_{w/kg^{0,67}} \text{ net}$ vs. IMC, r^2 compris entre 0,52 et 0,60 ; $P < 0,01$.

Une corrélation significative a également été trouvée entre les déplacements M-L du CM et le pourcentage de masse grasse corporelle à toutes les vitesses de marche (Figure 29a ; r compris entre 0,77 et 0,82 ; $P < 0,01$). W_{ext} (CLM, J.m^{-1}) était également corrélé au pourcentage de masse grasse corporelle à toutes les vitesses (Figure 29b ; r compris entre 0,62 et 0,70 ; $P < 0,01$). Cependant, lorsque W_{ext} a été normalisé par la masse corporelle, W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$) n'était plus corrélé au pourcentage de masse grasse corporelle (Figure 29c ; $r < 0,14$; $P > 0,57$).

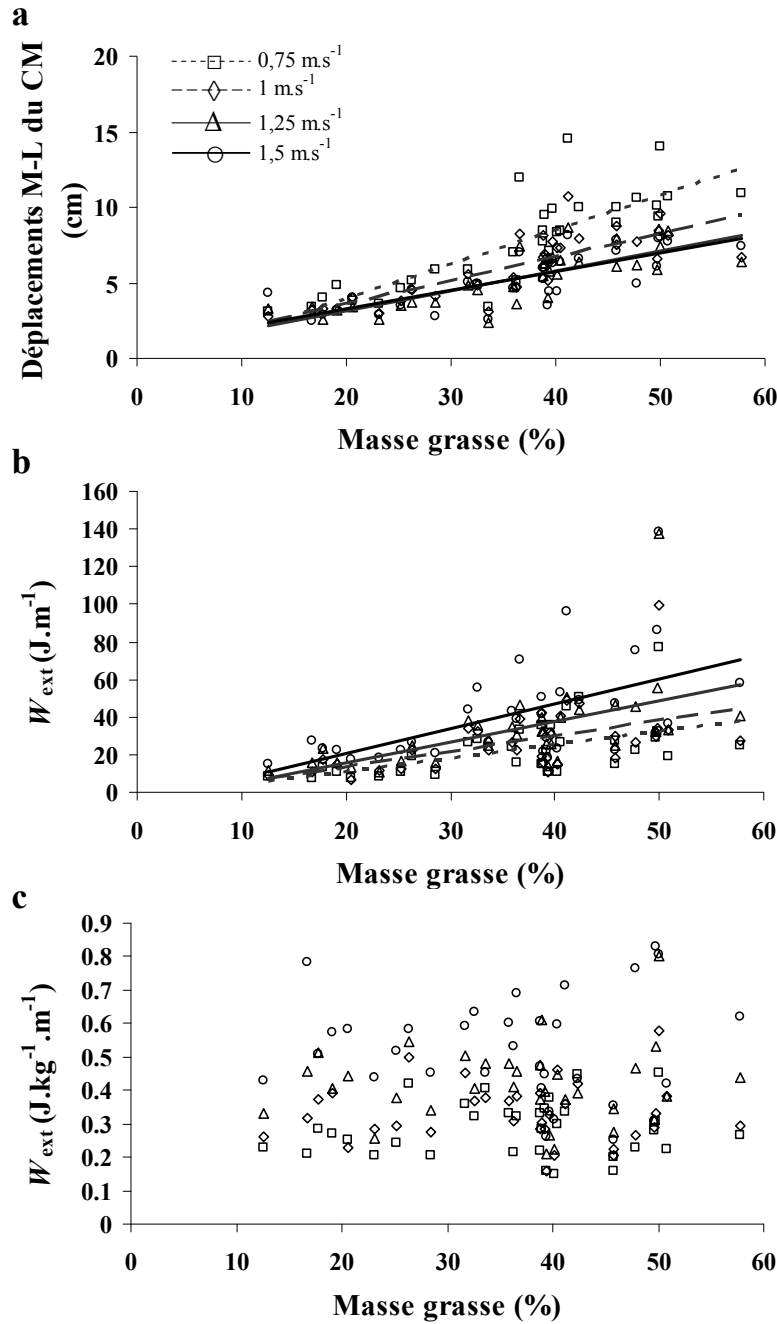


Figure 29 : Relations (a) entre les déplacements médio-latéraux (M-L) du centre de masse (CM) et le pourcentage de masse grasse, (b) entre le travail mécanique externe (W_{ext} CLM, J.m^{-1}) et le pourcentage de masse grasse, et (c) entre W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) et le pourcentage de masse grasse pour les différentes vitesses de marche. \square : 0,75 m.s⁻¹ ; \diamond : 1 m.s⁻¹ ; Δ : 1,25 m.s⁻¹ ; \circ : 1,5 m.s⁻¹. Les droites de régression linéaire sont significatives aux quatre vitesses de marche pour (a) les déplacements M-L du CM vs. pourcentage de masse grasse, r^2 compris entre 0,60 et 0,67 ; $P < 0,01$, et pour (b) W_{ext} (CLM, J.m^{-1}) vs. pourcentage de masse grasse, r^2 compris entre 0,38 et 0,49 ; $P < 0,01$. Les droites de régression linéaire ne sont pas significatives aux quatre vitesses de marche pour (c) W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) vs. pourcentage de masse grasse, $r^2 < 0,02$; $P > 0,57$.

Ainsi, les sujets qui avaient un pourcentage de masse grasse élevé présentaient de grands déplacements M-L du CM (Figure 29a) et un $C_{w/kg^{0.67}}$ net (Figure 28a) élevé, mais avec un W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$; Figure 29c) non significativement différent des sujets normo-pondéraux. De plus, bien que C_w net ($J.m^{-1}$) ait été corrélé à W_{ext} (CLM, $J.m^{-1}$) à toutes les vitesses de marche (Figure 30a ; r compris entre 0,77 et 0,82 ; $P < 0,01$), $C_{w/kg^{0.67}}$ net n'était significativement pas corrélé à W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$; Figure 30b ; $r^2 < 0,05$; $P > 0,23$). Cependant, $C_{w/kg^{0.67}}$ net était corrélé aux déplacements M-L du CM à toutes les vitesses de marche (Figure 30c ; r compris entre 0,65 to 0,78 ; $P < 0,01$).

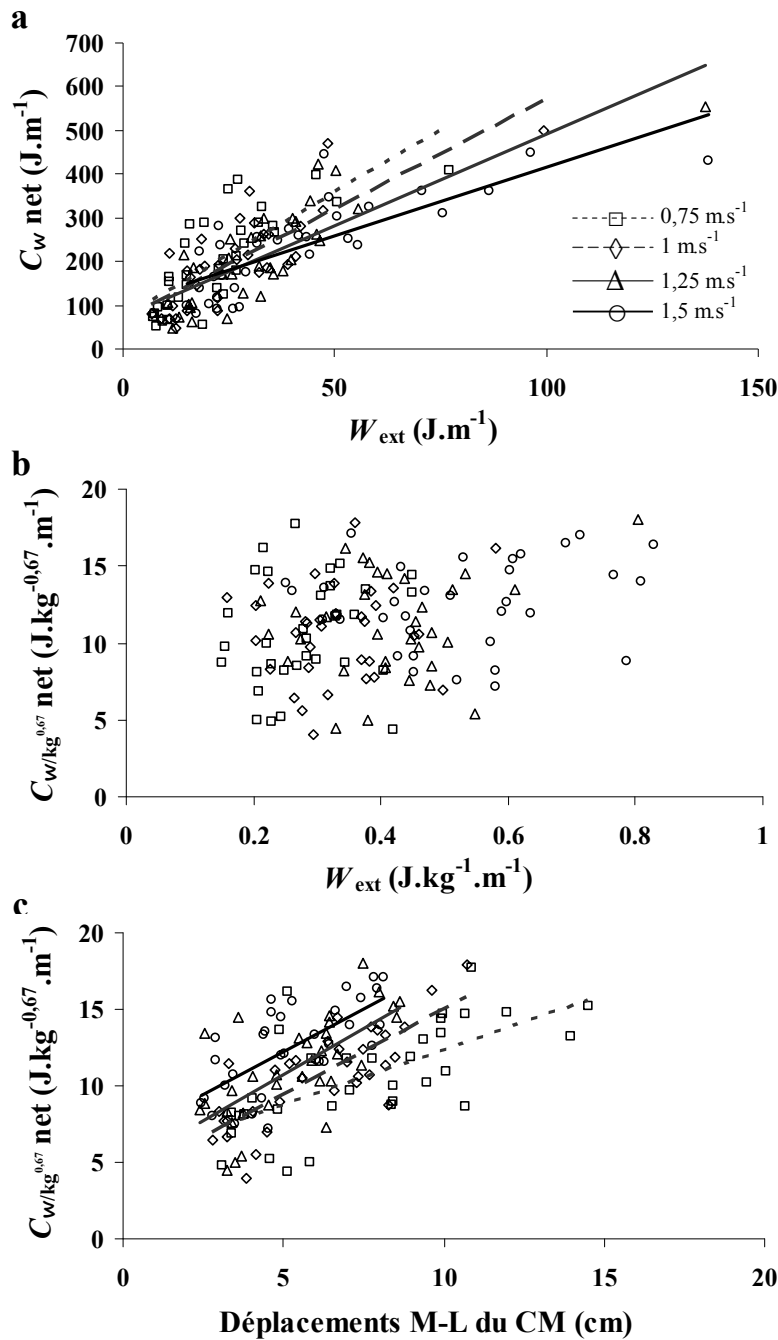


Figure 30 : Relations (a) entre le coût métabolique net ($C_w \text{ net}$, en J.m^{-1}) et le travail mécanique externe ($W_{\text{ext CLM}}$, J.m^{-1}), (b) entre $C_{w/kg} \text{ net (J.kg}^{-0,67}\text{.m}^{-1}\text{)}$ et le travail mécanique externe ($W_{\text{ext CLM}}$, $\text{J.kg}^{-1}\text{.m}^{-1}$), et (c) entre $C_{w/kg} \text{ net (J.kg}^{-0,67}\text{.m}^{-1}\text{)}$ et les déplacements médio-latéraux (M-L) du centre de masse (CM) pour les différentes vitesses de marche. \square : 0,75 m.s⁻¹ ; \diamond : 1 m.s⁻¹ ; Δ : 1,25 m.s⁻¹ ; \circ : 1,5 m.s⁻¹. Les droites de régression linéaire sont significatives aux quatre vitesses de marche pour (a) $C_w \text{ net (J.m}^{-1}\text{)}$ vs. $W_{\text{ext CLM}}$ (J.m^{-1}), r^2 compris entre 0,60 et 0,67 ; $P < 0,01$, et pour (c) $C_{w/kg} \text{ net (J.kg}^{-0,67}\text{.m}^{-1}\text{)}$ vs. déplacements M-L du CM, r^2 compris entre 0,42 et 0,61 ; $P < 0,01$. Les droites de régression linéaire ne sont pas significatives aux quatre vitesses de marche pour (b) $C_{w/kg} \text{ net (J.kg}^{-0,67}\text{.m}^{-1}\text{)}$ vs. $W_{\text{ext CLM}}$ ($\text{J.kg}^{-1}\text{.m}^{-1}$), $r^2 < 0,05$; $P > 0,23$.

- DISCUSSION -

Comme supposé $C_{w/kg}$ net ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) et $C_{w/kg^{0.67}}$ net ($J.kg^{-0.67}.m^{-1}$) étaient significativement plus élevés chez les sujets obèses comparés aux sujets normo-pondéraux (respectivement, 25 % et 64 %). Cependant, malgré la plus grande dépense d'énergie métabolique des sujets obèses, W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) n'était significativement différent entre les sujets obèses et les sujets normo-pondéraux.

Les valeurs moyennes de puissance métabolique brute (W) des sujets obèses de notre étude sont similaires à celles rapportées par Lazzer *et al.* (2003) chez des sujets obèses de masse et de composition corporelle similaires. Les sujets obèses de leur étude ont consommé en moyenne ~ 423 et ~ 529 W (brut) aux vitesses de marche de 1,1 et 1,4 $m.s^{-1}$, alors qu'en interpolant nos résultats on estime que les sujets obèses de notre étude auraient consommé ~ 403 et ~ 502 W (brut) à ces mêmes vitesses. Également, pour les sujets normo-pondéraux, les valeurs de $C_{w/kg}$ net ou de la puissance métabolique nette ($W.kg^{-1}$) sont similaires à celles obtenues chez les sujets normo-pondéraux âgés entre 11 et 12 ans des études de DeJaeger *et al.* (2001) et de Schepens *et al.* (2004). Par exemple, DeJaeger *et al.* (2001) ont rapporté une valeur moyenne de $C_{w/kg}$ net de $\sim 2,0 J.kg^{-1}.m^{-1}$ à 1 $m.s^{-1}$, ce qui est proche de la valeur moyenne de $\sim 2,1 J.kg^{-1}.m^{-1}$ obtenue chez les enfants normo-pondéraux de notre étude à la même vitesse de marche.

Le coût métabolique net par kg

$C_{w/kg}$ net était en moyenne 25 % plus élevé chez les sujets obèses comparés aux sujets normo-pondéraux. Cette différence entre les deux groupes est plus grande que la différence de 10 % de $C_{w/kg}$ net (ou puissance métabolique nette, $W.kg^{-1}$) rapportée chez l'adulte par Browning *et al.* (2005, 2006). Cette différence de résultat ne semble pas être liée au niveau

d'obésité des sujets puisque les adolescents obèses et normo-pondéraux de notre étude ont présenté des pourcentages de masse grasse similaires aux sujets adultes de l'étude de Browning *et al.* (2006) (sujets obèses : 42,2 % vs. 39,7 % ; sujets normo-pondéraux : 22,4 % vs. 22 %). Cette différence entre les adultes et les adolescents obèses pourrait être due à une adaptation progressive du pattern de marche afin de minimiser leur plus grand $C_{w/kg}$ net lié à leur plus grande quantité de masse grasse. Il est ainsi possible que la différence de $C_{w/kg}$ net de 10 % observée entre l'adulte obèse et normo-pondéral, comparée à la différence de 25 % observée chez les adolescents, soit plus liée à la durée de l'obésité plutôt qu'à l'âge. Cette hypothèse peut être soutenue par les résultats de l'étude de Heglund *et al.* (1995) qui montrent que des personnes habituées à porter des charges lourdes peuvent modifier leur pattern de marche. Les auteurs ont montré que ces personnes parvenaient à diminuer le travail mécanique en augmentant le pourcentage d'énergie transférée au niveau du CM. Ainsi, ces personnes pouvaient porter jusqu'à 20 % de leur masse corporelle sans augmenter leur consommation d'énergie métabolique (Heglund *et al.*, 1995).

Le coût métabolique brut par kg

Les sujets obèses et normo-pondéraux ont consommé la même quantité d'énergie brute par unité de distance ($C_{w/kg}$ brut, en $J.kg^{-1}.m^{-1}$) à toutes les vitesses de marche. Browning *et al.* (2005, 2006) ont rapporté les mêmes résultats chez les sujets adultes. Bien que $C_{w/kg}$ net était plus élevé chez les sujets obèses, leur plus faible consommation d'énergie métabolique de repos ($W.kg^{-1}$) a entraîné un $C_{w/kg}$ brut similaire entre les sujets obèses et normo-pondéraux. La relation en forme de « U » entre $C_{w/kg}$ brut et la vitesse de marche peut être modélisée par un polynôme du second degré (méthode des moindres carrés ; Figure 24b, p. 66). La vitesse de marche optimale à laquelle $C_{w/kg}$ brut était minimal a été calculée à partir de l'équation de la relation $C_{w/kg}$ brut - vitesse de marche. Cette vitesse optimale était légèrement plus faible

pour le groupe de sujets obèses comparée à celle du groupe de sujets normo-pondéraux (1,26 vs. 1,33 m.s⁻¹). Browning *et al.* (2006) avaient également rapporté des résultats similaires chez les sujets adultes. DeJaeger *et al.* (2001) avaient montré qu'à cette vitesse « optimale » de marche le transfert d'énergie mécanique était maximal. Cependant, dans notre étude, le transfert d'énergie mécanique était maximal à la vitesse de ~1 m.s⁻¹ pour les deux groupes, ce qui correspond à une vitesse inférieure à celle où $C_{w/kg}$ brut est minimal (1,26 et 1,33 m.s⁻¹).

Le coût métabolique brut par kg^{0,67}

Zakeri *et al.* (2006) ont montré chez des sujets adolescents de différentes tailles et de différentes masses que l'exposant de masse pour la normalisation de C_w brut (J.m⁻¹) était différent selon que les sujets étaient obèses ou normo-pondéraux. Les auteurs ont rapporté des exposants de masse de 0,66 pour les sujets normo-pondéraux et de 0,74 pour les sujets obèses afin de normaliser C_w brut, ce qui indique une influence de la masse grasse sur C_w brut. Ainsi, normaliser C_w brut par la masse élevée à la puissance 0,66 pour les deux groupes permet de conserver uniquement l'influence de la masse grasse sur C_w brut. Dans notre étude, cette normalisation a permis de montrer que $C_{w/kg^{0,67}}$ brut était supérieur de 21 % chez les sujets obèses comparés aux sujets normo-pondéraux (Figure 25a, p. 67). Ce résultat souligne l'importance de la normalisation des paramètres métaboliques lorsqu'on souhaite enlever l'effet de la masse corporelle afin d'isoler un paramètre (effet de l'obésité, pourcentage de masse grasse). Par conséquent, le plus grand $C_{w/kg^{0,67}}$ brut observé chez les sujets obèses pourrait être dû à leur plus grand pourcentage de masse grasse, ce qui est également supporté par la corrélation significative trouvée entre $C_{w/kg^{0,67}}$ brut et le pourcentage de masse grasse (Figure 25b, p. 67). D'après l'analyse de régression, 25 % des variations de $C_{w/kg^{0,67}}$ brut pourraient être expliquées par le pourcentage de masse grasse.

Le coût métabolique net par kg^{0,67}

$C_{w/kg^{0,67}}$ net était en moyenne 64 % plus élevé chez les sujets obèses comparés aux sujets normo-pondéraux. Cette différence de 64 % est significativement plus élevée que les différences de 10 % et 25 % (dans la présente étude) rapportées lorsque C_w net est normalisé classiquement par la masse ($C_{w/kg}$) (Browning & Kram, 2005; Browning *et al.*, 2006). La normalisation de C_w par la masse élevée à la puissance 0,67 a permis dans notre étude d'enlever l'effet du port de la masse corporelle afin de mettre en avant uniquement la consommation d'énergie métabolique liée au pattern de marche. Ainsi, cette normalisation devrait théoriquement refléter uniquement l'effet du tissu adipeux sur la « façon de marcher » qui pourrait être moins économique chez la personne obèse. De plus, il a été suggéré qu'une personne normo-pondérale qui marcherait sans ajout de masse mais dans les mêmes conditions biomécaniques qu'une personne obèse (largeurs de pas et du balancement du membre inférieur) devrait consommer 55 % d'énergie métabolique supplémentaire (Donelan *et al.*, 2001; Shipman *et al.*, 2002; Browning & Kram, 2005). Cette différence théorique de 55 % uniquement liée au pattern de marche est proche des 64 % trouvés grâce à la normalisation par la masse élevée à la puissance 0,67.

Nos résultats ont également confirmé que la différence de 64 % $C_{w/kg^{0,67}}$ net était liée à la quantité de tissu adipeux puisque 46 % des variations de $C_{w/kg^{0,67}}$ net étaient expliquées par le pourcentage de masse grasse corporelle (56 % pour l'IMC ; Figure 28, p. 73). Ces résultats sont en accord avec ceux de Browning *et al.* (2006) qui ont également rapporté une corrélation similaire entre la puissance métabolique nette ($W \cdot kg^{-1}$) et le pourcentage de masse grasse corporelle. Cependant, les auteurs avaient suggéré que cette relation pourrait être en partie expliquée par la diminution relative de la puissance métabolique de repos avec l'augmentation de la masse grasse alors que $C_{w/kg}$ brut restait constant. Dans notre étude, cette relation ne peut pas être totalement attribuée à ce phénomène puisque $C_{w/kg^{0,67}}$ brut était

également corrélé au pourcentage de masse grasse. En conséquence, chez les adolescents obèses, l'augmentation de $C_{w/kg^{0.67}}$ net avec le pourcentage de masse grasse devrait être expliquée par d'autres facteurs.

Les paramètres mécaniques du pendule inversé

Les valeurs de W_{ext} (CLM) et de transfert d'énergie mécanique des sujets normo-pondéraux sont similaires à celles présentées par Schepens *et al.* (2004) chez des sujets âgés entre 11 et 12 ans. Les valeurs des paramètres mécaniques des sujets obèses sont également similaires à celles obtenues récemment chez l'adulte par Malatesta *et al.* (2009)^c. Par exemple, les auteurs rapportent une valeur moyenne de W_{ext} (CLM) de $39,5 \text{ J.m}^{-1}$ à la vitesse moyenne de $1,18 \text{ m.s}^{-1}$, ce qui est proche de la valeur moyenne de $40,1 \text{ J.m}^{-1}$ calculée dans la présente étude à $1,25 \text{ m.s}^{-1}$. Les déplacements M-L du CM pour les deux groupes ne peuvent cependant pas être comparés avec d'autres études, puisqu'aucune étude à notre connaissance n'a étudié ces paramètres au sein de ces populations. Comme nous l'avions supposé, les déplacements M-L du CM étaient deux fois plus élevés chez les sujets obèses comparés aux sujets normo-pondéraux. De plus, les variations du pourcentage de masse grasse expliquaient ~64 % des variations des déplacements M-L du CM. Comme l'avaient suggéré Spyropoulos *et al.* (1991), cette relation pourrait être expliquée par l'excès de tissu adipeux au niveau des cuisses des sujets obèses qui les obligerait à marcher avec de plus grandes largeurs de pas et ainsi avec de plus grands déplacements M-L du CM. Il est également possible que la largeur de pas augmente avec l'instabilité des sujets obèses, ce qui explique ainsi l'augmentation des déplacements M-L du CM avec le pourcentage de masse grasse.

^c L'étude de Malatesta *et al.* (2009) a été publiée en février 2009 et était disponible en ligne lors de la révision de notre article. Pour ces raisons, l'article de Malatesta *et al.* (2009) n'apparaît pas dans la revue de la littérature mais dans la discussion de la première partie des travaux de thèse.

Cependant, contrairement à ce qui avait été supposé, bien que les déplacements M-L du CM aient été plus élevés chez les sujets obèses, W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) était similaire entre les sujets obèses et normo-pondéraux. Par conséquent, les déplacements M-L du CM ainsi que le pourcentage de masse grasse n'expliquaient pas les variations de W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$). La corrélation significative trouvée entre W_{ext} non normalisé par la masse (CLM, J.m^{-1}) et le pourcentage de masse grasse était certainement due au fait que les deux paramètres étaient corrélés à la masse corporelle des sujets.

Les déplacements M-L du CM plus élevés chez les sujets obèses n'ont donc pas induit une augmentation de W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$). En fait, d'après nos résultats, bien que les fluctuations d'énergie cinétique M-L ($\Delta E_{\text{cin ML}}$, en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) aient été en moyenne trois fois plus élevées chez les sujets obèses, $\Delta E_{\text{cin ML}}$ ne représentait seulement que 3 et 10 % des fluctuations d'énergie cinétique totale (ΔE_{cin} , en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) des sujets obèses et normo-pondéraux. De plus, les sujets obèses ont présenté des valeurs de transfert d'énergie mécanique similaires aux sujets normo-pondéraux malgré des déplacements M-L du CM plus élevés. Ainsi, comme le transfert d'énergie a été calculé à partir des fluctuations d'énergie cinétique dans les trois directions (antéro-postérieure, verticale, et M-L), il est probable que les plus grands déplacements M-L du CM aient induit une plus grande quantité d'énergie cinétique disponible pour transférer en énergie potentielle (et vice versa) grâce au mécanisme de pendule inversé. Ce mécanisme avait déjà été mis en avant chez l'animal, et il avait été montré que les pingouins se servaient de leur démarche dandinante pour augmenter le niveau d'énergie cinétique transférable en énergie potentielle (Griffin & Kram, 2000). Chez ces animaux désavantagés par leurs petites pattes, l'augmentation de l'énergie transférée au niveau du CM via leur démarche dandinante avait été suggérée être un mécanisme permettant de minimiser leur dépense d'énergie métabolique. Ainsi, chez les sujets obèses, les plus

grands déplacements M-L du CM pourraient être considérés comme mécaniquement « non coûteux » car ils n'ont pas induit d'augmentation de W_{ext} (CLM, J.kg⁻¹.m⁻¹).

Cependant, Malatesta *et al.* (2009) ont trouvé à la vitesse de marche préférée chez des adultes obèses et normo-pondéraux que $\Delta E_{\text{cin ML}}$ était négativement corrélé au pourcentage d'énergie transférée ($r = -0,52$; $P < 0,01$). Les auteurs ont également montré que les sujets obèses avaient un pourcentage d'énergie transférée inférieur à celui des sujets normo-pondéraux. Ces résultats indiquent que les déplacements M-L du CM plus élevés chez les sujets obèses pourraient être à l'origine d'une altération du mécanisme du pendule inversé de la marche, et pourraient avoir un rôle dans l'augmentation de $C_{w/kg \text{ net}}$. En outre, bien que le transfert d'énergie ait été inférieur chez les sujets obèses de leur étude, W_{ext} (CLM, J.kg⁻¹.m⁻¹) n'était pas significativement différent entre les deux groupes. Une explication possible pourrait être que la vitesse de marche différente pour chaque sujet (vitesse préférée) ait induit en partie la corrélation entre $\Delta E_{\text{cin ML}}$ et le pourcentage d'énergie transférée. En effet, les résultats de notre étude montrent que les déplacements M-L du CM (donc $\Delta E_{\text{cin ML}}$) et l'énergie transférée évoluent en fonction de la vitesse de marche. Par exemple, l'augmentation de la vitesse de marche de 0,75 à 1 m.s⁻¹ entraîne une augmentation de l'énergie transférée ainsi qu'une diminution concomitante des déplacements M-L du CM (Figure 27, p. 71).

Influence des paramètres mécaniques sur $C_{w/kg^{0,67} \text{ net}}$

$C_{w/kg^{0,67} \text{ net}}$ n'était pas corrélé à W_{ext} (CLM, J.kg⁻¹.m⁻¹) chez les adolescents obèses et normo-pondéraux de notre étude. De plus, W_{ext} (CLM, J.kg⁻¹.m⁻¹) n'était pas influencé par le pourcentage de masse grasse. Par conséquent, W_{ext} (CLM, J.kg⁻¹.m⁻¹) ne semble pas être affecté par le degré d'obésité des sujets et n'explique donc pas le $C_{w/kg^{0,67} \text{ net}}$ plus élevé chez les sujets obèses. D'après les valeurs de W_{ext} (CLM, J.kg⁻¹.m⁻¹), nous pouvons affirmer que le travail musculaire effectué pour élever et accélérer le CM était similaire entre les sujets

obèses et normo-pondéraux bien que les sujets obèses aient consommé plus d'énergie métabolique. En conséquence, le rendement mécanique externe était supérieur chez les sujets normo-pondéraux comparés aux sujets obèses. Cependant, il serait prématuré de conclure que les sujets obèses présentaient un rendement musculaire plus faible car le travail mécanique n'a été que partiellement mesuré.

Étonnamment, les déplacements M-L du CM ont expliqué en moyenne 49 % des variations de $C_{w/kg}^{0.67}$ net. Cependant, comme les plus grands déplacements M-L du CM chez les sujets obèses n'ont pas induit d'altération du mécanisme de pendule inversé de la marche (pourcentage d'énergie transférée), ni d'augmentation de W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$), cette relation ne peut pas être expliquée par les facteurs mécaniques mesurés dans cette étude. Ainsi, il est possible que les plus grands déplacements M-L du CM aient induit (ou soient représentatifs) des modifications du pattern de marche qui n'ont pas été quantifiées par la mesure de W_{ext} (CLM). Comme il a déjà été montré chez des sujets normo-pondéraux (Rose & Gamble, 1994), les plus grandes largeurs de pas observées chez les sujets obèses pourraient être à l'origine des plus grands déplacements M-L du CM. Ainsi, $C_{w/kg}^{0.67}$ net pourrait être corrélé aux déplacements M-L du CM dû à l'augmentation concomitante de la largeur de pas et non à l'augmentation de W_{ext} (CLM). Donelan *et al.* (2001) ont montré chez des sujets normo-pondéraux, de manière théorique et expérimentale, que W_{ext} (ILM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) et $C_{w/kg}$ net ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) augmentaient avec le carré de la largeur de pas au-delà de la largeur préférée. Cependant, dans leur étude le travail mécanique était évalué par la méthode « individuelle des membres inférieurs » (ILM) qui contrairement à notre méthode d'évaluation de W_{ext} (CLM) est sensible à la largeur de pas (*cf.* « revue de la littérature », section 1.3., Figure 13, p. 27).

Ainsi, pendant la marche, W_{ext} peut être calculé à partir de deux méthodes (CLM et ILM) (Cavagna *et al.*, 1963; Cavagna *et al.*, 1976; Donelan *et al.*, 2002b). La méthode Cavagna ou « combinée des membres inférieurs » (CLM) ne prend pas en compte le travail mécanique

positif effectué par le membre inférieur arrière contre le membre inférieur avant lors de la phase de double contact ($W_{\text{int,dc}}$). En revanche, L'ILM prend en compte $W_{\text{int,dc}}$ dans le calcul de W_{ext} en analysant le travail mécanique effectué par les deux membres inférieurs séparément lors de la phase de double contact. Il a été montré que $W_{\text{int,dc}}$ serait la partie du travail mécanique sensible aux variations de la largeur de pas (Donelan *et al.*, 2001) (*cf.* « revue de la littérature », section 1.3., Figure 13, p. 27). Ainsi, au vu de nos résultats, les sujets obèses marchant avec des largeurs de pas plus élevées (comme le montrent les déplacements M-L du CM plus élevés) pourraient avoir produit un plus grand travail mécanique ($W_{\text{int,dc}}$) qui n'a pas été pris en compte par la mesure traditionnelle de W_{ext} (CLM). Ce plus grand $W_{\text{int,dc}}$ étant généré par des plus grandes forces musculaires, celles-ci pourraient être à l'origine de l'augmentation de $C_{w/kg^{0.67}}$ net chez les sujets obèses. Cette hypothèse peut être supportée par la corrélation significative trouvée entre $C_{w/kg^{0.67}}$ net et les déplacements M-L du CM ainsi que par l'absence de différences de W_{ext} (CLM) entre les sujets obèses et normo-pondéraux.

D'après nos résultats, il est possible que les plus grands déplacements M-L du CM et les plus grandes largeurs de pas chez les sujets obèses soient plus liés à l'instabilité posturale qu'à la gêne engendrée par la circonférence des cuisses. (Spyropoulos *et al.*, 1991; McGraw *et al.*, 2000). En effet, Donelan *et al.* (2004) ont montré chez des sujets normo-pondéraux que les mouvements M-L du CM étaient en partie stabilisés grâce aux placements des appuis au sol, et qu'une instabilité M-L pouvait ainsi affecter la largeur de pas. Dans leur étude, une stabilisation latérale externe a induit une diminution de la largeur de pas préférée des sujets et une réduction concomitante de 6 % de la puissance métabolique ($W.kg^{-1}$) (Donelan *et al.*, 2004). Dans notre étude, les résultats montrent que l'obésité (ou le pourcentage de masse grasse) affecte plus les déplacements M-L du CM aux faibles vitesses de marche. Ce résultat est mis en avant par la plus grande différence (effet d'interaction) des déplacements M-L du CM entre les sujets obèses et normo-pondéraux aux faibles vitesses de marche (Figure 27b, p.

71), et par les pentes plus élevées des droites de régression aux faibles vitesses, de la relation entre les déplacements M-L du CM et le pourcentage de masse grasse (Figure 29a, p. 74). Ces plus grands déplacements M-L, et ainsi les plus grandes largeurs de pas aux faibles vitesses de marche chez les sujets obèses pourraient être dus à une recherche de stabilité latérale avec la diminution de la vitesse et être à l'origine de plus grandes activations musculaires (Donelan *et al.*, 2004). Cette hypothèse expliquerait l'augmentation plus élevée de $C_{w/kg}^{0.67}$ net aux faibles vitesses de marche, comme le montrent les pentes plus élevées des droites de régression aux faibles vitesses, de la relation entre $C_{w/kg}^{0.67}$ net et le pourcentage de masse grasse (Figure 28, p. 73). Ainsi, il est possible que les plus grands déplacements M-L du CM n'induisent pas de travail mécanique supplémentaire, mais induisent de plus grandes activations musculaires (des muscles agonistes et antagonistes) afin de stabiliser les articulations et le CM lors des mouvements M-L. Ces plus grandes activations musculaires pourraient en partie expliquer le plus grand $C_{w/kg}^{0.67}$ net des sujets obèses ainsi que le W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) similaire entre les sujets obèses et normo-pondéraux.

D'autres particularités biomécaniques chez les personnes obèses peuvent également être responsables du plus grand $C_{w/kg}^{0.67}$ net. Il a été montré que les contractions musculaires isométriques nécessaires pour supporter le poids des personnes lors de la marche peuvent représenter jusqu'à 28 % de $C_{w/kg}$ net chez des personnes normo-pondérales (Grabowski *et al.*, 2005). Il est possible que les personnes obèses dépensent plus d'énergie métabolique pour supporter leur poids dû à leur plus faible force musculaire relative à leur masse comparées aux personnes normo-pondérales (Hulens *et al.*, 2001). Cette plus faible force musculaire pourrait induire une augmentation de l'activité musculaire pour supporter le poids. De plus, les membres inférieurs plus lourds des personnes obèses ainsi que les plus grands balancements des membres inférieurs dans la direction M-L pourraient induire une augmentation de la dépense d'énergie lors de la phase de balancement des membres inférieurs. Ainsi, un plus

grand $W_{\text{int,dc}}$ lié à de plus grandes largeurs de pas, à des forces musculaires plus élevées pour supporter le poids ainsi qu'à des plus grands balancements M-L des membres inférieurs pourraient être des déterminants biomécaniques de la plus grande dépense d'énergie métabolique de la marche chez les personnes obèses.

Limites de l'étude

Des mesures de terrain ont été utilisées pour l'acquisition des paramètres mécaniques et métaboliques de la marche afin d'être le plus proche possible du pattern de marche naturel des adolescents obèses et normo-pondéraux. Cette méthode présente cependant quelques limites. Dans la présente étude, $W_{\text{int,dc}}$ n'a pas pu être calculé et le calcul de W_{ext} (CLM) par la méthode d'accélérométrie est moins précis que la méthode de référence qui utilise des plates-formes de force. En effet, dans l'étude de validation de Meichtry *et al.* (2007), les auteurs ont noté une surestimation des déplacements du CM et de W_{ext} (CLM). Ces auteurs avaient suggéré que cette surestimation pouvait provenir du type d'attache utilisée pour fixer le capteur sur la peau (mouvements entre le capteur et la peau), mais également des mouvements oscillatoires de la peau et du capteur lors de l'impact du talon sur le sol (mouvements de la peau / tissus sous-cutanés). De plus, Meichtry *et al.* (2007) ont indiqué que l'orientation du capteur était également une source d'imprécision puisque les accélérations étaient enregistrées dans les axes du capteur et non dans les axes définis dans le référentiel terrestre. Dans notre étude, les recommandations des auteurs ont été prises en compte et un capteur inertiel équipé d'un accéléromètre tri-axial et d'un gyroscope a été utilisé afin de repositionner les accélérations 3D enregistrées par le capteur dans le référentiel terrestre. De plus, le capteur a été fermement fixé sur la peau à l'aide d'une large bande adhésive afin de limiter au mieux les mouvements du capteur par rapport à la peau ainsi que les mouvements de la peau. Bien que Meichtry *et al.* (2007) aient validé le calcul de W_{ext} (CLM) grâce à l'utilisation d'un

accéléromètre (sans gyroscope), nous avons quand même comparé les courbes d'accélérations mesurées par notre capteur aux courbes d'accélérations calculées grâce à l'utilisation d'un tapis roulant dynamométrique (ADAL marche, HEF Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) (Belli *et al.*, 2001). Les mesures avaient été effectuées simultanément et les courbes d'énergie, de vitesse et de position nécessaires au calcul de W_{ext} (CLM) ont été comparées. La différence de valeurs de W_{ext} (CLM) était au maximum de 15 % et correspondait à la condition de vitesse élevée de marche ($1,5 \text{ m.s}^{-1}$). Les différentes courbes d'accélérations, de vitesses, de déplacements et d'énergies en fonction du temps lors d'une foulée pour un sujet type obèse adolescent sont présentées en Appendice (Figure 33 et 34, page 118).

Conclusion

En conclusion, nous avons montré que dans des conditions de marche naturelle, le coût métabolique de la marche (normalisé par la masse ou par la masse^{0,67}) est plus élevé chez les adolescents obèses que chez les adolescents normo-pondéraux. L'augmentation du coût métabolique est reliée à la quantité de masse grasse des personnes. Nous avons observé des changements significatifs du pattern de marche chez les sujets obèses comme des plus grands déplacements de leur centre de masse dans la direction médio-latérale, certainement associés à des plus grandes largeurs de pas. Bien que le travail mécanique nécessaire à déplacer le centre de masse pendant la marche n'ait pas été affecté par ces plus grands déplacements médio-latéraux, la dépense d'énergie métabolique semble elle augmenter avec ces déplacements. Ce plus grand coût métabolique associé aux plus grands déplacements médio-latéraux du centre de masse pourrait être expliqué par l'augmentation du travail mécanique effectué par les membres inférieurs l'un contre l'autre pendant la phase de double contact. Également, les plus grands balancements M-L des membres inférieurs ainsi que les plus grandes forces musculaires nécessaires à supporter le poids pourraient expliquer le coût métabolique plus élevé des sujets obèses.

- LE COÛT DE LA MARCHE APRÈS UNE RÉDUCTION PONDÉRALE -

Travail mécanique et coût métabolique de la marche après une réduction pondérale chez des adolescents obèses.

Peyrot N, Morin JB, Thivel D, Isacco L, Taillardat M, Belli A, & Duché P. (2009).
Mechanical work and metabolic cost of walking after weight loss in obese adolescents.
Soumis : *Med Sci Sports Exerc.*

- INTRODUCTION -

Le but principal d'une réduction pondérale chez une personne obèse est de réduire la quantité de masse grasse afin de diminuer les facteurs de risque comme le syndrome métabolique (Kukkonen-Harjula *et al.*, 2005). Après une réduction pondérale, une dépense d'énergie quotidienne élevée est essentielle pour maintenir le poids stable des personnes post-obèses (Kinney, 1995; Schwingshandl & Borkenstein, 1995). La marche est très recommandée pour le traitement et la prévention de l'obésité car il s'agit d'une activité quotidienne qui permet de dépenser une quantité d'énergie métabolique significative. Cependant, lors de la marche les membres inférieurs supportent, accélèrent et élèvent le centre de masse, ce qui engendre une dépense d'énergie métabolique élevée lorsque la masse corporelle est importante. Cette grande dépense d'énergie associée à la faible $\dot{V}O_{2\text{ max}}$ des sujets obèses semblent expliquer pourquoi les personnes obèses perçoivent l'activité de marche comme intense et ne respectent pas toujours les consignes de leur médecin quant à la pratique de cette activité (Mattsson *et al.*, 1997; Norman *et al.*, 2005).

Ainsi, les personnes obèses présentent un coût métabolique de la marche ($C_{w/kg\text{ net}}$, en $J.kg^{-1}.m^{-1}$) $\sim 10\%$ plus élevé que celui des personnes normo-pondérales, et les femmes obèses présentent un $C_{w/kg\text{ net}}$ $\sim 10\%$ plus élevé que celui des hommes obèses (Browning & Kram, 2005; Browning *et al.*, 2006). Cependant, une réduction pondérale chez les personnes obèses est souvent associée à une diminution de C_w ($J.m^{-1}$; net et brut) supérieure à la diminution de la masse corporelle, ce qui induit une diminution de $C_{w/kg\text{ net}}$ et brut (Freyschuss & Melcher, 1978; Foster *et al.*, 1995; Ohrstrom *et al.*, 2001; Doucet *et al.*, 2003; Lazzer *et al.*, 2004; Hunter *et al.*, 2008). L'obésité induit ainsi une augmentation de $C_{w/kg\text{ net}}$, alors qu'une réduction pondérale induit un retour à des valeurs « normales » de $C_{w/kg\text{ net}}$.

Nous avons montré dans la première partie du travail de thèse que l'obésité était associée à des changements du pattern de marche. Ces changements biomécaniques sont associés à un

plus grand travail musculaire qui nécessite un plus grand $C_{w/kg}$ net. Nous avons suggéré que la corrélation positive trouvée entre $C_{w/kg}$ net et les déplacements M-L du CM pouvait être associée à la largeur de pas des sujets obèses. En effet, il avait été montré que la largeur des appuis au sol pouvait induire une augmentation de $C_{w/kg}$ net due au plus grand travail mécanique effectué par les membres inférieurs l'un contre l'autre pendant la phase de double contact ($W_{int,dc}$, en $J.kg^{-1}.m^{-1}$) (Donelan *et al.*, 2001).

Cependant, suite à notre première étude, Browning *et al.* (2009) ont quantifié $W_{int,dc}$ (inclus dans W_{ext} ILM, en $J.kg^{-1}.pas^{-1}$) chez des adultes obèses et normo-pondéraux. Contrairement aux hypothèses de notre première étude, bien que les sujets obèses aient présenté des largeurs de pas 30 % supérieures à celles des sujets normo-pondéraux, les auteurs n'ont rapporté aucune différence significative de W_{ext} (ILM) entre les deux groupes (Browning *et al.*, 2009). Ainsi, bien que W_{ext} (ILM ou CLM) soit un des principaux déterminants de $C_{w/kg}$ net, celui-ci ne semble pas être responsable de la plus grande dépense d'énergie métabolique des personnes obèses lors de la marche. En outre, il est possible que les plus grands déplacements M-L du CM chez les sujets obèses nécessitent une plus grande activité musculaire pour stabiliser le corps lors des mouvements M-L et soient ainsi responsables de l'augmentation de $C_{w/kg}$ net sans augmentation de W_{ext} (ILM ou CLM).

Le cout métabolique de la marche dépend de plusieurs facteurs biomécaniques, et une altération d'un ou plusieurs de ces facteurs peut entraîner une augmentation de la dépense d'énergie métabolique. Nous avons précédemment montré que W_{ext} (CLM, $J.m^{-1}$) était un facteur déterminant de C_w net ($J.m^{-1}$) ($r = 0,79$; Figure 30, p. 76). En outre, la corrélation disparaît lorsque les deux paramètres sont normalisés par la masse corporelle, ce qui indique que la masse est le principal déterminant de C_w net ($J.m^{-1}$). L'importance de la masse corporelle sur C_w net ($J.m^{-1}$) provient ainsi en grande partie du travail mécanique nécessaire à accélérer et à élever le CM (W_{ext} , CLM), mais également des contractions musculaires

isométriques au niveau des membres inférieurs nécessaires pour supporter le poids de la personne (Grabowski *et al.*, 2005). Par conséquent, lorsque W_{ext} (CLM) est normalisé par la masse ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), celui-ci ne représente plus l'effet de la masse mais plutôt l'effet du pattern de marche. W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) correspond donc aux changements du niveau d'énergie du CM liés aux variations de vitesse du CM et aux mouvements verticaux du CM, indépendamment de la masse corporelle. Bien que W_{ext} (ILM ou CLM) ne soit pas affecté par l'obésité (Browning *et al.*, 2009; Peyrot *et al.*, 2009), celui-ci reste un déterminant de C_w net (Donelan *et al.*, 2002a).

Il a été suggéré que d'autres paramètres biomécaniques pourraient être modifiés par l'obésité et expliquer le $C_{w/\text{kg}}$ net plus élevé chez les personnes obèses. Les plus grands balancements M-L des membres inférieurs ainsi que les plus grandes forces musculaires nécessaires à stabiliser le CM lors des mouvements M-L pourraient ainsi être à l'origine du $C_{w/\text{kg}}$ net plus élevé des sujets obèses (Donelan *et al.*, 2001; Grabowski *et al.*, 2005). Pour finir, le plus grand $C_{w/\text{kg}}$ net observé chez les femmes obèses comparées aux hommes obèses pourrait être expliqué par la localisation spécifique de la masse grasse chez la femme et ainsi par le plus grand pourcentage de masse grasse gynoïde.

Ainsi aux vues du grand nombre de paramètres biomécaniques expliquant C_w net (J.m^{-1}), nous avons tenté de quantifier l'ensemble de ces paramètres biomécaniques avant et après une réduction pondérale. Le but de notre étude était d'utiliser un modèle de régression linéaire multiple afin de déterminer les principaux paramètres biomécaniques reliés à C_w net (J.m^{-1}) chez les personnes obèses. Les résultats de cette première analyse ont ensuite permis de vérifier à l'aide d'une analyse de régression multiple si des modifications de ces paramètres biomécaniques pouvaient être responsables de la plus grande diminution de C_w net (J.m^{-1}) comparée à la diminution de la masse corporelle après une réduction pondérale.

Nous avons émis l'hypothèse que chez les personnes obèses, C_w net ($J.m^{-1}$) pouvait être positivement corrélé :

- à la masse corporelle
- au pourcentage de masse grasse corporelle
- au pourcentage de masse grasse gynoïde. En effet, il existe une réelle différence entre l'obésité (% de masse grasse) et la localisation de cette même masse grasse. Ceci pouvant certainement expliquer certaines divergences de la littérature.
- à W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$)
- à la largeur des balancements M-L des membres inférieurs (m).
- à la durée relative de l'appui monopodal (%). En effet, durant cette phase très peu de travail mécanique est fourni grâce au mécanisme de pendule inversé, mais le membre inférieur en contact avec le sol supporte le poids de la personne. Ainsi, il est possible que la diminution de la durée de cette phase observée chez les personnes obèses permette de diminuer la dépense d'énergie métabolique (Browning & Kram, 2007).
- aux fluctuations d'énergie cinétique M-L ($\Delta E_{cin\ M-L}$, $J.kg^{-1}.m^{-1}$). Bien que $\Delta E_{cin\ M-L}$ soit pris en compte dans le calcul de W_{ext} (CLM), une augmentation de $\Delta E_{cin\ M-L}$ pourrait également induire une plus grande activité musculaire (co-contractions) pour stabiliser le corps lors des mouvements M-L.

Notre seconde hypothèse était que chez les personnes obèses les changements des paramètres biomécaniques présentés ci-dessus, excepté pour W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$), pouvaient être positivement corrélés aux changements de C_w net ($J.m^{-1}$) associés à la réduction pondérale. Comme il a été montré que W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) n'était pas affecté par l'obésité, ce paramètre ne devrait pas être modifié par la réduction pondérale (Browning *et al.*, 2009; Malatesta *et al.*, 2009; Peyrot *et al.*, 2009).

- ANALYSE STATISTIQUE -

Compte tenu du nombre important de paramètres étudiés, seuls les paramètres mesurés à la vitesse de $1,25 \text{ m.s}^{-1}$ ont été présentés. Cette vitesse a été retenue car elle correspond à la vitesse la plus proche de la vitesse préférée de marche de nos sujets ($\sim 1,26 \text{ m.s}^{-1}$ en moyenne).

Les valeurs moyennes et les écarts types (SD) ont été calculés pour chaque paramètre. La normalité des distributions et l'homogénéité des variances ont été vérifiées par les tests de normalité de Shapiro-Wilk et de F-Snedecor. Des analyses de variance (ANOVA) à un facteur inter-sujet (sexe) et un facteur intra-sujet (période) ont été utilisées pour déterminer les effets de la réduction pondérale ($P_{\text{période}}$), du sexe (P_{sexe}) et d'interaction (période \times sexe) sur la composition corporelle ainsi que sur les différents paramètres métaboliques et mécaniques. Lorsque l'effet d'interaction était significatif, l'effet de la réduction pondérale sur le paramètre concerné était analysé séparément chez les filles et les garçons obèses grâce à l'utilisation d'un test de Student pour échantillons appariés.

Une première analyse de régression linéaire multiple a été effectuée pour développer un modèle contenant des variables, qui ensembles expliquaient le mieux les variations de C_w net (J.m^{-1}) (données avant et après la réduction pondérale, $n = 32$). Comme nous ne pouvions pas préjuger de la non-linéarité entre les paramètres biomécaniques et métaboliques, excepté pour la masse corporelle *vs.* C_w net, une analyse de régression linéaire a été retenue. La masse corporelle a donc été élevée à la puissance 0,67 du fait de sa relation linéaire avec C_w net (Rogers *et al.*, 1995; Zakeri *et al.*, 2006).

Une matrice de corrélation a été préalablement effectuée sur les variables indépendantes afin de s'assurer de la dépendance des paramètres biomécaniques. Comme la masse grasse corporelle (%) était positivement corrélée à la masse corporelle (kg), la masse grasse corporelle a été divisée par la masse corporelle. De la même façon, la masse grasse gynoïde (%) étant positivement corrélée à la masse grasse corporelle (%), la masse grasse gynoïde a

été divisée par la masse grasse corporelle. Ces rapports ont permis de confirmer les effets de la masse grasse corporelle et de la masse grasse gynoïde sur C_w net, indépendamment de la masse corporelle et de la masse grasse corporelle.

La masse corporelle (élevée à la puissance 0,67), le pourcentage de masse grasse corporelle (divisé par la masse corporelle), le pourcentage de masse grasse gynoïde (divisé par la masse grasse corporelle), W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), la largeur des balancements M-L des membres inférieurs (m), la durée relative de l'appui monopodal (%) et $\Delta E_{\text{cin M-L}}$ ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) ont été entrés comme variables indépendantes dans une analyse de régression multiple. Les variables qui n'expliquaient pas significativement une partie des variations de C_w net (J.m^{-1}) ont été sorties du modèle de régression multiple (« backwards elimination »). Un modèle final de régression multiple contenant les variables explicatives des variations de C_w net (J.m^{-1}) a donc été établi.

Une deuxième analyse de régression linéaire multiple a été effectuée pour développer un modèle contenant des variables, qui ensemble expliquaient le mieux les changements de C_w net (J.m^{-1}) associés à la réduction pondérale ($n = 16$). Les changements des paramètres biomécaniques précédemment cités ont été entrés comme variables indépendantes dans l'analyse de régression multiple. Si les changements d'un paramètre biomécanique n'expliquaient pas significativement une fraction des changements de C_w net, le paramètre était sorti du modèle. Comme W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) ne devait pas être modifié par la réduction pondérale, mais que les paramètres biomécaniques sous-jacents au calcul de W_{ext} pouvaient l'être, ce paramètre a été remplacé par les changements de ΔE_{pot} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), de ΔE_{cin} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), et du pourcentage d'énergie transférée, associés à la réduction pondérale.

Le r^2 ajusté global du modèle, qui prend en compte le nombre de variables indépendantes inclus dans le modèle de régression multiple, a été retenu pour représenter la fraction de la

variance de la variable dépendante attribuable aux variations des variables indépendantes. Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0.05$.

- RÉSULTATS -

Composition corporelle

Les caractéristiques et la composition corporelle des sujets obèses avant et après la réduction pondérale sont présentées dans le Tableau 3. Les sujets obèses ont en moyenne réduit de 15 % ($\pm 6,6$ %) la masse grasse et de 6 % ($\pm 2,2$ %) la masse corporelle. La composition corporelle et ses changements associés à la réduction pondérale n'étaient pas significativement différents entre les filles et les garçons obèses. Bien que la masse maigre tendait à être supérieure chez les garçons comparés aux filles obèses, la différence n'était pas significative ($P = 0,052$). Le programme de réduction pondérale n'a pas induit de diminution de masse maigre.

Tableau 3 : Caractéristiques et composition corporelle des adolescents obèses avant et après la réduction pondérale

Paramètres	Garçons (n=7)		Filles (n=9)		ANOVA, Valeurs de P		
	Avant	Après	Avant	Après	Période	sexe	p \times s
Âge (années)	14,0 \pm 1,2	14,3 \pm 1,2	14,7 \pm 1,9	15,0 \pm 1,9	-	-	-
Taille (cm)	1,67 \pm 0,09	1,69 \pm 0,09	1,54 \pm 0,06	1,54 \pm 0,06	-	-	-
IMC (kg.m ⁻²)	32,2 \pm 3,9	29,9 \pm 4,0	36,5 \pm 5,4	34,1 \pm 4,5	<0,001	0,083	0,999
Composition Corporelle							
Masse (kg)	91,0 \pm 18,1	85,7 \pm 17,2	87,1 \pm 17,1	81,7 \pm 15,0	<0,001	0,647	0,934
Masse maigre (kg)	52,7 \pm 10,7	53,2 \pm 9,0	44,4 \pm 6,1	44,2 \pm 7,2	0,742	0,052	0,480
Masse grasse (kg)	36,1 \pm 11,8	30,1 \pm 12,0	40,7 \pm 15,1	35,4 \pm 13,3	<0,001	0,472	0,581
Masse grasse (%)	39,3 \pm 7,0	34,5 \pm 7,5	45,5 \pm 9,2	42,3 \pm 9,7	<0,001	0,125	0,150

Moyenne \pm SD. Les valeurs de P des ANOVAs représentent les effets de la réduction pondérale (période) et du sexe, ainsi que l'effet d'interaction entre la période et le sexe (p \times s). IMC, indice de masse corporelle.

Les pourcentages de masse grasse dans les différentes régions corporelles n'étaient pas significativement différents entre les filles et les garçons obèses même dans les régions androïde et gynoïde (Tableau 4). Le pourcentage de masse grasse a été significativement réduit dans toutes les différentes régions corporelles mesurées, excepté au niveau des membres inférieurs pour les filles (test de Student, $P = 0,25$). Le ratio entre la masse grasse

androïde (en %) et la masse grasse gynoïde (en %) (androïde/gynoïde) n'était pas différent entre les filles et les garçons obèses et n'a pas changé significativement avec la réduction pondérale.

Tableau 4 : Pourcentage de masse grasse dans les différentes régions corporelles chez les adolescents obèses avant et après la réduction pondérale

Paramètres	Garçons (n=7)		Filles (n=9)		ANOVA, Valeurs de P		
	Avant	Après	Avant	Après	Période	sexe	p × s
MG membres inf. (%)	45,9 ± 7,3	41,0 ± 7,8	50,3 ± 10,9	49,0 ± 12,1	<0,001	0,238	0,012
MG tronc (%)	34,8 ± 8,6	29,6 ± 8,9	42,4 ± 8,3	37,5 ± 8,1	<0,001	0,084	0,858
MG androïde (%)	39,9 ± 5,9	36,2 ± 7,2	46,3 ± 6,7	42,5 ± 7,3	<0,001	0,080	0,912
MG gynoïde (%)	41,8 ± 9,3	37,0 ± 9,6	47,8 ± 7,9	45,2 ± 8,3	<0,001	0,122	0,124
Androïde/gynoïde	0,98 ± 0,16	1,00 ± 0,15	0,98 ± 0,13	0,95 ± 0,15	0,916	0,749	0,209

Moyenne ± SD. Les valeurs de P des ANOVAs représentent les effets de la réduction pondérale (période) et du sexe, ainsi que l'effet d'interaction entre la période et le sexe (p × s). MG, masse grasse ; inf., inférieurs.

Paramètres métaboliques

La réduction pondérale a induit une diminution significative de C_w net ($J.m^{-1}$) et de $C_{w/kg}$ net ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) (Tableau 5). C_w net ($J.m^{-1}$) a diminué de 13,3 % ($\pm 15,4$ %) et $C_{w/kg}$ net ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) a diminué de 7,8 % ($\pm 16,0$ %). Les paramètres métaboliques de la marche et leurs changements associés à la réduction pondérale n'étaient pas significativement différents entre les filles et les garçons obèses.

Tableau 5 : Paramètres métaboliques de repos et de la marche à $1,25 m.s^{-1}$ chez les adolescents obèses avant et après une réduction pondérale

Paramètres	Garçons (n=7)		Filles (n=9)		ANOVA, Valeurs de P		
	Avant	Après	Avant	Après	Période	sexe	p × s
$P_{méta\ repos}$ (W)	110,6 ± 29,1	124,8 ± 26,1	101,0 ± 22,1	108,6 ± 25,2	0,085	0,275	0,586
$P_{méta\ repos}$ ($W.kg^{-1}$)	1,21 ± 0,20	1,49 ± 0,33	1,19 ± 0,30	1,36 ± 0,38	0,004	0,622	0,450
$P_{méta\ repos}$ ($W.kg_{MM}^{-1}$)	2,1 ± 0,41	2,37 ± 0,46	2,27 ± 0,38	2,51 ± 0,67	0,062	0,492	0,891
Marche							
C_w net ($J.m^{-1}$)	241,2 ± 58,8	216,3 ± 57,2	244,9 ± 57,3	205,0 ± 61,3	0,005	0,895	0,449
$C_{w/kg}$ net ($J.kg^{-1}.m^{-1}$)	2,66 ± 0,49	2,52 ± 0,36	2,82 ± 0,39	2,48 ± 0,42	0,047	0,714	0,405

Moyenne ± SD. Les valeurs de P des ANOVAs représentent les effets de la réduction pondérale (période) et du sexe, ainsi que l'effet d'interaction entre la période et le sexe (p × s). $P_{méta\ repos}$, puissance métabolique de repos ; C_w , coût métabolique ; $C_{w/kg}$, coût métabolique par kg de masse corporelle.

Le premier modèle de régression multiple qui a permis de mettre en avant les déterminants biomécaniques de C_w net ($J.m^{-1}$) contenait cinq variables (positivement corrélées) : la masse corporelle, W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$), la durée relative de l'appui monopodal, le pourcentage de masse grasse corporelle et le pourcentage de masse grasse gynoïde. Ce modèle à cinq variables expliquait plus de 77 % de la variance de C_w net ($J.m^{-1}$) ($r = 0,90$; $F = 22,1$; $P < 0,001$; erreur standard d'estimation = 27,9). Nos résultats n'ont pas permis de montrer que le balancement M-L du membre inférieur et $\Delta E_{cin\ M-L}$ ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) expliquaient une fraction significative de la variance de C_w net ($J.m^{-1}$).

Le second modèle de régression multiple qui a permis de mettre en avant les déterminants biomécaniques des changements de C_w net ($J.m^{-1}$) contenait six variables (positivement corrélées) : les changements de masse corporelle, de ΔE_{pot} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), de $\Delta E_{cin\ M-L}$ ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), de la durée relative de l'appui monopodal, du pourcentage de masse grasse corporelle et du pourcentage de masse grasse gynoïde. Ce modèle à six variables expliquait plus de 65 % des changements de C_w net ($J.m^{-1}$) ($r = 0,89$; $F = 5,6$; $P = 0,012$; erreur standard d'estimation = 9,2). Lorsque les paramètres mécaniques nécessaires au calcul de W_{ext} (CLM) ont été entrés dans le modèle à la place de W_{ext} , ΔE_{pot} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), qui était modifié par la réduction pondérale, a expliqué une fraction significative de la variance de C_w net ($J.m^{-1}$). Également, bien que le balancement M-L du membre inférieur ait significativement diminué après la réduction pondérale, celui-ci n'expliquait pas une fraction significative de la variance de C_w net ($J.m^{-1}$).

Paramètres mécaniques

Paramètres spatio-temporels. Les paramètres spatio-temporels de la marche n'étaient pas significativement différents entre les filles et les garçons obèses. Bien que, les durées relatives du contact et de l'appui monopodal n'aient pas changé, la longueur de la foulée a augmenté de 3,5 % ($\pm 4,5$ %) après la réduction pondérale (Tableau 6).

Tableau 6 : Paramètres cinématiques de la marche à $1,25 \text{ m.s}^{-1}$ chez les adolescents obèses avant et après une réduction pondérale

Paramètres	Garçons (n=7)		Filles (n=9)		ANOVA, Valeurs de P		
	Avant	Après	Avant	Après	Période	sexe	p \times s
Durée du contact (%)	67,6 \pm 1,2	67,6 \pm 1,3	68,3 \pm 1,2	68,9 \pm 1,0	0,397	0,070	0,277
Durée de l'appui monopodal (%)	32,4 \pm 1,2	32,4 \pm 1,3	31,7 \pm 1,2	31,1 \pm 1,0	0,397	0,070	0,277
Fréquence de foulée (Hz)	0,95 \pm 0,07	0,92 \pm 0,05	0,99 \pm 0,03	0,95 \pm 0,03	0,013	0,101	0,745
Longueur de foulée (m)	1,32 \pm 0,09	1,36 \pm 0,08	1,26 \pm 0,04	1,31 \pm 0,04	0,013	0,101	0,745

Moyenne \pm SD. Les valeurs de P des ANOVAs représentent les effets de la réduction pondérale (période) et du sexe, ainsi que l'effet d'interaction entre la période et le sexe (p \times s). Les durées relatives du contact et de l'appui monopodal sont exprimées en pourcentage de la durée de la foulée.

Fluctuations d'énergie du centre de masse et travail mécanique externe. Les paramètres cinétiques liés au pendule inversé de la marche n'étaient pas significativement différents entre les filles et les garçons obèses (Tableau 7).

Tableau 7 : Paramètres cinétiques de la marche à 1,25 m.s⁻¹ chez les adolescents obèses avant et après une réduction pondérale

Paramètres	Garçons (n=7)		Filles (n=9)		ANOVA, Valeurs de P		
	Avant	Après	Avant	Après	période	sexe	p × s
$\Delta E_{cin \text{ M-L}} \text{ (J.m}^{-1}\text{)}$	5,01 ± 2,19	3,76 ± 1,26	5,66 ± 1,82	4,21 ± 1,61	<0,001	0,531	0,693
$\Delta E_{cin \text{ M-L}} \text{ (J.kg}^{-1}\text{.m}^{-1}\text{)}$	0,05 ± 0,02	0,04 ± 0,01	0,06 ± 0,02	0,05 ± 0,01	<0,001	0,159	0,442
$\Delta E_{cin} \text{ (J.m}^{-1}\text{)}$	62,9 ± 12,5	56,3 ± 11,8	59,7 ± 14,5	55,4 ± 14,0	0,003	0,763	0,484
$\Delta E_{cin} \text{ (J.kg}^{-1}\text{.m}^{-1}\text{)}$	0,69 ± 0,07	0,66 ± 0,06	0,69 ± 0,10	0,68 ± 0,12	0,199	0,876	0,401
$\Delta E_{pot} \text{ (J.m}^{-1}\text{)}$	56,1 ± 12,5	48,9 ± 7,8	54,8 ± 7,0	48,3 ± 6,8	<0,001	0,813	0,807
$\Delta E_{pot} \text{ (J.kg}^{-1}\text{.m}^{-1}\text{)}$	0,63 ± 0,12	0,58 ± 0,08	0,64 ± 0,13	0,60 ± 0,06	0,043	0,703	0,978
$W_{ext} \text{ (J.m}^{-1}\text{)}$	40,9 ± 10,2	40,3 ± 11,0	37,3 ± 13,5	34,3 ± 11,0	0,472	0,379	0,627
$W_{ext} \text{ (J.kg}^{-1}\text{.m}^{-1}\text{)}$	0,45 ± 0,08	0,47 ± 0,10	0,43 ± 0,14	0,41 ± 0,08	0,938	0,360	0,547
Énergie transférée (%)	65,5 ± 7,0	61,9 ± 7,1	68,0 ± 8,6	67,5 ± 6,1	0,254	0,232	0,379

Moyenne ± SD. Les valeurs de P des ANOVAs représentent les effets de la réduction pondérale (période) et du sexe, ainsi que l'effet d'interaction entre la période et le sexe (p × s). $\Delta E_{cin \text{ M-L}}$, fluctuations d'énergie cinétique médio-latérale ; ΔE_{cin} , fluctuations d'énergie cinétique totale ; ΔE_{pot} , fluctuations d'énergie potentielle ; W_{ext} , travail mécanique externe (méthode Cavagna ou CLM).

La réduction pondérale a induit une diminution des différentes fluctuations d'énergie normalisées ou non par la masse corporelle, excepté pour $\Delta E_{cin} \text{ (J.kg}^{-1}\text{.m}^{-1}\text{)}$. W_{ext} (CLM) normalisé ou non par la masse corporelle et le pourcentage d'énergie transférée n'ont pas changé significativement avec la réduction pondérale.

Balancement du membre inférieur. Le balancement M-L du membre inférieur (m) n'était pas significativement différent entre les garçons et les filles et n'était pas corrélé à la composition corporelle du membre inférieur. Le balancement M-L du membre inférieur a diminué en moyenne de 11,2 % (± 20 %) avec la réduction pondérale (Tableau 8).

Tableau 8 : Paramètres cinématiques de la phase de balancement du membre inférieur lors de la marche à 1,25 m.s⁻¹ chez les adolescents obèses avant et après une réduction pondérale

Paramètres	Garçons (n=7)		Filles (n=9)		ANOVA, Valeurs de P		
	Avant	Après	Avant	Après	Période	sexe	p × s
Balancement M-L du membre inférieur (m)	0,15 ± 0,04	0,12 ± 0,02	0,13 ± 0,03	0,11 ± 0,03	0,031	0,308	0,674
Balancement du membre inférieur (m)	1,38 ± 0,06	1,40 ± 0,07	1,35 ± 0,07	1,34 ± 0,07	0,944	0,179	0,411

Moyenne ± SD. Les valeurs de P des ANOVAs représentent les effets de la réduction pondérale (période) et du sexe, ainsi que l'effet d'interaction entre la période et le sexe (p × s). M-L, médio-latéral.

La distance totale parcourue par le membre inférieur lors de la phase de balancement (balancement du membre inférieur, en m) n'a pas changé significativement après la réduction pondérale, due à l'augmentation de la longueur de la foulée et à la diminution concomitante du balancement M-L du membre inférieur. La Figure 31 représente un trajet type de balancement du membre inférieur pour un sujet obèse.

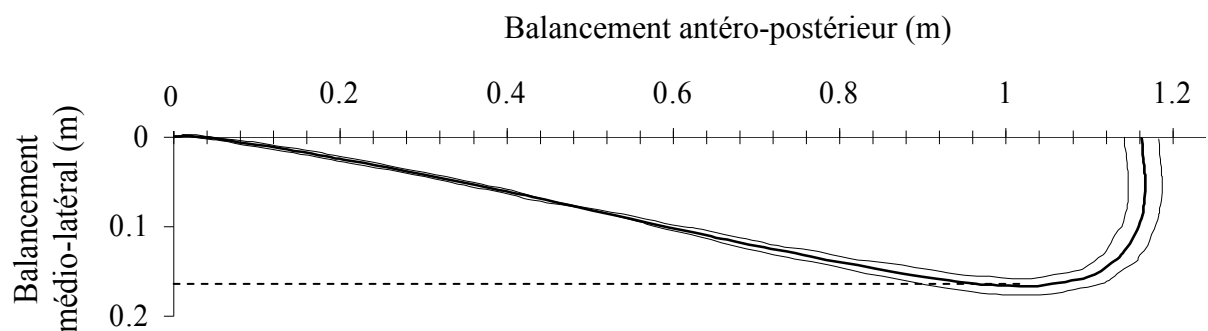


Figure 31 : Données représentatives du balancement du membre inférieur (ligne large) \pm SD (lignes fines) dans le plan horizontal, après la réduction pondérale pour une fille obèse (14 ans, 91,2 kg, 154 cm, IMC = 38,5 kg.m⁻²). La ligne en pointillé représente la largeur du balancement du membre inférieur (balancement M-L).

- DISCUSSION -

Comme nous l'avions suggéré, chez les adolescents obèses C_w net ($J.m^{-1}$) peut être en grande partie expliqué par les paramètres biomécaniques de la marche. Après une réduction pondérale, la diminution supérieure de C_w net ($J.m^{-1}$) comparée à la diminution de la masse corporelle (diminution significative de $C_{w/kg}$ net) est également en grande partie expliquée par des modifications biomécaniques. Contrairement à nos hypothèses, le balancement M-L du membre inférieur et ses changements n'étaient pas liés à C_w net ($J.m^{-1}$) et à ses changements associés à la réduction pondérale. En outre, plus de 77 % de la variance de C_w net ($J.m^{-1}$) était expliquée par la masse corporelle, W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$), la durée relative de l'appui monopodal, le pourcentage de masse grasse corporelle et le pourcentage de masse grasse gynoïde. Après la réduction pondérale, certains paramètres biomécaniques ont été modifiés induisant une diminution de C_w net ($J.m^{-1}$). Plus de 65 % des changements C_w net ($J.m^{-1}$) étaient ainsi expliqués par les changements de la masse corporelle, de ΔE_{pot} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), de $\Delta E_{cin\ M-L}$ ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), de la durée relative de l'appui monopodal, du pourcentage de masse grasse corporelle et du pourcentage de masse grasse gynoïde.

La diminution supérieure de C_w net ($J.m^{-1}$) comparée à la diminution de la masse corporelle (diminution significative de $C_{w/kg}$ net) est en accord avec les résultats des études de Hunter *et al.* (2008) et de Doucet *et al.* (2003). Cependant, bien que la réduction pondérale ait été plus faible dans notre étude (6 % vs. 15 %), la diminution de $C_{w/kg}$ net ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) était similaire à celle rapportée par Hunter *et al.* (2008) (7,8 % vs. 7,3 %). Malgré le peu d'études qui ont quantifié les paramètres métaboliques et mécaniques de la marche chez des sujets obèses, nos valeurs étaient cohérentes avec celles rapportées par des études antérieures. Lazzer *et al.* (2003) ont rapporté des valeurs de puissance métabolique brute ($kJ.min^{-1}$) mesurées aux vitesses de 1,1 et 1,4 $m.s^{-1}$ qui étaient similaires aux valeurs de puissance métabolique brute de notre étude lorsque celles-ci étaient interpolées à ces vitesses. De plus,

les valeurs des paramètres cinématiques et cinétiques de notre étude sont cohérentes avec celles rapportées par Malatesta *et al.* (2009). Par exemple, les auteurs ont rapporté une valeur moyenne de W_{ext} (CLM) de $39,5 \text{ J.m}^{-1}$ à la vitesse de $1,18 \text{ m.s}^{-1}$, ce qui est proche de la valeur moyenne de $38,9 \text{ J.m}^{-1}$ calculée à la vitesse $1,25 \text{ m.s}^{-1}$ dans notre étude. À notre connaissance, aucune donnée n'est cependant disponible pour comparer nos résultats d'amplitude du balancement M-L du membre inférieur ainsi que du balancement total du membre inférieur (distance parcourue par le pied).

Masse grasse corporelle et distribution de la masse grasse

Le pourcentage de masse grasse corporelle et ses changements ont expliqué une fraction significative de la variance de C_w net (J.m^{-1}) et de ses changements associés à la réduction pondérale. Ce résultat est en accord avec l'étude de Browning *et al.* (2006), qui avaient également trouvé une corrélation positive entre la puissance métabolique nette (W.kg^{-1}) et le pourcentage de masse grasse corporelle. Les auteurs avaient souligné que cette relation pouvait avoir été indirectement induite par la relation positive entre la masse corporelle et le pourcentage de masse grasse. Cependant, la relation positive entre le pourcentage de masse grasse corporelle et C_w net (J.m^{-1}) dans la présente étude ne peut être liée à la masse car le pourcentage de masse grasse corporelle a été normalisé par la masse corporelle. Le fait que le tissu adipeux influence C_w net (J.m^{-1}) indépendamment de sa masse (exprimé en %) et de la masse corporelle (normalisé) indique que son effet n'est pas lié au fait de porter cette masse inerte, mais plutôt à la modification du pattern de marche induite par celle-ci.

Alors que chez l'adulte la distribution de la masse grasse corporelle est très liée au sexe des sujets, les adolescents obèses filles et garçons de notre étude ont présenté des valeurs similaires de pourcentage de masse grasse dans les régions androïde et gynoïde. Ce résultat pourrait être expliqué par le statut pubertaire des sujets. En effet, il a été montré durant la

puberté, principalement chez les garçons obèses, que la distribution de la masse grasse (gynoïde ou androïde) pouvait être modifiée (He *et al.*, 2004). Ainsi, les sujets de notre étude présentaient une obésité de type gynoïde et androïde indépendamment du sexe.

Browning *et al.* (2006) avaient montré que $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}) chez les femmes obèses était 10 % plus élevé que chez les hommes obèses. Nous avons suggéré que cette différence pouvait être liée à la localisation spécifique de la masse grasse dans la région gynoïde chez les femmes obèses. Nos résultats confirment que le pourcentage de masse grasse gynoïde et ses changements étaient des paramètres explicatifs de la variance de $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}) et de ses changements associés à la réduction pondérale. Cependant, $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}) n'était pas significativement différent entre les filles et les garçons obèses de notre étude. Ce résultat est certainement lié à l'obésité gynoïde et androïde rencontrée chez les garçons et les filles obèses durant la puberté, comme le montre le ratio androïde/gynoïde similaire entre les filles et les garçons obèses. En outre, lorsque les sujets n'étaient plus classés selon le sexe mais selon la distribution de la masse grasse à partir du ratio androïde/gynoïde, les sujets présentant une obésité de type gynoïde avaient un $C_{w/kg} \text{ net}$ ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) 16 % plus élevé que celui des sujets présentant une obésité de type androïde ($P_{\text{période}} = 0,043$; $P_{\text{sexe}} = 0,017$; $P_{\text{période} \times \text{sexe}} = 0,325$). Ainsi, les différences de $C_{w/kg} \text{ net}$ observées entre les femmes et les hommes obèses qui présentent respectivement une obésité de type gynoïde et androïde pourraient être expliquées par la distribution de la masse grasse.

Les effets physiologiques ou biomécaniques du tissu adipeux dans la région glutéo-fémorale (gynoïde) qui pourraient induire une augmentation de $C_{w/kg} \text{ net}$ ne sont pas encore établis. Dans l'étude de Browning *et al.* (2006), bien que les femmes obèses aient eu un pourcentage de masse grasse au niveau des cuisses supérieur à celui des hommes obèses, le moment d'inertie de la cuisse entre les deux groupes était similaire et n'expliquait pas les différences de $C_{w/kg} \text{ net}$. Il semblerait ainsi que l'obésité gynoïde n'entraîne pas

d'augmentation du travail mécanique interne lié au balancement du membre inférieur. De plus, dans la présente étude, le pourcentage relatif de masse grasse gynoïde n'était pas corrélé à l'amplitude du balancement M-L du membre inférieur ni à d'autres paramètres biomécaniques de la marche. Il est possible que l'accumulation de tissu adipeux dans cette région corporelle entraîne des modifications de certains paramètres biomécaniques qui n'ont été mesurés dans cette étude.

La masse corporelle

Comme nous l'avions suggéré, la masse corporelle et ses changements étaient des paramètres explicatifs de la variance de $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}) et de ses changements associés à la réduction pondérale. L'effet de la masse corporelle sur $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}) provient en grande partie du fait que la masse est accélérée et élevée lors de chaque pas. Ainsi, la dépense d'énergie métabolique nécessaire à accélérer et à élever la masse sera d'autant plus élevée que la masse corporelle sera grande. De plus, W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) était également un paramètre explicatif de la variance de $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}). En effet, W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) représente les mouvements du CM associés à un apport d'énergie externe (accélération et élévation du CM) et ainsi nécessite une certaine dépense d'énergie métabolique. En résumé, $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}) sera d'autant plus élevé que la masse corporelle à déplacer sera grande et que les mouvements du CM nécessitant à un apport d'énergie externe seront élevés (W_{ext} CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$). Comme attendu, la réduction pondérale n'a pas induit de diminution de W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$).

La durée relative de l'appui monopodal et ses changements ont expliqué une fraction significative de la variance de $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}) et de ses changements associés à la réduction pondérale. Lors de l'appui monopodal, il a été montré que les moments de force des articulations de la hanche, du genou et de la cheville étaient plus élevés chez les personnes obèses du fait de leur plus grande masse corporelle (Browning & Kram, 2007). De plus, il a

également été montré que la durée de l'appui monopodal était diminuée chez les personnes obèses comparées aux personnes normo-pondérales (DeVita & Hortobagyi, 2003; Nantel *et al.*, 2006; Browning & Kram, 2007; Malatesta *et al.*, 2009). Ainsi, il est possible que les personnes obèses diminuent la durée de l'appui monopodal afin de compenser les plus grands moments de force articulaire, et par conséquent, réduisent la durée des contractions musculaires isométriques au niveau du membre inférieur qui porte le poids de la personne. Par ailleurs, la plus faible force musculaire des personnes obèses relative à leur masse pourrait induire une augmentation de l'activité musculaire pour supporter le poids (Hulens *et al.*, 2001). La réduction de la durée relative de cette phase pourrait ainsi avoir pour conséquence de diminuer la dépense d'énergie métabolique nécessaire pour supporter le poids des personnes.

Fluctuations des énergies cinétique et potentielle du centre de masse

Comme attendu, W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) n'a pas été modifié par la réduction pondérale. Les fluctuations des énergies cinétique (ΔE_{cin} , J.m^{-1}), cinétique M-L ($\Delta E_{\text{cin M-L}}$, J.m^{-1}) et potentielle (ΔE_{pot} , J.m^{-1}) étaient toutes diminuées après la réduction pondérale, en grande partie due à la diminution de la masse corporelle. Cependant, lorsque les fluctuations d'énergies du CM ont été normalisées par la masse corporelle, $\Delta E_{\text{cin M-L}}$ ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) et ΔE_{pot} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) étaient toujours significativement diminués après la réduction pondérale. Bien que la réduction ne fût pas significative pour ΔE_{cin} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), ce paramètre tendait également à diminuer après la réduction pondérale. La diminution de l'ensemble des fluctuations des énergies du CM montre que les sujets post-obèses ont diminué les variations de vitesse du CM et l'amplitude du déplacement vertical du CM parallèlement à la diminution de $C_{w/\text{kg net}}$ ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$). Cependant, les déplacements verticaux du CM lors de la marche sont nécessaires au transfert d'énergie potentielle en énergie cinétique (et vice-versa) et permettent de réduire

C_w net (Ortega & Farley, 2005; Massaad *et al.*, 2007). Afin d'expliquer cette contradiction, il est nécessaire de s'intéresser à l'énergie mécanique transférée au niveau du CM ainsi qu'aux déterminants de ce facteur. Il a été montré que le niveau d'énergie transférée dépend de trois facteurs : le déphasage entre ΔE_{cin} et ΔE_{pot} , les formes de ΔE_{cin} et de ΔE_{pot} , et le rapport entre ΔE_{cin} et ΔE_{pot} (Cavagna *et al.*, 1983). Le déphasage et $\Delta E_{cin}/\Delta E_{pot}$ peuvent être calculés, alors que les formes de ΔE_{cin} et ΔE_{pot} ne peuvent pas être quantifiées. Dans la présente étude, le déphasage n'a pas été calculé, mais les résultats indiquent que le pourcentage d'énergie transférée ainsi que $\Delta E_{cin}/\Delta E_{pot}$ n'étaient pas modifiés par la réduction pondérale ($\Delta E_{cin}/\Delta E_{pot}$ avant et après réduction pondérale : 1,12 vs. 1,15 ; $P = 0,28$). On peut noter que nos valeurs de $\Delta E_{cin}/\Delta E_{pot}$ étaient similaires à celles calculées par Malatesta *et al.* (2009) chez des adultes obèses à des vitesses similaires.

Ainsi, comme le transfert d'énergie et $\Delta E_{cin}/\Delta E_{pot}$ n'étaient pas altérés par la réduction pondérale, il est possible que la diminution de ΔE_{cin} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), et plus particulièrement de $\Delta E_{cin\ M-L}$ ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), ait entraîné une diminution de ΔE_{pot} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$). En effet, après la réduction pondérale, les sujets post-obèses pourraient avoir diminué l'amplitude du déplacement vertical du CM dû au moindre besoin d'énergie cinétique pour accélérer le CM dans le plan horizontal, notamment dans la direction M-L. La diminution de $\Delta E_{cin\ M-L}$ ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) pourrait être due à deux facteurs. Une diminution de la circonférence des cuisses et/ou une augmentation de la stabilité après la réduction pondérale pourraient avoir induit une diminution de la largeur de pas, qui elle-même pourrait avoir induit une diminution des déplacements M-L du CM et de $\Delta E_{cin\ M-L}$ ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) (Spyropoulos *et al.*, 1991; Malatesta *et al.*, 2009).

Cependant, même si W_{ext} (CLM, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) n'a pas été modifié après la réduction pondérale, les changements de $\Delta E_{cin\ M-L}$ ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) et de ΔE_{pot} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) ont expliqué une fraction significative des changements de C_w net ($J.m^{-1}$) associés à la réduction pondérale.

Bien que les fluctuations d'énergie potentielle sont indispensables au transfert d'énergie et à la minimisation de la dépense d'énergie métabolique (Ortega & Farley, 2005), Neptune *et al.* (2004b) ont montré que l'élévation du CM pouvait nécessiter une dépense d'énergie métabolique non négligeable. Au début de la phase d'appui monopodal, un travail musculaire est nécessaire pour élever le CM et augmenter l'énergie potentielle grâce à l'extension de la hanche et du genou. Sans ce travail positif du quadriceps, du biceps fémoral et des fessiers, les articulations de la hanche et du genou continueraient de fléchir (Neptune *et al.*, 2004b). De plus, il a été montré que des muscles décéléraient le CM dans le plan horizontal en milieu de la phase d'appui monopodal (Neptune *et al.*, 2004a). Par conséquent, un travail musculaire pourrait en partie contribuer à l'augmentation de l'énergie potentielle et à la diminution concomitante de l'énergie cinétique. Malgré le fait qu'une partie de ces fluctuations d'énergies nécessitent un travail musculaire, leur opposition de phase n'induit pas d'augmentation de W_{ext} (CLM). Ainsi, la diminution de ΔE_{pot} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) associée à la diminution de $\Delta E_{\text{cin M-L}}$ ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) pourrait avoir induit une diminution du travail musculaire des extenseurs de la hanche et du genou, et donc de $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}) sans modification de W_{ext} (CLM, $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$).

Par ailleurs, il est possible que les plus grandes fluctuations d'énergie cinétique M-L chez les personnes obèses induisent une augmentation des co-contractions des muscles antagonistes et donc de $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}). Une diminution de $\Delta E_{\text{cin M-L}}$ ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) après la réduction pondérale pourrait ainsi être associée à la diminution des co-contractions. En effet, lors des changements de vitesse M-L du CM ($\Delta E_{\text{cin M-L}}$, en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), les articulations des membres inférieurs doivent être stables, ce qui nécessite une activité des muscles agonistes et antagonistes. Cependant, lorsque les muscles agonistes et antagonistes agissant sur une même articulation du membre inférieur en contact au sol sont simultanément activés, les muscles antagonistes absorbent une partie du travail mécanique positif effectué par les muscles

agonistes. Le couple de force externe développé autour de l'articulation résulte alors du couple de force produit par les muscles agonistes moins celui généré par les muscles antagonistes (Remaud *et al.*, 2007). Ce mécanisme qui permet de stabiliser l'articulation lorsque des contraintes extérieures interviennent pourrait ainsi être augmenté par les plus grands déplacements M-L du CM ou l'augmentation de $\Delta E_{\text{cin M-L}}$ ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$). Par conséquent, lorsque les muscles antagonistes sont activés, ceux-ci effectuent un travail mécanique négatif (allongement du muscle) qui contribue à l'augmentation de la dépense d'énergie métabolique. L'influence des co-contractions des muscles antagonistes sur $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}) a déjà été montrée lors de marche chez des personnes âgées et chez des enfants infirmes moteurs cérébraux (Unnithan *et al.*, 1996; Mian *et al.*, 2006). Ainsi, la diminution de $\Delta E_{\text{cin M-L}}$ ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) après la réduction pondérale pourrait être associée à la diminution des co-contractions et donc de $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}).

Limites de l'étude

Cette étude présente quelques limites comme l'utilisation de l'accélérométrie pour quantifier les fluctuations d'énergie du CM. En effet, les mouvements du capteur par rapport à la peau ont été négligés ainsi que les différences de position entre le CM du sujet et le capteur. L'analyse intégrative de la marche par le calcul du travail mécanique externe et des paramètres biomécaniques du pendule inversé à partir de la méthode de Cavagna a permis de mieux comprendre le pattern de marche des sujets obèses ainsi que leur dépense d'énergie métabolique avant et après une réduction pondérale. Cependant, le travail mécanique externe est calculé à partir de la résultante des forces, et ne permet pas de quantifier le travail musculaire positif et négatif effectué simultanément par les muscles agonistes et antagonistes. Ainsi, une analyse plus spécifique de l'activité des muscles des membres inférieurs par modélisation de la marche ou par une analyse électromyographique permettrait après une

approche intégrative de mieux comprendre les éventuelles modifications de l'activité musculaire associées au pattern de marche des sujets obèses (Neptune *et al.*, 2004b; Mian *et al.*, 2006).

Conclusion

Cette étude a permis de mettre en évidence que les paramètres biomécaniques sont reliés au coût métabolique de la marche chez les personnes obèses. La diminution supérieure du coût métabolique de la marche comparée à la diminution de la masse corporelle après une réduction pondérale peut être en grande partie expliquée par des modifications biomécaniques du pattern de marche des personnes post-obèses. Parmi ces facteurs biomécaniques, une accumulation de tissu adipeux dans la région glutéo-fémorale (gynoïde) est associée à une augmentation du coût métabolique de la marche. La diminution de cette masse grasse gynoïde est également reliée à une diminution du coût métabolique. Comme l'obésité gynoïde est principalement observée chez les femmes adultes, il est possible que leur plus grand coût métabolique par unité de masse corporelle soit relié à la distribution spécifique de la masse grasse des femmes. Le plus grand balancement médio-latéral du membre inférieur ne semble pas être un facteur déterminant du coût métabolique de la marche chez les personnes obèses. La diminution de l'amplitude du balancement médio-latéral du membre inférieur ne semble pas non plus expliquer la diminution du coût métabolique après une réduction pondérale. La masse corporelle ainsi que l'énergie nécessaire à accélérer, à élever et à supporter les mouvements de cette masse paraissent être les principaux déterminants du coût métabolique de la marche chez les personnes obèses. Les diminutions des fluctuations des énergies cinétique médio-latérale et potentielle au niveau du centre de masse expliquent également une partie de la diminution du coût métabolique de la marche après une réduction pondérale. La diminution du travail musculaire nécessaire aux déplacements verticaux du centre de masse ainsi que la diminution du travail musculaire nécessaire à stabiliser le CM lors des mouvements médio-latéraux semblent être à l'origine de la diminution du coût métabolique. Ainsi, le plus grand coût métabolique chez les personnes obèses peut être en grande partie expliqué par les paramètres biomécaniques de la marche. Par conséquent, la diminution supérieure de $C_w \text{ net}$ (J.m^{-1}) comparée à la diminution de la masse corporelle (diminution significative de $C_{w/\text{kg}} \text{ net}$) est en grande partie expliquée par des modifications biomécaniques.

- CONCLUSION GÉNÉRALE **ET PERSPECTIVES -**

Le but de notre étude était de comprendre l'origine de la plus grande dépense d'énergie métabolique de la marche par unité de masse corporelle chez les personnes obèses. Face à cette problématique, un consensus semblait émerger de récentes études impliquant des modifications du pattern de marche provoquées par l'excès de tissu adipeux des personnes obèses. Notre étude a permis de mettre en avant l'effet du tissu adipeux sur les paramètres biomécaniques et sur le coût métabolique de la marche des personnes obèses. Étant donné que très peu d'études se sont intéressées à la biomécanique de la marche de la personne obèse, une première analyse intégrative du mécanisme caractérisant la marche nous a semblé appropriée. En effet, lors de la marche, la dépense des énergies mécanique et métabolique est minimisée grâce à un comportement du centre de masse similaire à un pendule inversé. L'élévation du centre de masse de la personne lors de chaque pas permet d'augmenter l'énergie potentielle gravitationnelle du centre de masse afin de transférer cette énergie dans le plan horizontal. L'augmentation de l'énergie cinétique permet ainsi à la personne d'accélérer et de se déplacer vers l'avant en dépensant un minimum d'énergie. Une petite partie de cette énergie cinétique permet également d'accélérer et de déplacer le centre de masse dans la direction médio-latérale. Ces déplacements médio-latéraux du centre de masse sont liés à la largeur des pas des personnes qui permet de stabiliser le centre de masse lors de la phase de double contact. Lors de cette phase de double contact, le centre de masse qui se dirige vers le sol est également redirigé par le membre inférieur avant sur un nouvel arc de pendule inversé.

Cependant, les plus grandes largeurs de pas des personnes obèses induisent une augmentation des déplacements médio-latéraux du centre de masse modifiant sa trajectoire et peut-être ainsi la conservation d'énergie du système. L'analyse des paramètres mécaniques du

mécanisme de pendule inversé lors de la marche chez les personnes obèses a fait l'objet de la première partie du travail de thèse. Nous avons confirmé que dans des conditions de marche naturelle sur terrain plat, le coût métabolique de la marche est plus élevé chez les adolescents obèses que chez les adolescents normo-pondéraux. L'augmentation du coût métabolique est reliée à l'indice de masse corporelle des sujets et au pourcentage de masse grasse. Des modifications significatives du pattern de marche des sujets obèses ont été observées. Cette étude a permis de mettre en avant les plus grands déplacements médio-latéraux du centre de masse associés aux plus grandes largeurs de pas observées dans des études précédentes. L'intégrité du mécanisme de pendule inversé de la marche des personnes obèses, caractérisé par la conservation d'une certaine quantité d'énergie, n'est pas altérée par l'obésité. Cependant, bien que le travail mécanique externe nécessaire à accélérer et à élever le centre de masse pendant la marche (méthode Cavagna) n'ait pas été affecté par ces plus grands déplacements médio-latéraux, la dépense d'énergie métabolique semble quand même liée aux déplacements médio-latéraux du centre de masse. Nous avons suggéré que le travail mécanique interne effectué par les membres inférieurs l'un contre l'autre pendant la phase de double contact pourrait expliquer la corrélation entre la dépense d'énergie métabolique et les déplacements médio-latéraux du centre de masse. Cependant les résultats de la récente étude de Browning *et al.* (2009b) ont montré que le travail mécanique interne de double contact n'explique pas le plus grand coût métabolique des personnes obèses ni l'effet des plus grands déplacements médio-latéraux du centre de masse sur le coût métabolique. Nous avons ainsi suggéré que des co-contractions musculaires liées aux plus grandes fluctuations d'énergie cinétique médio-latérale et aux plus grands déplacements médio-latéraux du centre de masse pouvaient en partie être à l'origine du plus grand coût métabolique des personnes obèses. Également, il avait été suggéré que d'autres paramètres biomécaniques spécifiques au pattern de marche des personnes obèses pouvaient être responsables du plus grand coût métabolique,

tels que le plus grand balancement médio-latéral du membre inférieur, les plus grandes forces musculaires pour supporter le poids des personnes obèses, ou encore la distribution de la masse grasse corporelle.

Suite aux résultats de cette première étude, nous avons donc dans un deuxième temps analysé l'effet d'une réduction pondérale sur les paramètres biomécaniques et sur le coût métabolique de la marche chez des personnes obèses. Le but de la deuxième partie du travail de thèse était de déterminer si une réduction pondérale pouvait induire une modification des paramètres biomécaniques de la marche, et ainsi expliquer la plus grande diminution du coût métabolique comparée à la diminution de la masse corporelle. Cette étude a permis de mettre en évidence que la diminution spécifique de la masse grasse dans la région glutéo-fémorale (gynoïde) est reliée à une diminution du coût métabolique. Comme l'obésité gynoïde est principalement observée chez les femmes obèses, il est possible que leur plus grand coût métabolique par unité de masse corporelle soit relié à la distribution spécifique de la masse grasse chez les femmes. Bien que l'amplitude du balancement médio-latéral du membre inférieur diminue après une réduction pondérale, ce paramètre cinématique ne semble pas expliquer la diminution du coût métabolique. La diminution de la masse corporelle ainsi que de l'énergie nécessaire à accélérer, à élever et à supporter les mouvements de la masse corporelle paraissent être les principaux déterminants de la diminution du coût métabolique de la marche chez les personnes post-obèses. Les diminutions des fluctuations des énergies cinétique médio-latérale et potentielle du centre de masse expliquent également une partie de la diminution du coût métabolique de la marche après une réduction pondérale. La diminution du travail musculaire nécessaire aux déplacements verticaux du centre de masse, ainsi que la diminution du travail musculaire nécessaire à stabiliser le CM lors des mouvements médio-latéraux semblent être à l'origine de la diminution du coût métabolique. Ainsi, la diminution supérieure du coût métabolique de la marche comparée à la diminution de la masse corporelle

est en grande partie expliquée par des modifications biomécaniques du pattern de marche des personnes post-obèses.

En conclusion, bien que le pattern de marche des personnes obèses soit modifié, ces modifications n'entraînent qu'une faible dépense d'énergie supplémentaire. La plus grande largeur de pas, le plus grand balancement médio-latéral du membre inférieur et les plus grands moments d'inertie des segments des personnes obèses pourraient à eux seuls doubler la dépense d'énergie métabolique. Or, les adultes obèses ne dépensent que ~10 % d'énergie métabolique supplémentaire (par kg) comparés aux adultes normo-pondéraux, ce qui correspond à une dépense d'énergie similaire au port d'une charge au niveau de la taille de masse équivalente à la masse grasse. Ce résultat suggère que la masse corporelle serait le principal déterminant du coût métabolique de la marche des personnes obèses.

Cependant, une analyse plus spécifique de l'activité des muscles des membres inférieurs par modélisation de la marche ou par une analyse électromyographique permettrait après une approche intégrative de mieux comprendre les éventuelles modifications de l'activité musculaire associées au pattern de marche des sujets obèses. Également, il serait intéressant de quantifier les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche avant et après une réduction pondérale, une fois le nouveau pattern stabilisé, et en remplaçant une charge au niveau de la taille équivalente à la masse perdue après la réduction pondérale. Cette étude permettrait de déterminer les influences respectives du port de la masse grasse et du pattern de marche des sujets obèses sur le coût métabolique. En effet, la différence de coût métabolique entre avant et après la réduction pondérale en condition chargée (même masse totale) pourrait être due au changement de pattern de marche. Par ailleurs, les paramètres biomécaniques de la marche dans la direction médio-latérale (largeur de pas, déplacement du CM, balancement du membre inférieur) semblent des déterminants du coût métabolique chez les personnes obèses. Ainsi, une étude similaire à celle de Donelan *et al.* (2004) où les personnes obèses

marcheraient avec la taille stabilisée latéralement permettrait de connaître la part relative du coût métabolique liée à la stabilisation latérale lors de la marche (Figure 32).

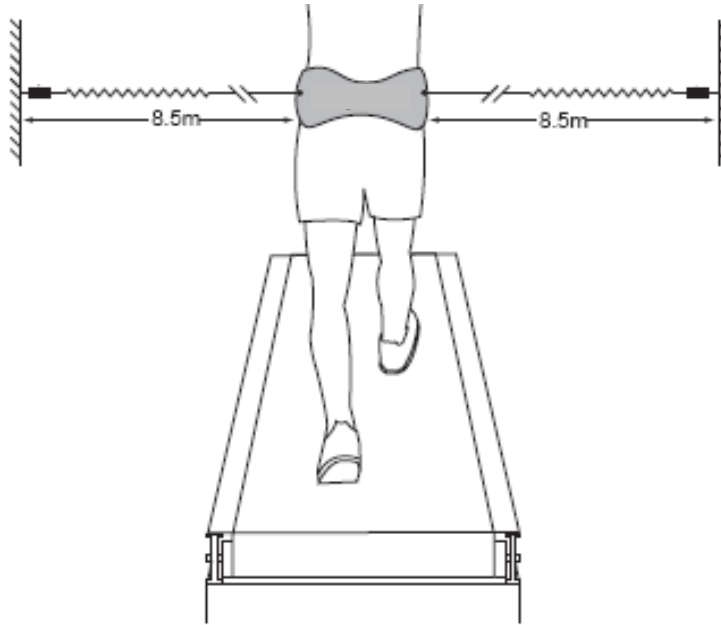


Figure 32 : Stabilisation latérale externe. Deux cordes élastiques sont attachées à une ceinture portée par le sujet. Ce système permet de stabiliser les mouvements latéraux du centre de masse en tirant latéralement de chaque côté lors d'une marche sur tapis roulant ergométrique. Chez la personne normo-pondérale, ce système permet de diminuer la largeur de pas ainsi que le coût métabolique.

- APPENDICE -

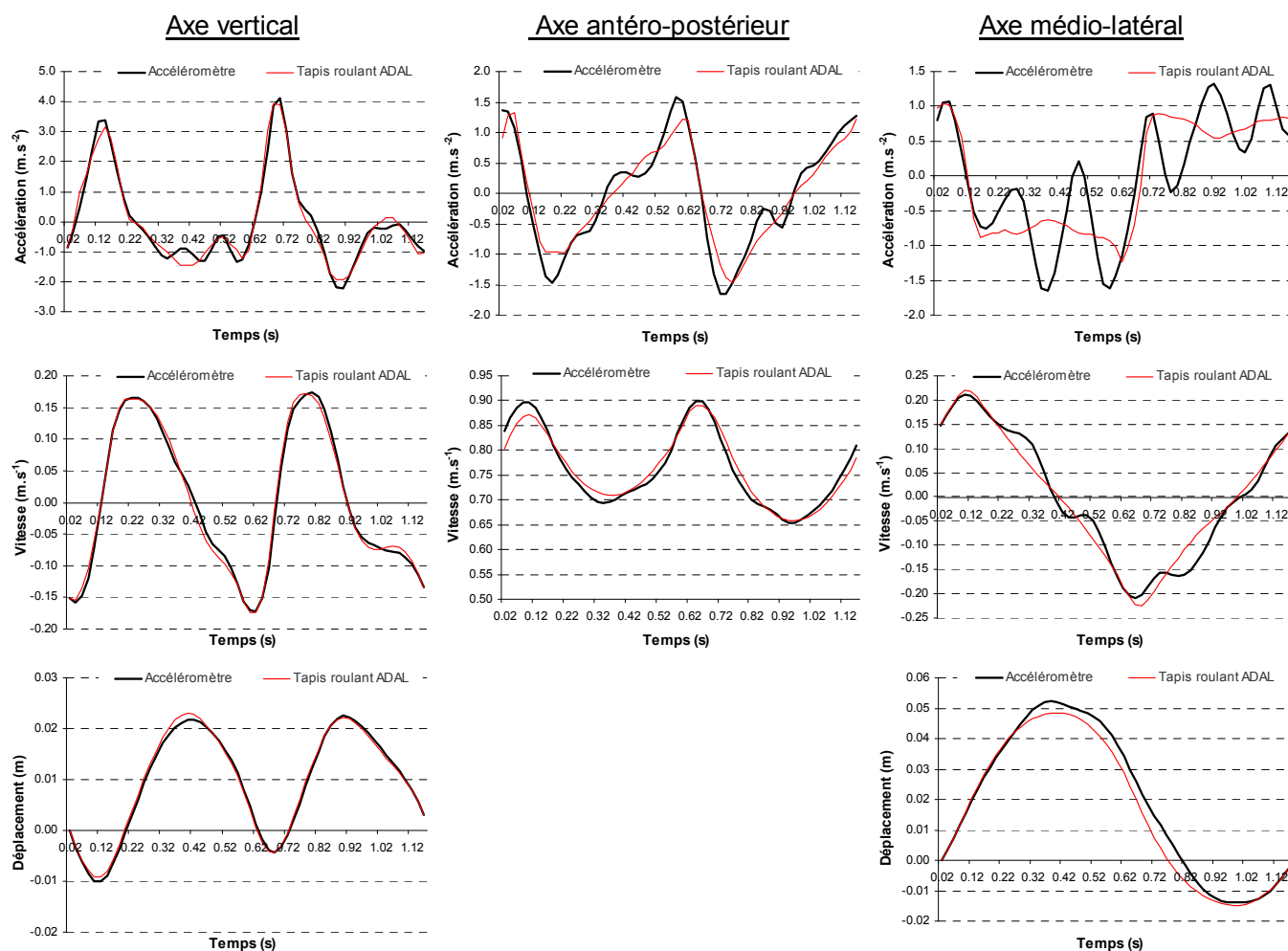


Figure 33 : Courbes typiques d'accélération, de vitesses et de déplacements du centre de masse dans les axes vertical (colonne de gauche), antéro-postérieur (colonne du milieu) et médio-latéral (colonne de droite) en fonction du temps lors d'une foulée (vitesse de marche de $0,75 \text{ m.s}^{-1}$) pour un garçon adolescent obèse (masse : 72 kg ; taille : 1,53 m ; IMC = $30,8 \text{ kg.m}^{-2}$). Les courbes en noir ont été obtenues à partir des accélérations mesurées par le capteur inertiel équipé d'un accéléromètre tri-axial (trois axes orthogonaux) et d'un gyroscope (MTx, Xsens, Enschede, Pays-bas). Les courbes en rouge ont été obtenues à partir des données de force mesurées par un tapis roulant dynamométrique (ADAL marche, Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France).

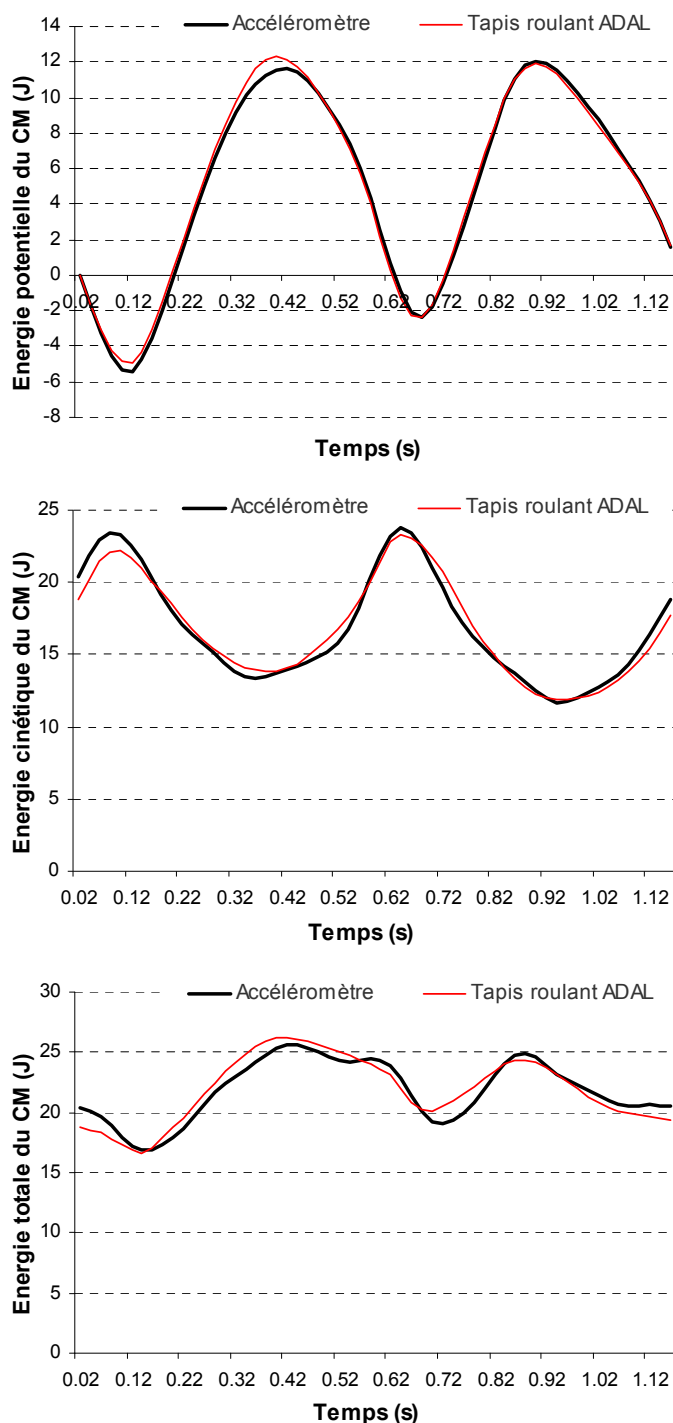


Figure 34 : Courbes typiques des fluctuations des énergies potentielle (cadran du haut), cinétique (cadran du milieu) et totale (cadran du bas) du centre de masse en fonction du temps lors d'une foulée (vitesse de marche de $0,75 \text{ m.s}^{-1}$) pour un garçon adolescent obèse (masse : 72 kg ; taille : 1,53 m ; IMC = $30,8 \text{ kg.m}^{-2}$). Les courbes en noir ont été obtenues à partir des accélérations mesurées par le capteur inertiel équipé d'un accéléromètre tri-axial (trois axes orthogonaux) et d'un gyroscope (MTx, Xsens, Enschede, Pays-bas). Les courbes en rouge ont été obtenues à partir des données de force mesurées par un tapis roulant dynamométrique (ADAL marche, Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France).

- RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES -

- Alexander RM.** Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiol Rev* 69: 1199-1227, 1989.
- Alexander RM.** Models and the scaling of energy costs for locomotion. *J Exp Biol* 208: 1645-1652, 2005.
- Amati F, Dube JJ, Shay C & Goodpaster BH.** Separate and combined effects of exercise training and weight loss on exercise efficiency and substrate oxidation. *J Appl Physiol* 105: 825-831, 2008.
- Bastien GJ, Heglund NC & Schepens B.** The double contact phase in walking children. *J Exp Biol* 206: 2967-2978, 2003.
- Belli A, Bui P, Berger A, Geyssant A & Lacour JR.** A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech* 34: 105-112, 2001.
- Berends AL, Zillikens MC, de Groot CJ, Rivadeneira F, Oostra BA, van Duijn CM & Steegers EA.** Body composition by dual-energy X-ray absorptiometry in women with previous pre-eclampsia or small-for-gestational-age offspring. *BJOG* 116: 442-451, 2009.
- Blin O, Ferrandez AM & Serratrice G.** Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length. *J Neurol Sci* 98: 91-97, 1990.
- Brockway JM.** Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man. *Hum Nutr Clin Nutr* 41: 463-471, 1987.
- Browning RC, Baker EA, Herron JA & Kram R.** Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *J Appl Physiol* 100: 390-398, 2006.
- Browning RC & Kram R.** Energetic cost and preferred speed of walking in obese vs. normal weight women. *Obes Res* 13: 891-899, 2005.
- Browning RC & Kram R.** Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1632-1641, 2007.
- Browning RC & Kram R.** Pound for pound: Working out how obesity influences the energetics of walking. *J Appl Physiol* 106: 1755-1756, 2009.
- Browning RC, McGowan CP & Kram R.** Obesity does not increase external mechanical work per kilogram body mass during walking. *J Biomech* 42: 2273-2278, 2009.
- Browning RC, Modica JR, Kram R & Goswami A.** The effects of adding mass to the legs on the energetics and biomechanics of walking. *Med Sci Sports Exerc* 39: 515-525, 2007.

- Cavagna GA.** Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 39: 174-179, 1975.
- Cavagna GA, Franzetti P & Fuchimoto T.** The mechanics of walking in children. *The Journal of physiology* 343: 323-339, 1983.
- Cavagna GA, Heglund NC & Taylor CR.** Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol* 233: R243-261, 1977.
- Cavagna GA & Kaneko M.** Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of physiology* 268: 467--481, 1977.
- Cavagna GA & Margaria R.** Mechanics of walking. *J Appl Physiol* 21: 271-278, 1966.
- Cavagna GA, Saibene FP & Margaria R.** External work in walking. *J Appl Physiol* 18: 1-9, 1963.
- Cavagna GA, Saibene FP & Margaria R.** Mechanical Work in Running. *J Appl Physiol* 19: 249-256, 1964.
- Cavagna GA, Thys H & Zamboni A.** The sources of external work in level walking and running. *The Journal of physiology* 262: 639-657, 1976.
- Cavagna GA, Willems PA & Heglund NC.** The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *The Journal of physiology* 528: 657-668, 2000.
- Charles MA, Eschwege E & Basdevant A.** Monitoring the obesity epidemic in France: the Obepi surveys 1997-2006. *Obesity (Silver Spring, Md)* 16: 2182-2186, 2008.
- Cole TJ, Bellizzi MC, Flegal KM & Dietz WH.** Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: international survey. *BMJ* 320: 1240-1243, 2000.
- DeJaeger D, Willems PA & Heglund NC.** The energy cost of walking in children. *Pflugers Arch* 441: 538-543, 2001.
- DeVita P & Hortobagyi T.** Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *J Biomech* 36: 1355-1362, 2003.
- di Prampero PE.** The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sports Med* 7: 55-72, 1986.
- Doke J, Donelan JM & Kuo AD.** Mechanics and energetics of swinging the human leg. *J Exp Biol* 208: 439-445, 2005.
- Donelan JM, Kram R & Kuo AD.** Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proc Biol Sci* 268: 1985-1992, 2001.

- Donelan JM, Kram R & Kuo AD.** Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *J Exp Biol* 205: 3717-3727, 2002a.
- Donelan JM, Kram R & Kuo AD.** Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *J Biomech* 35: 117-124, 2002b.
- Donelan JM, Shipman DW, Kram R & Kuo AD.** Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. *J Biomech* 37: 827-835, 2004.
- Doucet E, Imbeault P, St-Pierre S, Almeras N, Mauriege P, Despres JP, Bouchard C & Tremblay A.** Greater than predicted decrease in energy expenditure during exercise after body weight loss in obese men. *Clin Sci (Lond)* 105: 89-95, 2003.
- Duffield R, Dawson B, Pinnington HC & Wong P.** Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *J Sci Med Sport* 7: 11-22, 2004.
- Fenn WO.** Frictional and kinetic factors in the work of sprint running. *Am J Physiol* 92: 582-611, 1930.
- Foster GD, Wadden TA, Kendrick ZV, Letizia KA, Lander DP & Conill AM.** The energy cost of walking before and after significant weight loss. *Med Sci Sports Exerc* 27: 888-894, 1995.
- Freyschuss U & Melcher A.** Exercise energy expenditure in extreme obesity: influence of ergometry type and weight loss. *Scand J Clin Lab Invest* 38: 753-759, 1978.
- Gaesser GA & Brooks GA.** Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *J Appl Physiol* 38: 1132-1139, 1975.
- Garby L & Astrup A.** The relationship between the respiratory quotient and the energy equivalent of oxygen during simultaneous glucose and lipid oxidation and lipogenesis. *Acta Physiol Scand* 129: 443-444, 1987.
- Girardet JP, Bocquet A, Bresson JL, Chouraqui JP, Darmaun D, Dupont C, Frelut ML, Ghisolfi J, Goulet O, Rieu D, Rigo J, Thibault H, Turck D & Vidailhet M.** [French national program for nutrition and health: effects on children's health]. *Arch Pediatr* 16: 3-6, 2009.
- Gottschall JS & Kram R.** Energy cost and muscular activity required for leg swing during walking. *J Appl Physiol* 99: 23-30, 2005.
- Grabowski A, Farley CT & Kram R.** Independent metabolic costs of supporting body weight and accelerating body mass during walking. *J Appl Physiol* 98: 579-583, 2005.
- Grappe F.** *Cyclisme et optimisation de la performance*. De Boeck, 2005, p. 448.
- Grieve DW & Gear RJ.** The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. *Ergonomics* 9: 379-399, 1966.

- Griffin TM & Kram R.** Penguin waddling is not wasteful. *Nature* 408: 929, 2000.
- Griffin TM, Roberts TJ & Kram R.** Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *J Appl Physiol* 95: 172-183, 2003.
- Halleman A, Aerts P, Otten B, De Deyn PP & De Clercq D.** Mechanical energy in toddler gait. A trade-off between economy and stability? *J Exp Biol* 207: 2417-2431, 2004.
- He Q, Horlick M, Thornton J, Wang J, Pierson RN, Jr., Heshka S & Gallagher D.** Sex-specific fat distribution is not linear across pubertal groups in a multiethnic study. *Obes Res* 12: 725-733, 2004.
- Heglund NC, Willems PA, Penta M & Cavagna GA.** Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature* 375: 52-54, 1995.
- Hills AP & Parker AW.** Gait characteristics of obese children. *Arch Phys Med Rehabil* 72: 403-407, 1991.
- Hills AP & Parker AW.** Locomotor characteristics of obese children. *Child Care Health Dev* 18: 29-34, 1992.
- Hoffman MD, Sheldahl LM, Buley KJ & Sandford PR.** Physiological comparison of walking among bilateral above-knee amputee and able-bodied subjects, and a model to account for the differences in metabolic cost. *Arch Phys Med Rehabil* 78: 385-392, 1997.
- Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens AL, Muls E & Brumagne S.** Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *Int J Obes Relat Metab Disord* 25: 676-681, 2001.
- Hunter GR, McCarthy JP, Bryan DR, Zuckerman PA, Bamman MM & Byrne NM.** Increased strength and decreased flexibility are related to reduced oxygen cost of walking. *Eur J Appl Physiol* 104: 895-901, 2008.
- Janz KF, Burns TL, Witt JD & Mahoney LT.** Longitudinal analysis of scaling VO₂ for differences in body size during puberty: the Muscatine Study. *Med Sci Sports Exerc* 30: 1436-1444, 1998.
- Jasiewicz JM, Allum JH, Middleton JW, Barriskill A, Condie P, Purcell B & Li RC.** Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait Posture* 24: 502-509, 2006.
- Kern PA, Simsolo RB & Fournier M.** Effect of weight loss on muscle fiber type, fiber size, capillarity, and succinate dehydrogenase activity in humans. *J Clin Endocrinol Metab* 84: 4185-4190, 1999.
- Kinney JM.** Influence of altered body weight on energy expenditure. *Nutr Rev* 53: 265-268, 1995.

- Kirkwood SP, Zurlo F, Larson K & Ravussin E.** Muscle mitochondrial morphology, body composition, and energy expenditure in sedentary individuals. *Am J Physiol* 260: E89-94, 1991.
- Kukkonen-Harjula KT, Borg PT, Nenonen AM & Fogelholm MG.** Effects of a weight maintenance program with or without exercise on the metabolic syndrome: a randomized trial in obese men. *Prev Med* 41: 784-790, 2005.
- Kuo AD.** The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human movement science* 26: 617-656, 2007.
- Kuo AD, Donelan JM & Ruina A.** Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exerc Sport Sci Rev* 33: 88-97, 2005.
- Lafortuna CL, Agosti F, Galli R, Busti C, Lazzer S & Sartorio A.** The energetic and cardiovascular response to treadmill walking and cycle ergometer exercise in obese women. *Eur J Appl Physiol* 103: 707-717, 2008.
- Lai PP, Leung AK, Li AN & Zhang M.** Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 23 Suppl 1: S2-6, 2008.
- Larew K, Hunter GR, Larson-Meyer DE, Newcomer BR, McCarthy JP & Weinsier RL.** Muscle metabolic function, exercise performance, and weight gain. *Med Sci Sports Exerc* 35: 230-236, 2003.
- Lazzer S, Boirie Y, Bitar A, Montaurier C, Vernet J, Meyer M & Vermorel M.** Assessment of energy expenditure associated with physical activities in free-living obese and nonobese adolescents. *Am J Clin Nutr* 78: 471-479, 2003.
- Lazzer S, Boirie Y, Montaurier C, Vernet J, Meyer M & Vermorel M.** A weight reduction program preserves fat-free mass but not metabolic rate in obese adolescents. *Obes Res* 12: 233-240, 2004.
- LioRET S, Touvier M, Dubuisson C, Dufour A, Calamassi-Tran G, Lafay L, Volatier JL & Maire B.** Trends in child overweight rates and energy intake in France from 1999 to 2007: relationships with socioeconomic status. *Obesity (Silver Spring, Md)* 17: 1092-1100, 2009.
- Maffeis C, Schutz Y, Schena F, Zaffanello M & Pinelli L.** Energy expenditure during walking and running in obese and nonobese prepubertal children. *J Pediatr* 123: 193-199, 1993.
- Maffeis C, Zaffanello M, Pinelli L & Schutz Y.** Total energy expenditure and patterns of activity in 8-10-year-old obese and nonobese children. *J Pediatr Gastroenterol Nutr* 23: 256-261, 1996.
- Maffeis C, Zaffanello M & Schutz Y.** Relationship between physical inactivity and adiposity in prepubertal boys. *J Pediatr* 131: 288-292, 1997.

- Mahaudens P, Detrembleur C, Mousny M & Banse X.** Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. *Eur Spine J* 2009.
- Malatesta D, Vismara L, Menegoni F, Galli M, Romei M & Capodaglio P.** Mechanical external work and recovery at preferred walking speed in obese subjects. *Med Sci Sports Exerc* 41: 426-434, 2009.
- Margaria R.** Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varie velocità ed inclinazioni del terreno. *Att Acc Naz Lincei Memorie* 7: 299-368, 1938.
- Margaria R.** *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. Oxford: Clarendon Press, 1976.
- Margaria R & Cavagna GA.** [The mechanics of walking]. *J Physiol (Paris)* 57: 655-656, 1965.
- Martin A.** The "apports nutritionnels conseillés (ANC)" for the French population. *Reprod Nutr Dev* 41: 119-128, 2001.
- Martin PE & Morgan DW.** Biomechanical considerations for economical walking and running. *Med Sci Sports Exerc* 24: 467-474, 1992.
- Martin PE, Rothstein DE & Larish DD.** Effects of age and physical activity status on the speed-aerobic demand relationship of walking. *J Appl Physiol* 73: 200-206, 1992.
- Massaad F, Lejeune TM & Detrembleur C.** The up and down bobbing of human walking: a compromise between muscle work and efficiency. *The Journal of physiology* 582: 789-799, 2007.
- Mattsson E, Larsson UE & Rossner S.** Is walking for exercise too exhausting for obese women? *Int J Obes Relat Metab Disord* 21: 380-386, 1997.
- McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J & Ward DS.** Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Arch Phys Med Rehabil* 81: 484-489, 2000.
- McNeill Alexander R.** Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *Am J Hum Biol* 14: 641-648, 2002.
- Meichtry A, Romkes J, Gobelet C, Brunner R & Muller R.** Criterion validity of 3D trunk accelerations to assess external work and power in able-bodied gait. *Gait Posture* 25: 25-32, 2007.
- Melanson EL, Bell ML, Knoll JR, Coelho LB, Donahoo WT, Peters JC & Hill JO.** Body mass index and sex influence the energy cost of walking at self-selected speeds. *Med Sci Sports Exerc* 35: S183, 2003.

- Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, Narici MV & Minetti AE.** Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta physiologica (Oxford, England)* 186: 127-139, 2006.
- Minetti AE, Boldrini L, Brusamolin L, Zamparo P & McKee T.** A feedback-controlled treadmill (treadmill-on-demand) and the spontaneous speed of walking and running in humans. *J Appl Physiol* 95: 838-843, 2003.
- Minetti AE & Saibene F.** Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking: a mathematical model. *J Exp Biol* 170: 19-34, 1992.
- Mochon S & McMahon TA.** Ballistic walking. *J Biomech* 13: 49-57, 1980.
- Nantel J, Brochu M & Prince F.** Locomotor strategies in obese and non-obese children. *Obesity (Silver Spring, Md)* 14: 1789-1794, 2006.
- Neder JA, Nery LE, Andreoni S, Sachs A & Whipp BJ.** Oxygen cost for cycling as related to leg mass in males and females, aged 20 to 80. *Int J Sports Med* 21: 263-269, 2000.
- Neptune RR, Zajac FE & Kautz SA.** Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Posture* 19: 194-205, 2004a.
- Neptune RR, Zajac FE & Kautz SA.** Muscle mechanical work requirements during normal walking: the energetic cost of raising the body's center-of-mass is significant. *J Biomech* 37: 817-825, 2004b.
- Nevill AM, Ramsbottom R & Williams C.** Scaling physiological measurements for individuals of different body size. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 65: 110-117, 1992.
- Newcomer BR, Larson-Meyer DE, Hunter GR & Weinsier RL.** Skeletal muscle metabolism in overweight and post-overweight women: an isometric exercise study using (31)P magnetic resonance spectroscopy. *Int J Obes Relat Metab Disord* 25: 1309-1315, 2001.
- Norman AC, Drinkard B, McDuffie JR, Ghorbani S, Yanoff LB & Yanovski JA.** Influence of excess adiposity on exercise fitness and performance in overweight children and adolescents. *Pediatrics* 115: e690-696, 2005.
- Ohrstrom M, Hedenbro J & Ekelund M.** Energy expenditure during treadmill walking before and after vertical banded gastroplasty: a one-year follow-up study in 11 obese women. *Eur J Surg* 167: 845-850, 2001.
- OMS.** Obésité et surpoids <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/fr/index.html>.
- Orendurff MS, Segal AD, Klute GK, Berge JS, Rohr ES & Kadel NJ.** The effect of walking speed on center of mass displacement. *J Rehabil Res Dev* 41: 829-834, 2004.
- Ortega JD & Farley CT.** Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *J Appl Physiol* 99: 2099-2107, 2005.

- Ortega JD & Farley CT.** Individual limb work does not explain the greater metabolic cost of walking in elderly adults. *J Appl Physiol* 102: 2266-2273, 2007.
- Owen OE.** Resting metabolic requirements of men and women. *Mayo Clin Proc* 63: 503-510, 1988.
- Pan SY & DesMeules M.** Energy intake, physical activity, energy balance, and cancer: epidemiologic evidence. *Methods Mol Biol* 472: 191-215, 2009.
- Parker AW, Bronks R & Snyder CW, Jr.** Walking patterns in Down's syndrome. *J Ment Defic Res* 30 (Pt 4): 317-330, 1986.
- Peyrot N, Thivel D, Isacco L, Morin JB, Duche P & Belli A.** Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *J Appl Physiol* 106: 1763-1770, 2009.
- Pfau T, Witte TH & Wilson AM.** A method for deriving displacement data during cyclical movement using an inertial sensor. *J Exp Biol* 208: 2503-2514, 2005.
- Plewa M, Cieślińska-Świder J, Bacik B, Zahorska-Markiewicz B, Markiewicz A & Blaszczyk JW.** Effects of the Weight loss Treatment on Selected Kinematic Gait Parameters in Obese Women. *Journal of Human Kinetics* 18: 3-14, 2007.
- Poole DC & Henson LC.** Effect of acute caloric restriction on work efficiency. *Am J Clin Nutr* 47: 15-18, 1988.
- Rabol R, Svendsen PF, Skovbro M, Boushel R, Haugaard SB, Schjerling P, Schrauwen P, Hesselink MK, Nilas L, Madsbad S & Dela F.** Reduced skeletal muscle mitochondrial respiration and improved glucose metabolism in nondiabetic obese women during a very low calorie dietary intervention leading to rapid weight loss. *Metabolism* 58: 1145-1152, 2009.
- Racioppi F, Bertollini R & Gee VT.** Catastrophic failures of public health. *Lancet* 363: 1552-1553, 2004.
- Racioppi F, Dora C & Krech R.** A physically active life through everyday transport: with a special focus on children and older people and examples and approaches from Europe. WHO Regional Office for Europe, 2002.
<http://www.euro.who.int/document/e75662.pdf>.
- Ralston HJ.** Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Int Z Angew Physiol* 17: 277-283, 1958.
- Remaud A, Guevel A & Cornu C.** [Antagonist muscle coactivation and muscle inhibition: effects on external torque regulation and resistance training-induced adaptations]. *Neurophysiol Clin* 37: 1-14, 2007.
- Rogers DM, Olson BL & Wilmore JH.** Scaling for the VO₂-to-body size relationship among children and adults. *J Appl Physiol* 79: 958-967, 1995.

- Rolland-Cachera MF, Salanave B, Péneau S, Hercberg S & Castetbon K.** Les enfants de 7–9 ans scolarisés en CE1 et CE2 en France : prévalences du surpoids et de l’obésité en 2000 et 2007. In: *Colloque national : Programme National Nutrition Santé*. Paris: 2007.
- Rose J & Gamble JG.** *Human walking*. Williams & Wilkins, 1994, p. 263.
- Rosenbaum M, Vandenborne K, Goldsmith R, Simoneau JA, Heymsfield S, Joannis DR, Hirsch J, Murphy E, Matthews D, Segal KR & Leibel RL.** Effects of experimental weight perturbation on skeletal muscle work efficiency in human subjects. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 285: R183-192, 2003.
- Royer TD & Martin PE.** Manipulations of leg mass and moment of inertia: effects on energy cost of walking. *Med Sci Sports Exerc* 37: 649-656, 2005.
- Sabatini AM, Martelloni C, Scapellato S & Cavallo F.** Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans Biomed Eng* 52: 486-494, 2005.
- Saibene F & Minetti AE.** Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol* 88: 297-316, 2003.
- Salanave B, Peneau S, Rolland-Cachera MF, Hercberg S & Castetbon K.** Stabilization of overweight prevalence in French children between 2000 and 2007. *Int J Pediatr Obes* 4: 66-72, 2009.
- Schepens B, Bastien GJ, Heglund NC & Willems PA.** Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J Exp Biol* 207: 587-596, 2004.
- Schmidt-Nielsen K.** Scaling in biology: the consequences of size. *J Exp Zool* 194: 287-307, 1975.
- Schwingshandl J & Borkenstein M.** Changes in lean body mass in obese children during a weight reduction program: effect on short term and long term outcome. *Int J Obes Relat Metab Disord* 19: 752-755, 1995.
- Selles RW, Bussmann JB, Wagenaar RC & Stam HJ.** Comparing predictive validity of four ballistic swing phase models of human walking. *J Biomech* 34: 1171-1177, 2001.
- Shipman DW, Donelan JM, Kram R & Kuo AD.** Metabolic cost of lateral leg swing in human walking. In: *World Congress of Biomechanics*. Calgary, Alberta (Canada): 2002.
- Slaughter MH, Lohman TG, Boileau RA, Horswill CA, Stillman RJ, Van Loan MD & Bembien DA.** Skinfold equations for estimation of body fatness in children and youth. *Hum Biol* 60: 709-723, 1988.
- Spyropoulos P, Pisciotta JC, Pavlou KN, Cairns MA & Simon SR.** Biomechanical gait analysis in obese men. *Arch Phys Med Rehabil* 72: 1065-1070, 1991.

- Stansfield BW, Hillman SJ, Hazlewood ME, Lawson AA, Mann AM, Loudon IR & Robb JE.** Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *J Pediatr Orthop* 21: 403-411, 2001.
- Umberger BR & Martin PE.** Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. *J Exp Biol* 210: 3255-3265, 2007.
- Unnithan VB, Dowling JJ, Frost G & Bar-Or O.** Role of cocontraction in the O₂ cost of walking in children with cerebral palsy. *Med Sci Sports Exerc* 28: 1498-1504, 1996.
- 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* 27: 643-647, 2007.
- Van der Linden ML, Kerr AM, Hazlewood ME, Hillman SJ & Robb JE.** Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. *J Pediatr Orthop* 22: 800-806, 2002.
- Viel E.** *La marche humaine, la course et le saut. Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements* Masson, 2000.
- Volpe Ayub B & Bar-Or O.** Energy cost of walking in boys who differ in adiposity but are matched for body mass. *Med Sci Sports Exerc* 35: 669-674, 2003.
- Willems PA, Cavagna GA & Heglund NC.** External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol* 198: 379-393, 1995.
- Winter DA.** Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *J Biomech* 13: 923-927, 1980.
- Zajac FE, Neptune RR & Kautz SA.** Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture* 17: 1-17, 2003.
- Zakeri I, Puyau MR, Adolph AL, Vohra FA & Butte NF.** Normalization of energy expenditure data for differences in body mass or composition in children and adolescents. *J Nutr* 136: 1371-1376, 2006.
- Zarrugh MY, Todd FN & Ralston HJ.** Optimization of energy expenditure during level walking. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 33: 293-306, 1974.
- Zijlstra W & Hof AL.** Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture* 18: 1-10, 2003.

- ANNEXES -

Publications issues de ce travail de thèse :

Articles publiés ou soumis dans des revues indexées à comité de lecture

- Annexe I

Peyrot N., Thivel D., Isacco L., Morin JB., Duché P., & Belli A., (2009)

Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *Journal of Applied Physiology* 106 (6): 1763-1770 (cité dans un éditorial de JAP)

- Annexe II

Peyrot N., Morin JB., Thivel D., Isacco L., Belli A., & Duché P. (soumis)

Mechanical work and metabolic cost of walking after weight loss in obese adolescents. *Medicine & Science in Sports & Exercise*

Communications orales et affichées

- Annexe III

Peyrot N., Belli A., Thivel D., Isacco L., Taillardat M., & Duché P. (2008)

Energy cost, walking pattern and weight loss in obese children. *13th annual congress of the ECSS*, Estoril – Portugal, 9 – 12 Juillet 2008 (communication affichée)

- Annexe IV

Peyrot N., Morin JB., Thivel D., Isacco L., Taillardat M., Belli A., & Duché P. (2009)

Change in metabolic cost of walking after weight loss in obese adolescents: Influence of walking pattern. *13^{ème} Congrès International de l'ACAPS*, Lyon, 28 – 30 octobre 2009 (communication affichée)

Autres Publications :

Articles publiés ou soumis dans des revues indexées à comité de lecture

- Annexe V

Morin J.B., Samozino P., & Peyrot N. (2009)

Running pattern changes giving the level of subjects' awareness of the measurements performed: a sampling effect in human locomotion experiments? *Gait and Posture* 30 (4): 507-510

Annexe I : Article 1 :

Peyrot N, Thivel D, Isacco L, Morin JB, Duche P, & Belli A. (2009)

Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents?

J Appl Physiol 106: 1763-1770.

Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents?

Nicolas Peyrot,¹ David Thivel,² Laurie Isacco,² Jean-Benoît Morin,¹ Pascale Duche,² and Alain Belli¹

¹Laboratory of Exercise Physiology, University of Saint-Étienne and Lyon; and ²Laboratory of Exercise Biology, Blaise Pascal University, Clermont-Ferrand, France

Submitted 16 September 2008; accepted in final form 23 February 2009

Peyrot N, Thivel D, Isacco L, Morin JB, Duche P, Belli A. Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *J Appl Physiol* 106: 1763–1770, 2009. First published February 26, 2009; doi:10.1152/jappphysiol.91240.2008.—Net metabolic cost of walking normalized by body mass ($C_{W \cdot BM^{-1}}$; in $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) is greater in obese than in normal-weight individuals, and biomechanical differences could be responsible for this greater net metabolic cost. We hypothesized that, in obese individuals, greater mediolateral body center of mass (COM) displacement and lower recovery of mechanical energy could induce an increase in the external mechanical work required to lift and accelerate the COM and thus in net $C_{W \cdot BM^{-1}}$. Body composition and standing metabolic rate were measured in 23 obese and 10 normal-weight adolescents. Metabolic and mechanical energy costs were assessed while walking along an outdoor track at four speeds (0.75–1.50 m/s). Three-dimensional COM accelerations were measured by means of a tri-axial accelerometer and gyroscope and integrated twice to obtain COM velocities, displacements, and fluctuations in potential and kinetic energies. Last, external mechanical work ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$), mediolateral COM displacement, and the mechanical energy recovery of the inverted pendulum were calculated. Net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ was 25% higher in obese than in normal-weight subjects on average across speeds, and net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) was significantly related to percent body fat ($r^2 = 0.46$). However, recovery of mechanical energy and the external work performed ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) were similar in the two groups. The mediolateral displacement was greater in obese subjects and significantly related to percent body fat ($r^2 = 0.64$). The mediolateral COM displacement, likely due to greater step width, was significantly related to net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ ($r^2 = 0.49$). In conclusion, we speculate that the greater net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ in obese subjects may be partially explained by the greater step-to-step transition costs associated with wide gait during walking.

obesity; mediolateral displacement; mechanical work; energy cost

THE MOST IMPORTANT FACTOR responsible for excessive gain in body fat mass in children is the long-term imbalance between energy intake and energy expenditure (e.g., Ref. 30). The amount of energy expended during physical activity plays an important role in the prevention of overweight and obesity and in the weight-loss process. However, obese children and adolescents spend less time than their normal-weight peers on moderate physical activities such as walking and more time on sedentary activities (21, 23). This could be partly due to the difficulty of performing activities in which obese persons move or raise their larger body mass (BM) against gravity (39). Walking is a convenient form of daily physical activity that is recommended for obese individuals (2), despite the fact that, at a given walking speed, a higher percentage of maximal oxygen uptake and a higher metabolic energy expenditure have been

reported in this population (21, 28). Consequently, physical inactivity in obese adolescents (often linked to a positive energy balance) may be partly due to the difficulty to perform daily activities such as walking (20, 34), making it relevant to fully understand the origin(s) of the high cost of walking (39).

Obese children and adolescents, as defined by a body mass index (BMI; in kg/m^2) above the cutoff values reported by Cole et al. (10), and class II obese adults [BMI of 30–40 kg/m^2 (41)] have been shown to expend much more metabolic energy than normal-weight subjects at a given walking speed, especially at high speeds (4, 6, 21, 22, 38). In obese adolescents, a 71–84% greater gross metabolic rate (W) has been reported for walking speeds ranging from 1.1 to 1.7 m/s (21). Even when normalizing by both walking speed (m/s) and BM, gross metabolic cost of walking (gross $C_{W \cdot BM^{-1}}$; in $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) is still 25% higher in obese adolescents (21), and net (gross-standing) $C_{W \cdot BM^{-1}}$ is 10% higher in obese adults (4, 6) compared with their age-matched counterparts. These results suggest that BM is not the only determinant of $C_{W \cdot BM^{-1}}$. However, other studies reported similar values of net and gross metabolic rate for both obese and normal-weight children after normalizing to BM or to fat-free mass (FFM; in kg) (22, 38), perhaps due to the low degree of subjects' obesity (BMI of 24.6–28.4 kg/m^2 , which is close to the cutoff values for obesity relative to chronological age). In obese adults, Browning et al. (4) reported that net metabolic rate (W/kg) was positively related to percent body fat, partly due to association of a lower standing metabolic rate per kilogram of BM with greater total body fat mass.

In obese individuals, many studies have suggested but never shown that, in addition to an extra load, biomechanical changes in walking pattern could be responsible for a greater net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ (4, 6, 24, 25, 39) rather than a decrease in muscular efficiency or cardiorespiratory deconditioning (28). For instance, greater step width has been reported in obese individuals due to an excessive amount of adipose tissue in the lower limbs, hence a larger thigh circumference (5, 37). Greater step width is associated with other differences in walking kinematics, such as greater leg swing circumduction, and has been shown to increase net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ (12, 35). Moreover, the greater step width and mediolateral (M-L) ground reaction forces (GRF) (5) could be responsible for the greater M-L displacement of the center of mass (COM) observed in obese adults (24). It has also been shown that obese children are mechanically less efficient at transferring energy across the hip (27) and that obese adults walk with lower recovery of mechanical energy at preferred walking speed (24). Indeed, walking is characterized by an inverted pendulum mechanism of energy interchange (9). During the transition from one inverted pendulum arc to the next, some energy is lost in redirecting the

Address for reprint requests and other correspondence: N. Peyrot, Laboratoire de Physiologie de l'Exercice, Médecine du Sport-Myologie, CHU Bellevue, 42055 Saint-Etienne Cedex 02, France (e-mail: nicolas.peyrot@univ-st-etienne.fr).

COM velocity, which requires an external mechanical work (W_{ext}) to lift and accelerate the COM in the three planes of movement (vertical, anteroposterior, and mediolateral) (8). Therefore, a concomitant increase in the fluctuation of M-L kinetic energy (24) with a decrease in recovery of mechanical energy (due to an impaired inverted pendulum mechanism) could increase W_{ext} . Consequently, in obese adolescents, quantifying M-L COM displacement, the integrity of the inverted pendulum mechanism of energy interchange and W_{ext} at several walking speeds seems necessary to fully understand their walking pattern, especially because W_{ext} accounts for about one-half of the net $C_{W \cdot \text{BM}^{-1}}$ in adults (17).

Moreover, net and gross C_W are commonly normalized by BM, without taking account of the nonproportionality between the two factors, which yields a variable still dependent on BM. An appropriate normalization of C_W is therefore necessary to understand the contributions of other factors, and a scaling exponent of 0.67–0.75 for the normalization of C_W by BM has been shown to be suitable for human walking (7, 19, 32, 40, 42). In adolescents, C_W normalized by BM raised to the 0.67 power ($C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$; in $\text{J} \cdot \text{kg}^{-0.67} \cdot \text{m}^{-1}$) provides a more appropriate method of comparison than with the standard normalization by BM (42).

The primary purpose of this study was to compare net $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$, mechanical parameters of the walking gait (recovery of mechanical energy, M-L COM displacement, and W_{ext}), and mechanical efficiency between obese and normal-weight adolescents at several walking speeds. The secondary purpose was to determine the effects of percent body fat on mechanical parameters and net $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$, and the effects of changes in mechanical parameters on net $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$.

We hypothesized that, in obese individuals, both greater mediolateral COM displacement and lower recovery of mechanical energy led to an increase in W_{ext} , and thereby in net $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$. To the best of our knowledge, no study has investigated both metabolic and biomechanical measures to determine whether changes in mechanical gait pattern in obese adolescents are related to the greater net $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$.

Glossary

3-D	Three dimensional
BM	Body mass
BMI	Body mass index
COM	Center of mass of the body
C_W	Metabolic cost of walking (J/m)
$C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$	Metabolic cost of walking normalized by $\text{BM}^{0.67}$ ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-0.67} \cdot \text{m}^{-1}$)
$C_{W \cdot \text{BM}^{-1}}$	Metabolic cost of walking normalized by BM ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$)
E_k	Total kinetic mechanical energy of the center of mass of the body
E_p	Gravitational potential energy of the center of mass of the body
E_{tot}	Total mechanical energy of the center of mass of the body
FFM	Fat-free mass
g	Gravitational acceleration
GRF	Ground reaction forces
h	Vertical change in position of the center of mass of the body

m	Mass
M-L	Mediolateral
SD	Standard deviation
V	Velocity of the center of mass of the body
\dot{V}_{CO_2}	Rate of carbon dioxide production
\dot{V}_{O_2}	Rate of oxygen consumption
W_{ext}	External mechanical work performed to lift and accelerate the center of mass of the body
W_{int}	Internal work
$W_{\text{int,dc}}$	Internal work done by one leg against the other during double contact
W_k	Work done to accelerate the center of mass of the body
W_p	Gravitational potential energy changes of the center of mass of the body

MATERIALS AND METHODS

Participants

The present study included 33 adolescents: 23 obese (10 boys) and 10 normal-weight (10 boys) subjects with no orthopedic or neurological disorders and not receiving any medication that could interfere with their walking pattern or influence their energetic metabolism. Obese subjects were slightly older than normal-weight subjects, but it has been shown that age does not influence the measured parameters after the age of 10 yr (33). The physical characteristics of both groups of subjects are presented in Table 1.

Subjects were categorized into normal-weight and obese according to their BMI, using the cutoff points for age and gender defined by Cole et al. (10). Obese and normal-weight subjects followed similar experimental protocols. Obese subjects underwent this protocol on day 1 or 2 of the obesity-management program they had been recruited for (i.e., 5 days/wk in a specialized institution for obesity management and weekend at home).

For each adolescent and his/her parents, the study was explained in detail, and written consent was obtained before the beginning of the study. This study was approved by the regional ethics committee and was performed in accordance with the declaration of Helsinki II.

Experimental Procedures

All subjects walked along a nearly circular track 25 m in length and 3 m in width. The slope of the track was tested every 1 m and ranged from -0.5 to $+0.5\%$. The walking speed was controlled by means of markers set out every 5 m along the track, and the subjects were instructed to walk past the markers at a pace imposed by a metronome tone. An experimenter walked alongside each subject to help him/her match the required speed.

Table 1. Characteristics of the subjects

Parameters	Obese Subjects ($n = 23$)	Normal-Weight Subjects ($n = 10$)
Age, yr	$14.4 \pm 1.5^\dagger$	11.8 ± 0.9
Mass, kg	$93.9 \pm 26.7^\dagger$	41.8 ± 8.0
Height, cm	$163.1 \pm 11.0^*$	154.4 ± 8.6
BMI, kg/m^2	$34.8 \pm 7.1^\dagger$	17.4 ± 1.7
Percent body fat, %	$42.2 \pm 6.5^\dagger$	22.4 ± 6.3
FFM, kg	$53.6 \pm 13.4^\dagger$	32.1 ± 4.3
Standing metabolic rate, W	$119.4 \pm 24.0^\dagger$	91.9 ± 27.4
Normalized standing metabolic rate, W/kg	$1.33 \pm 0.30^\dagger$	2.23 ± 0.66

Values are means \pm SD. BMI, body mass index; FFM, fat-free mass. Significant differences between obese and normal-weight subjects: $*P < 0.05$; $^\dagger P < 0.01$.

For each subject, the standing rate of oxygen consumption ($\dot{V}O_2$) was first measured over 10 min. Then, they performed four 4-min tests at different walking speeds (0.75, 1, 1.25, and 1.5 m/s) in a randomized order, separated by 5 min of rest. Mechanical and metabolic parameters of walking were measured with two portable devices carried around the chest by the subjects.

Measurements and Data Analysis

Anthropometry and body composition. For a better precision in obese subjects, fat-free mass (FFM; the total mass of lean tissue), and body fat mass were measured by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA, QDR 4005, Hologic, Bedford, MA) (16). Percent body fat was calculated by dividing body fat mass by BM.

For the normal-weight subjects, skinfold thickness values were measured to the nearest millimeter in triplicate by the same experimenter at the biceps, triceps, subscapular, and suprailiac points on the right side of the body using a Harpenden skinfolds caliper (British Indicators, West Sussex, UK). At each point, the mean value for the three skinfold thicknesses was calculated. Slaughter's equations (36) were used to calculate the estimated percent body fat. BM was measured with subjects standing without shoes and in similar light clothing on a portable digital scale (Seca model 873 Omega), and recorded to the nearest 0.1 kg. Body fat mass was obtained by multiplying percent body fat by BM, and FFM was calculated by subtracting body fat mass from BM. For all subjects, stature was measured to the nearest 0.5 cm using a standardized wall-mounted height board, and BMI was calculated as BM divided by height squared.

Metabolic parameters. The rates of $\dot{V}O_2$ (in ml/min) and carbon dioxide production ($\dot{V}CO_2$; in ml/min) were measured using a breath-by-breath portable gas analyzer (K4b², COSMED) that weighed <1 kg and recorded, and the data were stored over the entire session for each subject. The K4b² unit, previously validated by Duffield et al. (15), was calibrated with standard gases before each session. Average $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ were calculated over 30 s taken during the last minute of each trial where $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ were stable within $\pm 10\%$. Gross metabolic rate (W) for each 4-min test and standing metabolic rate (W) were assessed from the steady-state $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ using Brockway's standard equation (3). Gross metabolic rate (W) was divided by walking speed (m/s) and by BM to obtain normalized gross metabolic cost (gross $C_{W \cdot BM^{-1}}$; in $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$), and standing metabolic rate (W) was divided by BM to obtain normalized metabolic rate (W/kg). Net metabolic rate (W) was calculated by subtracting standing metabolic rate (W) from gross metabolic rate (W). Net metabolic rate (W) was divided by walking speed (m/s) and then by BM and $BM^{0.67}$ to obtain normalized net metabolic cost expressed in $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ (net $C_{W \cdot BM^{-1}}$) and in $J \cdot kg^{-0.67} \cdot m^{-1}$ (net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$), respectively. Indeed, even if C_W normalized by $BM^{0.67}$ seems mathematically more consistent due to the nonproportionality between net and gross C_W and BM in human walking (7, 19, 31, 32, 40, 42), C_W was also normalized by BM to compare our results with other studies.

Mechanical parameters. In accordance with the validation studies by Meichtry et al. (26) and Pfau et al. (29), an inertial sensor (~ 0.03 kg) equipped with a tri-axial (three orthogonal axes) accelerometer and gyroscope (MTx, Xsens, Enschede, the Netherlands) was taped and secured directly to the skin on the lower part of the back, facing the L3 region (close to the COM) using an adhesive strap, and was used to measure the COM accelerations. It was assumed that changes in the relative positions of the sensor and COM over time during walking may be neglected. A lightweight (~ 0.3 kg) data logger was carried by the subjects at the middle of the thoracic spine, and data were transmitted to a computer by telemetry over the 4 min of each trial.

As described in detail by Pfau et al. (29), the orientation algorithm of the inertial sensor provided orientation data in the earth reference system (horizontal and magnetic North) in the form of Euler angles

(roll, pitch, and heading). Euler angles represent rotations of the sensor system into the earth reference system, with the magnetic North corresponding to the antero-posterior axis in our study. Thus rotation matrices were used to reposition the sensors' three dimensional (3D) accelerations in the earth reference system. All data were sampled at 100 Hz and low-pass filtered at 30 Hz (fourth-order, zero-lag, low-pass Butterworth).

A mean stride was obtained by averaging 3D COM accelerations of five reliable time-normalized consecutive strides, each stride being defined as the period between two consecutive right heelstrikes. Right heelstrikes were determined from the maximal peaks of the forward trunk accelerations as described by Zijlstra and Hof (43).

Vertical, forward, and M-L velocities of the COM were determined using a trapezoidal integration of the 3D accelerations of the mean stride, as proposed by Cavagna (8) and Schepens et al. (33).

The total instantaneous kinetic energy (E_k ; in J) of the COM was calculated as follows:

$$E_k = \frac{1}{2} m \times V^2 \quad (1)$$

where m is the body mass (kg) and V is the resultant COM velocity (m/s) determined from its vertical, forward, and M-L components.

Potential energy (E_p ; in J) of the COM was calculated as follows:

$$E_p = m \times g \times h \quad (2)$$

where g is the gravitational constant and h is the vertical position of the COM relative to heelstrike, calculated by integration of the vertical velocity. The total mechanical energy of the COM (E_{tot} ; in J) was computed as the sum of the E_k and E_p curves over the mean stride. W_{ext} ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) was calculated as the sum of the positive increments in E_{tot} , divided by step length and BM. Indeed, when walking in dynamically similar fashion, forces are proportional to body weight, and thus the mechanical cost of walking normalized by BM ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) is independent of BM (1). Moreover, in normal-weight subjects, Schepens et al. (33) pointed out that normalized W_{ext} is independent of BM since beyond the age of 10 yr subjects walk in a dynamically similar fashion.

The inverted pendulum recovery of mechanical energy of the COM was calculated according to Schepens et al. (33) as follows:

$$\text{Recovery} = 100 \times \frac{W_k + W_p - W_{ext}}{W_k + W_p} \quad (3)$$

where W_k (J) and W_p (J) are the sum of the positive increments in E_k and E_p , respectively. Mechanical efficiency was calculated as the ratio of W_{ext} to C_W (both expressed in J/m).

The M-L COM displacement was equal to the total amplitude (from left to right) of the M-L COM position computed by integration of the M-L velocity over the mean stride.

Statistical Analysis

Mean values and standard deviations (SD) were calculated for each variable. Normal distribution of the data was checked by the Shapiro-Wilk normality test. Variance homogeneity between samples was tested by the *F*-Snedecor test. A two-way (speed \times group) ANOVA with repeated measures was used to determine the effects of obesity ($F_{obesity}$) and speed on metabolic and mechanical parameters. If an interaction or an effect of one of the two factors was significant, a one-way ANOVA was performed. Significant ANOVA results were followed by post hoc comparisons using Newman-Keuls post hoc test. Pearson's r correlation coefficients were used to test the association between variables of interest for the entire sample ($n = 33$). The relationships between the different factors were demonstrated with scatter plots and linear regression analysis. Criterion for statistical significance was set at $P < 0.05$.

RESULTS

Obese subjects presented a 30% greater standing metabolic rate (W), but, when normalized by BM, standing metabolic rate (W/kg) was 40% lower in obese than in normal-weight subjects (Table 1; $P < 0.01$). All subjects matched the designated speed for each trial, and net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ was significantly higher in obese than in normal-weight subjects by 25% on average across speeds (Table 2; $F_{\text{obesity}} = 14.14$; $P < 0.01$). As a consequence of the lower standing metabolic rate and the higher net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ in obese subjects, gross $C_{W \cdot BM^{-1}}$ was not significantly different between obese and normal-weight subjects, whatever the speed (Fig. 1F; $F_{\text{obesity}} = 3.07$; $P = 0.09$). However, when gross C_W was normalized by $BM^{0.67}$, gross $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ was significantly higher in obese than in normal-weight subjects ($F_{\text{obesity}} = 20.88$; $P < 0.01$) by 21% on average across speeds, and the variance in percent body fat explained a significant portion of the variance in gross $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ (r^2 ranging from 0.13 to 0.25; $P < 0.05$).

Net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ was much higher in obese than in normal-weight subjects ($F_{\text{obesity}} = 49.2$; $P < 0.01$) by 64% on average across speeds. Differences in net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ ranged from 81 to 50% for walking speeds ranging from 0.75 to 1.5 m/s, respectively, yet with no significant interaction effect of walking speed (Fig. 1A). There was no difference in W_{ext} ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) between obese and normal-weight subjects (Fig. 1B). This difference in net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$, combined with the similar W_{ext} between obese and normal-weight subjects, resulted in a significant 23% lower mechanical efficiency in obese subjects, on average across speeds (Fig. 1C; $F_{\text{obesity}} = 5.3$; $P < 0.05$). Note that post hoc tests showed only significant differences at the slowest speeds (Fig. 1C).

The total kinetic and potential energy fluctuations required to the recovery of mechanical energy calculation are presented in Table 3. Recovery of mechanical energy was not significantly different between obese and normal-weight subjects (Fig. 1D). As presented in Fig. 1E, M-L COM displacement was about two times greater in obese than in normal-weight subjects ($F_{\text{obesity}} = 49.9$; $P < 0.01$), and the two-way ANOVA showed a significant interaction effect ($F_{\text{obesity} \times \text{speed}} = 10.6$; $P < 0.01$) due to a larger increase in M-L COM displacement at the slowest speed compared with faster speeds in obese vs. normal-weight subjects.

When obese boys and girls were analyzed separately, mechanical and metabolic parameters did not differ significantly across speeds whatever the normalization used (e.g., $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$; $F_{\text{sex}} = 3.04$; $P = 0.10$). Similarly, body composition did not differ significantly between obese boys and girls (e.g., percent

body fat was 44 and 40% for girls and boys, respectively; $P = 0.09$).

Linear regression of the pooled set of data revealed for all speeds, that the variance in percent body fat explained a significant portion of the variance in net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ (Fig. 2A; r^2 ranging from 0.43 to 0.49; $P < 0.01$), but, when analyzing obese and normal-weight subjects separately, the variance in percent body fat did not explain the variance in $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ in either group. The variance in percent body fat explained a significant portion of the variance in M-L COM displacement (Fig. 2C; r^2 ranging from 0.60 to 0.67; $P < 0.01$) but did not explain the variance in W_{ext} at any speed (Fig. 2B; $r^2 < 0.02$; $P > 0.57$). Thus subjects with greater percent body fat exhibited a greater M-L COM displacement, along with greater net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$, but for similar amounts of W_{ext} . Furthermore, as shown in Fig. 3A, the variance in W_{ext} did not explain the variance in net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ at any speed ($r^2 < 0.05$; $P > 0.23$), but the variance in M-L COM did (Fig. 3B; r^2 ranging from 0.42 to 0.61; $P < 0.01$).

DISCUSSION

As hypothesized, $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ and $C_{W \cdot BM^{-1}}$ were significantly higher in obese subjects than in normal-weight subjects. The gross metabolic rate values (W) of our obese subjects were similar to those reported by Lazzer et al. (21) for similar BM and composition. They reported mean gross metabolic rate values of 423 and 529 W at 1.1 and 1.4 m/s, respectively, and interpolating our results to 1.1 and 1.4 m/s, we estimated our obese subjects' mean gross metabolic rate values to be ~ 403 and ~ 502 W, respectively. In our normal-weight subjects, mean values of net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ or net metabolic rate (W/kg) were in agreement with those of DeJaeger et al. (11) and Schepens et al. (33) obtained in 11- to 12-yr-old normal-weight subjects. For example, DeJaeger et al. (11) reported a mean value of net C_W of $2.0 J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ at 1 m/s, which is close to the $2.1 J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ measured in the present study at the same speed.

The net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ was significantly higher in obese than in normal-weight subjects by 25% on average across speeds, which is higher than the 10% difference in net $C_{W \cdot BM^{-1}}$ reported in adults (4, 6). However, our obese subjects had lower standing metabolic rates (W/kg), which accounted for there being no significant difference in gross $C_{W \cdot BM^{-1}}$ between obese and normal-weight subjects. Zakeri et al. (42) showed in adolescents with different body size and mass that the scaling exponent of BM for the normalization of gross C_W was different according to their weight status (0.66 and 0.74 for normal-weight and overweight subjects, respectively), indicating a contribution of body fat mass to gross C_W . In our study, when gross C_W was normalized by $BM^{0.67}$ ($C_{W \cdot BM^{-0.67}}$), it was 21% higher in obese than in normal-weight subjects, showing the relevance of the normalization to remove the effect of BM due to body size and gender and thus isolate the effect of obesity (percent body fat). As a consequence, we assumed that this higher $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ in obese subjects could be due to their higher percent body fat, which is also supported by the significant correlation found between percent body fat and gross $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ ($r^2 = 0.25$ at 1.25 m/s; $P < 0.01$).

Net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ was significantly higher in obese than in normal-weight subjects (by 64% on average across speeds), which is higher than the 25% observed in net $C_{W \cdot BM^{-1}}$. This

Table 2. Metabolic cost vs. walking speed for obese and normal-weight subjects

Speed, m/s	Net Metabolic Cost, J/m		Net Normalized Metabolic Cost, $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$	
	Obese	Normal weight	Obese	Normal weight
0.75	257.1 \pm 84.4 [†]	82.1 \pm 25.5	2.74 \pm 0.53 [†]	1.98 \pm 0.53
1.0	253.4 \pm 89.5 [†]	87.9 \pm 27.7	2.69 \pm 0.40 [†]	2.12 \pm 0.57
1.25	262.8 \pm 99.0 [†]	96.1 \pm 36.4	2.77 \pm 0.48*	2.30 \pm 0.74
1.5	288.7 \pm 79.4 [†]	111.7 \pm 28.2	3.10 \pm 0.39*	2.69 \pm 0.53

Values are means \pm SD. Significant differences between obese and normal-weight subjects: * $P < 0.05$; [†] $P < 0.01$.

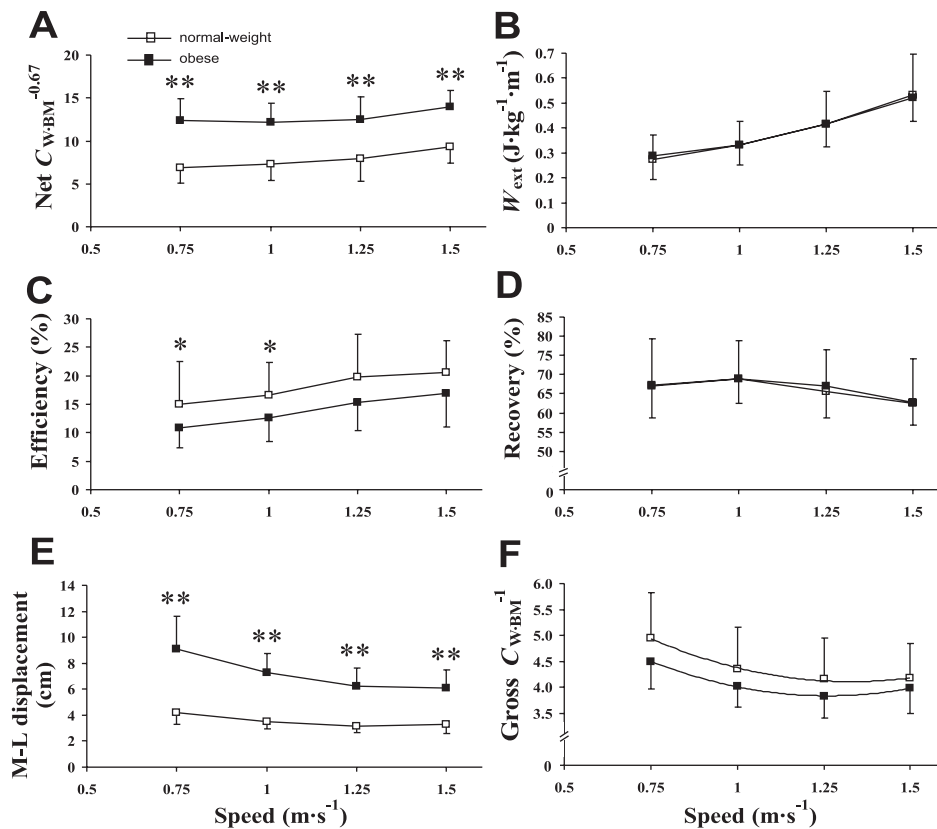


Fig. 1. Mean \pm SD values of net metabolic cost of walking in $\text{J} \cdot \text{kg}^{-0.67} \cdot \text{m}^{-1}$ ($C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$; A), external mechanical work (W_{ext} ; B), mechanical efficiency (C), mechanical energy recovery (D), mediolateral center of mass displacement (E), and gross metabolic cost of walking in $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$ ($C_{W \cdot \text{BM}^{-1}}$; F) as a function of walking speed for both obese (■ and thick line) and normal-weight subjects (□ and thin line). In both groups, gross metabolic cost of walking shows an inverted U-shape relationship with walking speed (F). Lines represent second-order least squares regressions. For normal-weight, gross $C_{W \cdot \text{BM}^{-1}} = 2.48v^2 - 6.59v + 8.49$ ($r^2 = 0.99$; $P < 0.01$). For obese, gross $C_{W \cdot \text{BM}^{-1}} = 2.55v^2 - 6.43v + 7.90$ ($r^2 = 0.99$; $P < 0.01$), with v the walking speed. Significant differences between obese and normal-weight subjects at a given speed: * $P < 0.05$; ** $P < 0.01$. ANOVA results are reported in the text.

discrepancy was due to the normalization by $\text{BM}^{0.67}$ ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-0.67} \cdot \text{m}^{-1}$) in our study, which attributed less importance to the greater BM of obese, thus amplifying the differences in net $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$ between the two groups. Furthermore, although this normalization seems mathematically more appropriate (7, 42), the physiological or biomechanical explanations of this normalization by $\text{BM}^{0.67}$ is still debated (1, 31).

This difference in net $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$ was related to body composition of the subjects since the variance in percent body fat explained 46% of the variance in net $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$. This result is in agreement with those of Browning et al. (4) in adult subjects ($r^2 = 0.45$). However, in our study, the variance in net $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$ cannot be totally attributed to the lower standing metabolic rate decrease caused by the increase in fat mass, because gross $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$ was also slightly related to percent body fat ($r^2 = 0.25$ at 1.25 m/s; $P < 0.01$). Consequently, in obese adolescents, the increase in net $C_{W \cdot \text{BM}^{-0.67}}$ with increasing percent fat mass must be explained by other factors.

Table 3. Total kinetic and potential energy fluctuations vs. walking speed for obese and normal-weight subjects

Speed, m/s	Total Kinetic Energy Fluctuations, $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$		Potential Energy Fluctuations, $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$	
	Obese	Normal weight	Obese	Normal weight
0.75	$0.479 \pm 0.075^*$	0.412 ± 0.060	0.430 ± 0.099	0.418 ± 0.051
1.0	0.578 ± 0.085	0.550 ± 0.056	0.510 ± 0.104	0.510 ± 0.051
1.25	0.647 ± 0.094	0.641 ± 0.045	0.615 ± 0.110	0.561 ± 0.049
1.5	0.744 ± 0.128	0.759 ± 0.073	0.653 ± 0.105	0.659 ± 0.083

Values are means \pm SD. *Significant differences between obese and normal-weight subjects ($P < 0.05$).

Regarding mechanical factors, our values of W_{ext} and recovery of mechanical energy in normal-weight subjects were in agreement with those of Schepens et al. (33) in 11- to 12-yr-old normal-weight subjects. These factors for obese subjects, as well as M-L COM displacement for both groups, could not be compared with other studies since no such data are available to our knowledge. As hypothesized, M-L COM displacement was twice as great in obese as in normal-weight subjects. Moreover, the variance in percent body fat explained 64% of the variance in M-L COM displacement, likely due to the excessive amount of adipose tissue in the thighs, which could compel obese subjects to walk with greater step widths. However, contrary to what was hypothesized, despite M-L COM displacement being greater in obese than in normal-weight subjects, W_{ext} ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$) was similar between the two groups, and the variance in percent body fat did not explain the variance in W_{ext} . Our most likely explanation is that, although M-L kinetic energy fluctuations were three times greater in obese subjects, they accounted for only 3 and 10% of the total kinetic energy fluctuations in normal-weight and obese subjects, respectively. Moreover, obese and normal-weight subjects conserved the same percentage of COM mechanical energy by inverted pendulum energy exchange despite the greater M-L COM displacement in obese subjects. The recovery of mechanical energy was calculated from the 3D (vertical, forward, and M-L) kinetic energy fluctuations, and the greater M-L COM displacement induced a greater amount of kinetic energy available to convert into gravitational potential energy, as shown during penguin walking by Griffin and Kram (18). This greater M-L COM displacement could be considered mechanically inexpensive because it did not induce an increase in W_{ext} .

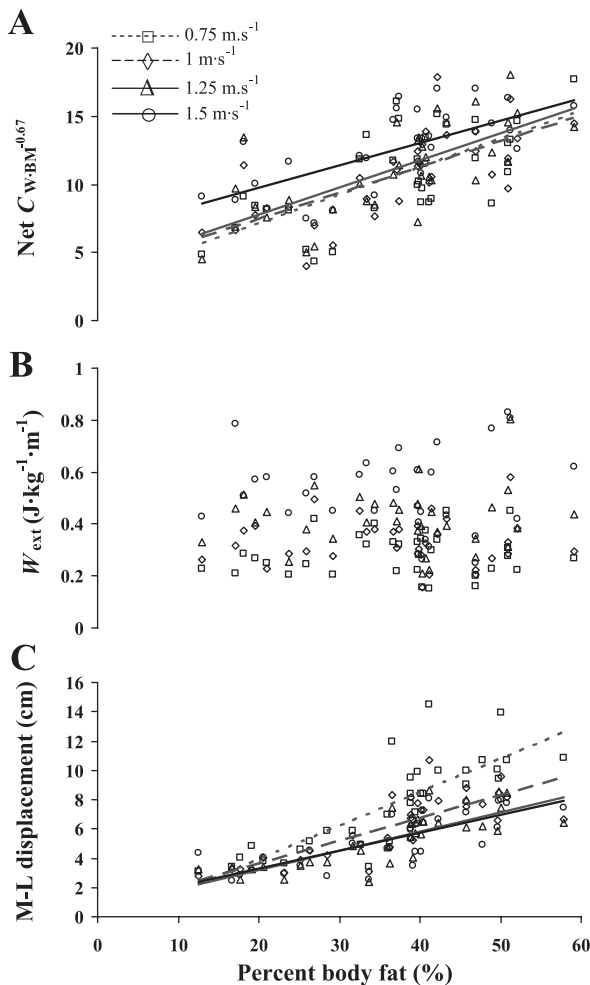


Fig. 2. Relationship between percent body fat and $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ (A), W_{ext} (B), and mediolateral center of mass displacement at various walking speeds (C): \square , 0.75 m/s; \diamond , 1 m/s; \triangle , 1.25 m/s; \circ , 1.5 m/s. The four lines represent least squares linear regressions for each speed. Linear regressions were significant at all speeds for net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ (r^2 ranging from 0.43 to 0.49; $P < 0.01$) and the mediolateral center of mass displacement (r^2 ranging from 0.60 to 0.67; $P < 0.01$), but not for W_{ext} ($r^2 < 0.02$; $P > 0.57$).

($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$). There was no significant correlation between W_{ext} and net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ or between percent body fat and W_{ext} . Consequently, the higher net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ in obese subjects was not due to a higher W_{ext} . Based on our values for W_{ext} , one can assume that similar muscular work was performed to lift and accelerate the COM by both obese and normal-weight subjects, but greater net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ was expended by the obese subjects. As a result, mechanical efficiency was greater in normal-weight than in obese subjects. However, it may be premature to conclude that muscular efficiency was impaired, because the mechanical work has been only partially quantified.

Surprisingly, the variance in M-L COM displacement explained on average 49% of the variance in net $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$, but this relationship could be explained neither by W_{ext} nor by the recovery of mechanical energy (both parameters being similar between the two groups). An explanation could be that greater M-L COM displacement may have induced modifications of the walking pattern that were not (or not accurately enough) quantified through our measurement of W_{ext} . This hypothesis is supported by the results of the study of Browning and Kram (5)

who reported greater M-L GRF over longer stance time generated by obese subjects' greater step width. Thus we can presume the greater M-L COM displacement observed in our study to be generated by greater step width. Donelan et al. (12) have shown both theoretically and experimentally that, in normal-weight subjects, the rate of mechanical work and net metabolic rate (W/kg) increased with the square of step width values above the preferred width. However, in their study, the mechanical work was assessed by the "individual limbs method" (13), which quantifies, in addition to W_{ext} , an internal mechanical work performed during the double contact phase ($W_{int,dc}$).

During walking, the total mechanical work is the sum of W_{ext} and an internal work (W_{int}) that does not directly come from the COM movements. Only a certain amount of this W_{int} can be measured through 1) the work done to accelerate the limbs relative to the COM and 2) $W_{int,dc}$ performed by the lower limbs when the back leg recovers the energy absorbed by the braking front leg during the double contact period, which generates forces produced by one lower limb against the other. The latter phenomenon is necessary to redirect the COM velocity from one pendular arc to the next one, and thus maintain a constant walking speed (13). This $W_{int,dc}$ is not accounted for by the traditional combined limbs measurement of W_{ext} used in this study (8) because it only takes into account the net (sum of positive and negative) work done by the lower limbs during the double contact phase.

Last and more importantly, Donelan et al. (12) reported 1) that greater step widths generated an increase in $W_{int,dc}$ without change in W_{ext} and 2) that this increase in $W_{int,dc}$

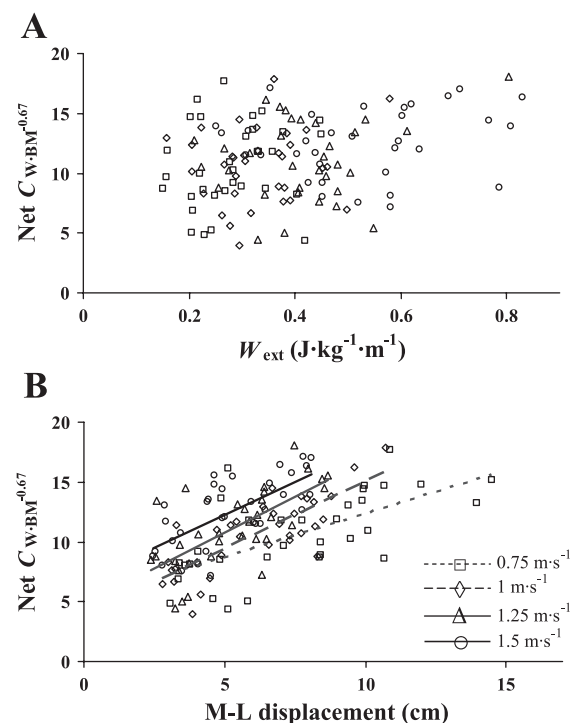


Fig. 3. Relationship between external mechanical work (W_{ext} ; A) and mediolateral center of mass displacement and the net metabolic cost of walking $C_{W \cdot BM^{-0.67}}$ (B; $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) at various walking speeds: \square , 0.75 m/s; \diamond , 1 m/s; \triangle , 1.25 m/s; \circ , 1.5 m/s. The four lines represent least squares linear regressions for each speed. Linear regressions were significant at all speeds for mediolateral center of mass displacement (r^2 ranging from 0.42 to 0.61; $P < 0.01$) but not for W_{ext} ($r^2 < 0.05$; $P > 0.23$).

induced a proportional increase in net metabolic rate. Thus, when our data are considered, obese subjects walking with greater step width (as revealed by the greater M-L COM displacement) could have produced higher $W_{\text{int,dc}}$ due to higher forces produced by one lower limb against the other during the double contact phase. Therefore, higher muscle forces could require an additional metabolic energy (hence a higher net $C_{W \cdot BM^{-67}}$) with no parallel increase in W_{ext} . This possibility is supported by the significant correlation found between M-L COM displacement and net $C_{W \cdot BM^{-67}}$, as well as by the lack of differences in W_{ext} observed between obese and normal-weight subjects.

This greater M-L COM displacement and the wider step width in obese subjects (5) could also be due to the reduced postural stability observed in this population (25). Donelan et al. (14) have shown in normal-weight subjects that body lateral motion was partially stabilized via medio-lateral foot placement, and thus lateral instability could affect the choice of the preferred step width. In their study, external stabilization induced a decrease in preferred step width and a concomitant lower cost of the step-to-step transition, resulting in a 6% decrease in net metabolic rate (W/kg). Our results showed that percent body fat had more of an effect on M-L COM displacement at slow speeds (Figs. 1E and 2C show greater slopes at the slowest speeds). This could be due in obese subjects to a decrease in lateral stability with the decreasing speed, requiring a greater step width and thus a greater M-L COM displacement. The wider step and M-L COM displacement accompanied by higher muscle activations (14) could have induced the higher net $C_{W \cdot BM^{-67}}$ observed at slow speeds, which could be supported by the greater slopes at the slowest speeds observed in the $C_{W \cdot BM^{-67}}$ -percent body fat relationships (Fig. 2A). Moreover, walking with a wider step width and heavier legs could also induce a higher cost of the lateral leg swing circumduction (35), which could partly explain the higher net $C_{W \cdot BM^{-67}}$ in obese subjects.

Field measurement with an inertial/gyroscope sensor was performed to accurately investigate obese adolescents natural walking but presented some limitations. Indeed, in the present study, $W_{\text{int,dc}}$ could not be calculated because we used this measurement method. Moreover, in the validation study of Meichtry et al. (26), the authors noticed an overestimation of W_{ext} ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$) and 3D displacements. This fact could be due to the level and the attachment type of the sensor and to the uncorrected instantaneous sensor orientation. As recommended by these authors, in the present study, a tri-axial accelerometer equipped with a gyroscope was used to reposition the 3D accelerations in the earth reference system. Moreover, the sensor was firmly taped with a wide adhesive strap to limit the sensor movement associated with the skin movements (and underlying tissue) as much as possible.

In conclusion, we found that, in natural walking conditions, net metabolic cost of walking (normalized by either $BM^{0.67}$ or BM) was greater in obese adolescents and related to the percent body fat of the subjects. We observed significant changes in the mechanical walking pattern in obese compared with normal-weight subjects, in particular a greater mediolateral center of mass displacement associated with greater step widths. This greater mediolateral center of mass displacement did not correspond with greater external mechanical work as measured in this study. However, the greater net metabolic cost of walking

in obese subjects may be partially explained by the increased step-to-step transition cost (i.e., the internal work occurring during the double contact phase) associated with wide gait. Therefore, future studies are needed to understand whether the greater net metabolic cost of walking by obese individuals is a result of their greater step widths and an associated increase in individual limb work during the double contact phase.

ACKNOWLEDGMENTS

We thank the subjects for the commitment they gave to this study, and Michel Taillardat and the staff of Romagnat Children's Medical Center (CMI, Centre Médical Infantile) for their collaboration on this study. We are also most grateful to Guillaume Millet for the revision of the manuscript.

GRANTS

This research program was supported by French Auvergne and Rhône-Alpes Regions thanks to the European Regional Development Funds.

REFERENCES

- Alexander RM. Models and the scaling of energy costs for locomotion. *J Exp Biol* 208: 1645–1652, 2005.
- Bouchard C, Despres JP, Tremblay A. Exercise and obesity. *Obes Res* 1: 133–147, 1993.
- Brockway JM. Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man. *Hum Nutr Clin Nutr* 41: 463–471, 1987.
- Browning RC, Baker EA, Herron JA, Kram R. Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *J Appl Physiol* 100: 390–398, 2006.
- Browning RC, Kram R. Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1632–1641, 2007.
- Browning RC, Kram R. Energetic cost and preferred speed of walking in obese vs. normal weight women. *Obes Res* 13: 891–899, 2005.
- Butte NF, Puyau MR, Vohra FA, Adolph AL, Mehta NR, Zakeri I. Body size, body composition, and metabolic profile explain higher energy expenditure in overweight children. *J Nutr* 137: 2660–2667, 2007.
- Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 39: 174–179, 1975.
- Cavagna GA, Heglund NC, Taylor CR. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 233: R243–R261, 1977.
- Cole TJ, Bellizzi MC, Flegal KM, Dietz WH. Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: international survey. *BMJ* 320: 1240–1243, 2000.
- DeJaeger D, Willems PA, Heglund NC. The energy cost of walking in children. *Pflügers Arch* 441: 538–543, 2001.
- Donelan JM, Kram R, Kuo AD. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proc Biol Sci* 268: 1985–1992, 2001.
- Donelan JM, Kram R, Kuo AD. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *J Exp Biol* 205: 3717–3727, 2002.
- Donelan JM, Shipman DW, Kram R, Kuo AD. Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. *J Biomech* 37: 827–835, 2004.
- Duffield R, Dawson B, Pinnington HC, Wong P. Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *J Sci Med Sport* 7: 11–22, 2004.
- Erselcan T, Candan F, Saruhan S, Ayca T. Comparison of body composition analysis methods in clinical routine. *Ann Nutr Metab* 44: 243–248, 2000.
- Grabowski A, Farley CT, Kram R. Independent metabolic costs of supporting body weight and accelerating body mass during walking. *J Appl Physiol* 98: 579–583, 2005.
- Griffin TM, Kram R. Penguin waddling is not wasteful. *Nature* 408: 929, 2000.
- Janz KF, Burns TL, Witt JD, Mahoney LT. Longitudinal analysis of scaling VO_2 for differences in body size during puberty: the Muscatine Study. *Med Sci Sports Exerc* 30: 1436–1444, 1998.
- Karason K, Lindroos AK, Stenlof K, Sjostrom L. Relief of cardiorespiratory symptoms and increased physical activity after surgically induced weight loss: results from the Swedish Obese Subjects study. *Arch Intern Med* 160: 1797–1802, 2000.

21. **Lazzer S, Boirie Y, Bitar A, Montaurier C, Vernet J, Meyer M, Vermorel M.** Assessment of energy expenditure associated with physical activities in free-living obese and nonobese adolescents. *Am J Clin Nutr* 78: 471–479, 2003.
22. **Maffei C, Schutz Y, Schena F, Zaffanello M, Pinelli L.** Energy expenditure during walking and running in obese and nonobese prepubertal children. *J Pediatr* 123: 193–199, 1993.
23. **Maffei C, Zaffanello M, Pinelli L, Schutz Y.** Total energy expenditure and patterns of activity in 8–10-year-old obese and nonobese children. *J Pediatr Gastroenterol Nutr* 23: 256–261, 1996.
24. **Malatesta D, Vismara L, Menegoni F, Galli M, Romei M, Capodaglio P.** Mechanical external work and recovery at preferred walking speed in obese subjects. *Med Sci Sports Exerc* 41: 426–434, 2009.
25. **McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Ward DS.** Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Arch Phys Med Rehabil* 81: 484–489, 2000.
26. **Meichtry A, Romkes J, Gobelet C, Brunner R, Muller R.** Criterion validity of 3D trunk accelerations to assess external work and power in able-bodied gait. *Gait Posture* 25: 25–32, 2007.
27. **Nantel J, Brochu M, Prince F.** Locomotor strategies in obese and non-obese children. *Obesity (Silver Spring)* 14: 1789–1794, 2006.
28. **Norman AC, Drinkard B, McDuffie JR, Ghorbani S, Yanoff LB, Yanovski JA.** Influence of excess adiposity on exercise fitness and performance in overweight children and adolescents. *Pediatrics* 115: e690–e696, 2005.
29. **Pfau T, Witte TH, Wilson AM.** A method for deriving displacement data during cyclical movement using an inertial sensor. *J Exp Biol* 208: 2503–2514, 2005.
30. **Ravussin E, Gautier JF.** Metabolic predictors of weight gain. *Int J Obes Relat Metab Disord* 23, Suppl 1: 37–41, 1999.
31. **Rogers DM, Olson BL, Wilmore JH.** Scaling for the $\dot{V}O_2$ -to-body size relationship among children and adults. *J Appl Physiol* 79: 958–967, 1995.
32. **Rubenson J, Helms DB, Maloney SK, Withers PC, Lloyd DG, Fournier PA.** Reappraisal of the comparative cost of human locomotion using gait-specific allometric analyses. *J Exp Biol* 210: 3513–3524, 2007.
33. **Schepens B, Bastien GJ, Heglund NC, Willems PA.** Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J Exp Biol* 207: 587–596, 2004.
34. **Seres L, Lopez-Ayerbe J, Coll R, Rodriguez O, Vila J, Formiguera X, Alastrue A, Rull M, Valle V.** Increased exercise capacity after surgically induced weight loss in morbid obesity. *Obesity (Silver Spring)* 14: 273–279, 2006.
35. **Shipman DW, Donelan JM, Kram R, Kuo AD.** Metabolic cost of lateral leg swing in human walking. In: *World Congress of Biomechanics*. Calgary, Alberta, Canada. 2002.
36. **Slaughter MH, Lohman TG, Boileau RA, Horswill CA, Stillman RJ, Van Loan MD, Bembien DA.** Skinfold equations for estimation of body fatness in children and youth. *Hum Biol* 60: 709–723, 1988.
37. **Spyropoulos P, Pisciotto JC, Pavlou KN, Cairns MA, Simon SR.** Biomechanical gait analysis in obese men. *Arch Phys Med Rehabil* 72: 1065–1070, 1991.
38. **Volpe Ayub B, Bar-Or O.** Energy cost of walking in boys who differ in adiposity but are matched for body mass. *Med Sci Sports Exerc* 35: 669–674, 2003.
39. **Wearing SC, Hennig EM, Byrne NM, Steele JR, Hills AP.** The biomechanics of restricted movement in adult obesity. *Obes Rev* 7: 13–24, 2006.
40. **White CR, Seymour RS.** Allometric scaling of mammalian metabolism. *J Exp Biol* 208: 1611–1619, 2005.
41. **World Health Organization.** *Obesity: Preventing and Managing the Global Epidemic. Report of a WHO Consultation on Obesity WHO Technical Report Series 894.* Geneva: World Health Organization, 2000.
42. **Zakeri I, Puyau MR, Adolph AL, Vohra FA, Butte NF.** Normalization of energy expenditure data for differences in body mass or composition in children and adolescents. *J Nutr* 136: 1371–1376, 2006.
43. **Zijlstra W, Hof AL.** Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture* 18: 1–10, 2003.

Pound for pound: Working out how obesity influences the energetics of walking

Raymond C. Browning¹ and Rodger Kram²

¹Department of Health and Exercise Science, Colorado State University, Fort Collins; and ²Department of Integrative Physiology, University of Colorado, Boulder, Colorado

Submitted 8 April 2009; accepted in final form 8 April 2009

Childhood and adult obesity are both serious health problems that are catalyzed by inadequate physical activity and the resulting chronic energy imbalance. For most people, walking consumes more metabolic energy than any other daily activity. Thus it is important to understand the energetic cost of walking for obese persons. Recently, physiologists have quantified the greater metabolic cost of walking by obese children and adults, and when the rates of energy consumption are expressed per kilogram of body mass, they are only modestly greater for obese vs. lean individuals.

One could argue that this relatively small increase in energy consumption is surprising because biomechanically there are many reasons to expect that the cost of walking would be dramatically greater for obese individuals. Obese persons of course have heavier legs, walk with greater step width (2, 12), and have greater lateral leg swing (hip circumduction) (12). The extra cost of those factors can be inferred from experiments that attached lead weights to the legs of lean persons (3) and others that enforced wide steps (9) and lateral leg swing. All told, we would predict that a 50-kg lean person loaded with lead on their thighs to match the fat mass carried on the thighs of a 100-kg obese person, who walked with 30% wider steps and with an equivalent amount of circumduction would consume 80% more metabolic energy! One explanation for why obese persons do not actually use that much more energy could be that, as a person becomes obese, they learn to walk in a way that reduces the mechanical work required to lift, lower, accelerate, and decelerate their center of mass. That possibility is suggested by the wonderful discovery that African women can carry loads atop their heads of 20% of their body weight without additional metabolic cost. By some reckoning, that feat is accomplished by more skillful exchange of kinetic and gravitational potential energy so as to avoid the need for additional mechanical work (8). This exchange of mechanical energy is termed the inverted pendulum mechanism. Three different groups of biomechanists have recently tried to understand whether obese walkers also minimize the mechanical work of walking via the inverted pendulum mechanism.

In this issue of the *Journal of Applied Physiology*, a comprehensive study by Peyrot et al. (11) reports that, compared with their lean peers, obese adolescent boys and girls consumed 25% more metabolic energy per kilogram body mass to walk a given distance ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$). That figure is the average for four different speeds; the difference diminished to just 15% at a typical walking speed (1.5 m/s). The metabolic cost of walking was calculated as the total rate of energy consumption

minus the metabolic cost of standing (i.e., they are “net” values). Although debatable, net values eliminate differences in the baseline metabolic rate and thus focus on the metabolic cost of walking itself. To try to uncover a biomechanical reason for the only slightly more expensive walking, Peyrot et al. attached an inertial accelerometer-gyroscope device to subjects near their body center of mass. With careful calibration, they used these newly developed devices to track the three-dimensional accelerations of the center of mass. Subsequently, the acceleration data were numerically integrated to determine the velocity and displacements of the center of mass and thus allow the calculation of the mechanical work performed. The authors hypothesized that, compared with lean controls, the obese adolescents would perform a disproportionately greater amount of work due to greater medio-lateral movements. However, despite two times greater lateral displacements of the center of mass with each step, the total mechanical work performed on the center of mass was not different. That was in part because medio-lateral work comprises only a small fraction of total work performed on the center of mass. Bottom line is, the calculated mechanical work did not explain the greater metabolic cost of walking for obese adolescents.

A similar story has recently emerged for obese adults. In 2006, we were surprised to find that obese women and men have net metabolic costs of walking that are only 10–12% greater than lean adults (1). Then, in the February 2009 issue of *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Malatesta et al. (10) measured the mechanical work performed by obese and lean adults while walking at their respective preferred speeds. They optically tracked the movements of a marker placed near the center of mass and used the classic combined limbs method of calculating work (5). Just like Peyrot et al., the Malatesta group found no differences in the mechanical work ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$). Thus the idea that obese people walk with the unique grace of African women head-load carriers was dispelled.

Faced with similarly enigmatic results, both Peyrot et al. and Malatesta et al. suggested a methodological problem. Neither group used the forceplatform-based individual limbs method (ILM) technique (9). Thus they could not detect possible differences in the mechanical work that is “wasted” when the leading and trailing legs fight each other during the double support phase of walking (when both feet are on the ground). But in March, our own group presented data that quashed that idea as well (4). Using a three-dimensional ILM approach, we also found no differences in the mechanical work performed ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$) between obese and lean subjects walking across a range of speeds.

Address for reprint requests and other correspondence: R. Browning, Dept. of Health and Exercise Science, 215C Moby B Complex, Colorado State Univ., Ft. Collins, CO 80523-1582 (e-mail: browning@cahs.colostate.edu).

What explanations remain viable? One possibility is that obese persons perform a typical amount of mechanical work but somehow reduce the cost of supporting body weight. Devita and Hortobagyi (6) found that a mixed group of moderate and extremely obese persons walked with straighter knees, which would reduce the muscular forces required. However, we did not corroborate that finding in a group limited to moderately obese persons (2). Another possibility is that obese persons somehow gradually adapt as their legs grow more massive so that the cost of leg swinging is mollified. Finally, one could argue that perhaps we should actually expect only a slightly greater energy consumption for obese walking. When lean adults walk with lead weights wrapped around their waists (i.e., acutely simulating obesity), the energy consumption per kilogram total mass (body plus load) is similar to that reported for obese adults (3). This suggests that total mass is the primary determinant of metabolic cost. Further support for this idea is that sagittal plane leg swing is a relatively small component ($\sim 10\%$) of the metabolic cost of walking (7), and even with heavier legs that swing wider, we should only expect this to moderately increase the cost of walking.

Before closing, we do not wish to mislead a casual reader into thinking that obese persons must walk just as far to burn an absolute amount of energy (calories). Indeed not. Compared with a lean 50-kg person, a 100-kg obese person requires more than twice as much energy (or twice as many calories) to walk a kilometer (or mile). The problem is that we do not yet understand why it does not cost even more.

REFERENCES

1. **Browning RC, Baker EA, Herron JA, Kram R.** Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *J Appl Physiol* 100: 390–398, 2006.
2. **Browning RC, Kram 2007 R.** Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1632–1641, 2007.
3. **Browning RC, Modica JR, Kram R, Goswami A.** The effects of adding mass to the legs on the energetics and biomechanics of walking. *Med Sci Sports Exerc* 39: 515–525, 2007.
4. **Browning RC, McGowan CP, Kram R.** Obesity does not increase external mechanical work during walking. Proceedings of the 14th Annual Meeting of Gait and Clinical Movement Analysis Society. Denver, CO: Gait and Clinical Movement Analysis Soc., 2009, p. 276–277.
5. **Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R.** External work in walking. *J Appl Physiol* 18: 1–9, 1963.
6. **DeVita P, Hortobagyi T.** Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *J Biomech* 36: 1355–1362, 2003.
7. **Gottschall JS, Kram R.** Energy cost and muscular activity required for leg swing during walking. *J Appl Physiol* 99: 23–30, 2005.
8. **Heglund NC, Willems PA, Penta M, Cavagna GA.** Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature* 375: 52–54, 1995.
9. **Kuo AD, Donelan JM, Runia A.** Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exerc Sport Sci Rev* 33: 88–97, 2005.
10. **Malatesta D, Vismara L, Menegoni F, Galli M, Romei M, Capodaglio P.** Mechanical external work and recovery at preferred walking speed in obese subjects. *Med Sci Sports Exerc* 41: 426–434, 2009.
11. **Peyrot N, Thivel D, Isacco L, Morin JB, Duche P, Belli A.** Do gait mechanical parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *J Appl Physiol* (February 26, 2009). doi:10.1152/jappphysiol.91240.2008.
12. **Spyropoulos P, Pisciotto JC, Pavlou KN, Cairns MA, Simon SR.** Biomechanical gait analysis in obese men. *Arch Phys Med Rehabil* 72: 1065–1070, 1991.

Annexe II : Article 2 :

Peyrot N, Morin JB, Thivel D, Isacco L, Taillardat M, Belli A, & Duché P. (2009)

**Mechanical work and metabolic cost of walking after weight loss
in obese adolescents**

Soumis dans Med Sci Sports Exerc.

Mechanical work and metabolic cost of walking after weight loss in obese adolescents

Nicolas PEYROT¹, Jean-Benoit MORIN¹, David THIVEL², Laurie ISACCO², Michel TAILLARDAT³, Alain BELLI¹, Pascale DUCHE²

¹ Laboratory of Exercise Physiology (EA 4338), University of Saint-Étienne and Lyon, France

² Laboratory of Exercise Biology (BAPS), Blaise Pascal University, Clermont-Ferrand, France

³ Children medical center of Romagnat (CMI), France

Corresponding author:

Nicolas Peyrot

Laboratoire de Physiologie de l'Exercice, Médecine du Sport – Myologie,
CHU Bellevue, 42055 SAINT-ETIENNE Cedex 02, France

Tel: +33 4 77 12 07 33

Fax: +33 4 77 12 72 29

E-mail: nicolas.peyrot@univ-st-etienne.fr

Running title: Weight loss and cost of walking

Disclosure statement:

No fund was received for this study from National Institutes of Health (NIH); Wellcome Trust; Howard Hughes Medical Institute (HHMI) or others.

ABSTRACT

Purpose: This study was performed to investigate whether changes in biomechanical parameters of walking explain the fall in net metabolic cost after weight loss in obese adolescents. **Methods:** Body composition, and metabolic and mechanical energy costs of walking at 1.25 m.s⁻¹ were assessed in 16 obese adolescents before and after a weight loss. Center of mass (COM) and foot accelerations were measured by means of two inertial sensors, and integrated twice to determine COM and foot velocities and displacements. Potential and kinetic energy fluctuations of the COM and the external mechanical work were calculated. Lateral leg swing was calculated from foot displacements. **Results:** The fall in net metabolic cost after weight loss is associated with changes in biomechanical parameters of walking. The lower lateral leg swing after weight loss does not seem to explain part of the decrease in net metabolic cost. The lower body mass seems to have induced a lower leg muscle work required to raise and accelerate the lower body mass as well as to support the lower body weight. The decrease in body mass seems also associated with a lower leg muscle work required to raise the COM due to lower vertical motions. As a result of the inverted pendulum mechanism, the decrease in vertical motions (and so in potential energy fluctuations) was probably related to the lower mediolateral kinetic energy fluctuations. Moreover, the lower amount of fat mass in the gynoid region seems related to the decrease in net metabolic cost of walking. **Conclusions:** The fall in net metabolic cost of walking after weight loss in weight reduced adolescents is associated with changes in the biomechanical parameters of walking.

Key words: obesity; composition; fat distribution; leg swing; gynoid; energy expenditure

INTRODUCTION

A aim of weight loss in obese persons is to reduce body fat and thus risk factors for metabolic syndrome (24). After weight loss, a significant amount of total daily energy expenditure is essential to maintain weight stability in weight reduced individuals (23). However, after weight loss, the energy expenditure ($\text{kJ}\cdot\text{min}^{-1}$) during walking can decrease more than one would expect from changes in body mass (15, 26, 32), due to the substantial decrease in net (gross – resting) metabolic cost of walking (net C_W , in $\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) (12, 20). By analyzing walking, a convenient form of daily physical activity recommended for weight management, we may gain insights into the biomechanical factors associated with the net metabolic cost of walking in obese and weight reduced individuals.

The net metabolic cost of walking in normal weight adults is determined by mechanical tasks such as generating force to support body weight, performing work to lift and accelerate the center of mass (W_{ext}), swinging the limbs, and maintaining stability (8, 10, 11, 16, 17). The muscle force generation required to support body weight, and the muscle work required to lift and accelerate the body as a point mass located at the center of mass (COM), make the body mass the primary determinant of net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$). Consequently, net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) is greater in obese than in normal weight subjects. However, net C_W normalized by body mass ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) is still greater in obese than in normal weight subjects. Therefore, other factors probably contribute to the high metabolic cost in obese subject (33). Previous studies have examined the external mechanical work (W_{ext}) in obese subjects (6, 28, 33) which is the primary determinant of net C_W (10, 17). The results of these studies have shown that W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) was greater in obese than in normal weight subjects, but the differences disappeared when W_{ext} was normalized by body mass ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$). This suggests that body mass is the primary determinant of W_{ext} , and that the inverted pendulum mechanism of energy exchange (allowing recovery of mechanical energy from both gravitational potential and kinetic energy fluctuations) is not impaired in obese subjects (6, 28, 33). However, although W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) is similar between obese and normal weight subjects, it explains about one half of the variance in net C_W ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) in adults (17). Thus, W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) and body mass may in part explain the variance in net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) in obese subjects. Consequently, a decrease in body mass could be the main determinant of the decrease in net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$), but without change in W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) because this factor is not altered by obesity.

Other biomechanical factors that could increase the metabolic cost of walking include greater fluctuations in medio-lateral (M-L) kinetic energy of the COM and greater lateral leg swing induced by the greater step width of obese subjects (28, 33, 38). Obese subjects are thought to walk with a wider step width to reduce the friction between the legs and/or to increase stability (38). The greater fluctuations in medio-lateral (M-L) kinetic energy of the COM (ΔE_{kl} , in $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) could require higher muscle activation and co-contraction of antagonist muscles for stabilizing the COM during M-L motions, especially during the single limb support phase. This hypothesis could explain why obese subjects typically reduce the single support duration (5, 28). Indeed, decreased single support duration could allow to decrease the energy cost of muscle force generation required to stabilize the COM and to support body weight. Furthermore, obese adult walk with wider lateral leg swing (38). Walking with an enforced wide lateral leg swing has been suggested to increase net C_W in normal weight adults by up to 30% (4). Consequently, one could expect after weight loss that weight reduced individuals decrease step width, and thus lateral leg swing and fluctuations in M-L kinetic energy. Therefore, we hypothesize that these parameters partly explain the fall in net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) observed in weight reduced individuals.

In addition, gender differences have been observed in metabolic cost of walking (net and gross) and in its decrease after weight loss in both obese adolescents and adults (4, 26). Browning et al. (4) have investigated body mass distribution in the leg region in order to

explain the 10% greater normalized net C_W in obese women, but this parameter did not explain the gender difference in net C_W . However, the main morphological gender differences lies in body fat distribution, mainly located in the abdomen and gluteal-femoral regions (18). Indeed, an android type of obesity (frequently observed in men) accounts for the accumulation of adipose tissue in the abdomen, while a gynoid type of obesity (frequently observed in women) accounts for the accumulation of adipose tissue in the gluteal-femoral region. To our knowledge, the effect of this difference in body fat distribution on C_W has not been studied. We hypothesize that net C_W ($J.m^{-1}$) could be partly related to fat mass in the gynoid region, and that the fall in net C_W ($J.m^{-1}$) with weight loss could be partly due to the lower fat mass in the gynoid region.

Our aim was double: (i) investigating the association between biomechanical parameters of the walking gait and net C_W ($J.m^{-1}$), and (ii) determining whether modifications in these biomechanical parameters associated with weight loss are responsible for the greater than expected (from the sole change in body mass) decrease in net C_W ($J.m^{-1}$) in obese adolescent boys and girls at a preset walking speed.

First, on the basis of both the existing literature and our previously described hypotheses, we expect that the major part of the variance in net C_W ($J.m^{-1}$) could be explained by body mass, W_{ext} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), single support duration, ΔE_{kl} , ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), lateral leg swing, percent body fat, and percentage of gynoid fat. Then, we hypothesized that the higher than expected (from the sole change in body mass) decrease in net C_W ($J.m^{-1}$) associated with weight loss could be explained by the changes in body mass, single support duration, ΔE_{kl} , ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), lateral leg swing, percent body fat, and percentage of gynoid fat. Since W_{ext} (when normalized by body mass) is not influenced by obesity, it should not be modified with weight loss, and thus should not explain the decrease in net C_W ($J.m^{-1}$).

METHODS

Participants

The present study included 16 obese adolescents (7 boys and 9 girls) who were involved in an obesity-management program in the children medical center of Romagnat (CMI, Centre Médical Infantile), France. None of them was regularly performing any sporting activity or receiving any medication that could interfere with their walking pattern or influence their energetic metabolism. The main inclusion criteria were age between 12 and 16 years, and body mass index (BMI, in $kg.m^{-2}$) above age and gender specific cut-off points for obesity defined by Cole et al. (9).

Subjects were housed at the medical center (except during the weekends that were spent at home) where they underwent a 12-week voluntary weight reduction program including nutritional education, caloric restriction, and physical activities, which consisted in 40-min sessions of aerobic fitness, strength-training and supervised free practice per week. Diet composition was formulated according to the French-recommended dietary allowances (29), and on average, subjects lost 1 kg per week before a stabilization phase that lasted about 2 weeks prior to leaving the center. Data of subjects who had lost less than 3% of body mass have been excluded from further analyses. The physical characteristics of the subjects before and after weight loss are presented in Table 1.

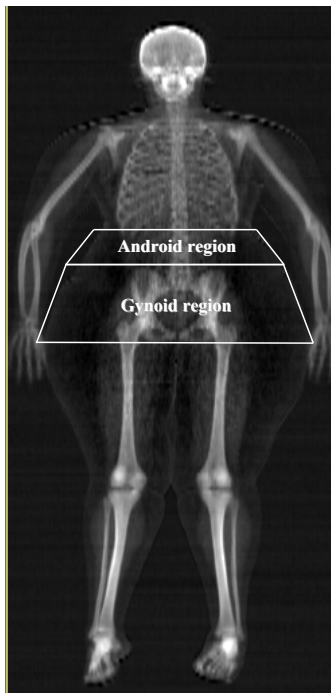
For each adolescent and his/her parents, the study was explained in detail and the written consent was obtained prior to the beginning of the study. This study was approved by the regional ethics committee, and was performed in accordance with the declaration of Helsinki II.

Experimental Procedures

Subjects were tested twice in the same conditions: the first test was done before weight loss on the first or second day of the obesity-management program, and the second during the last week of the stabilization phase. Body composition was assessed on the day of each test or on the day before.

For each subject, the standing rate of oxygen consumption ($\dot{V}O_2$) was first measured over 10 min. Then, all subjects performed five 4-min tests, walking along an athletic track lane (with 2 straight lines of 25 m), at different walking speeds (0.75, 1, 1.25, 1.5 m.s⁻¹, and at preferred walking speed) in a randomized order, separated by 5 min of rest. The slope of the track was tested every one meter and ranged from - 0.5 to + 0.5 %. The walking speed was controlled by means of markers set out every 5 m along the track, and the subjects were instructed to walk past the markers at a pace imposed by a metronome tone. An experimenter walked alongside each subject to help him/her match the required speed. Mechanical and metabolic parameters of walking were measured with two portable devices carried around the chest by the subjects. Given the high number of parameters studied, only the parameters recorded at 1.25 m.s⁻¹ (which is close to the mean preferred walking speed) were retained for analysis.

Assessment of body composition



Regional (arms, legs, trunk, gynoid and android) and total body fat and lean body mass (LBM, the mass of nonbone lean tissue) were measured by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA, QDR 4005, Hologic Inc., Bedford, MA) (14). The arms, legs and trunk regions were delineated with the use of specific anatomical landmarks as previously described by Berends et al. (2). The android region was defined inferiorly at the pelvis cut line, and superiorly above the pelvis cut line by 20% of the distance between the pelvis and neck cut (2, 27). The gynoid region was defined superiorly at the pelvis cut line, and inferiorly by a transverse cut line at the level of the lesser trochanters (Fig. 1). Percentages of total and regional body fat were calculated by dividing total and regional body fat mass by total and regional body mass, respectively. The type of obesity (android or gynoid) was estimated from the ratio of android fat (%) to gynoid fat (%).

FIGURE 1—Example of dual-energy X-ray absorptiometry scan showing the specific regions of interest corresponding to android and gynoid fat mass.

For all subjects, stature was measured to the nearest 0.5 cm using a standardized wall-mounted height board, and BMI was calculated as body mass divided by height squared.

Assessment of metabolic parameters

$\dot{V}O_2$ (ml/min) and the rate carbon dioxide production ($\dot{V}CO_2$, in ml/min) were measured using a breath-by-breath portable gas analyzer (K4b², COSMED s.r.l., Italy) that weighed less

than a kilogram and recorded and stored the data for the entire session for each subject. The K4b² unit, previously validated by Duffield et al. (13), was calibrated with standard gases before each session. Average $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ were calculated over 30s taken during the last minute of the trial where $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ were stable within $\pm 10\%$. Gross metabolic rate (W) for each 4-min test and standing metabolic rate (W) were assessed from the steady-state $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ using Brockway's standard equation (3). Standing metabolic rate (W) was divided by body mass and LBM to obtain normalized standing metabolic rate in $W \cdot kg^{-1}$ and $W \cdot kg_{LBM}^{-1}$, respectively. Gross metabolic rate (W) was divided by walking speed ($m \cdot s^{-1}$) to obtain gross C_W ($J \cdot m^{-1}$), and finally by body mass to obtain normalized gross C_W ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$). Net metabolic rate (W) was calculated by subtracting standing metabolic rate (W) from gross metabolic rate (W). Then, net metabolic rate (W) was divided by walking speed ($m \cdot s^{-1}$) to obtain net C_W ($J \cdot m^{-1}$), and finally by body mass to obtain normalized net C_W ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$).

Assessment of mechanical parameters

Mechanical parameters of walking were calculated from the three dimensional (3D) accelerations of two inertial sensors equipped with a tri-axial (three orthogonal axes) accelerometer and gyroscope (MTx, Xsens, Enschede, the Netherlands). As described by Pfau et al. (34), these inertial sensors have been validated for determining the position of an object from the sensor 3D linear accelerations during cyclical movement.

Thus, in accordance with the validation study by Meichtry et al. (30), and as previously described by Peyrot et al. (33), an inertial/gyroscope sensor (~ 0.03 kg) was taped and secured directly to the skin on the lower part of the back, facing the L3 vertebra region (close to the COM) using an adhesive strap, and was used to measure the COM accelerations. It was assumed that changes in the relative positions of the sensor and COM over time during walking may be neglected. Then, a second sensor was also taped and secured on the instep of subjects' right foot to measure 3D foot accelerations, and in turn to assess lateral leg swing from foot displacements during the swing phase of the right leg. Sabatini et al. (36) have shown that an inertial/gyroscope sensor placed on the instep of the foot allows to accurately reconstruct the sagittal trajectory of this anatomical point.

The sensors were connected to a lightweight (~ 0.3 kg) data logger carried by the subjects at the middle of the thoracic spine. Data were sampled at 100 Hz and transmitted to a computer by telemetry over the 4 minutes of the trial.

As described in detail by Pfau et al. (34), the orientation algorithm of the inertial sensors provided orientation data in the earth reference system (horizontal and magnetic North) in the form of Euler angles (roll, pitch and heading). Euler angles represent rotations of the sensor system into the earth reference system, with the magnetic North corresponding to the antero-posterior axis in our study. Thus, rotation matrices were used to reposition 3D accelerations of the two sensors in the earth reference system. Data were low-pass filtered at 30 Hz (fourth-order, zero-lag, low-pass Butterworth).

Spatiotemporal parameters. Heelstrike and toe-off were determined from forward and vertical right foot accelerations peaks, as described in detail by Jasiewicz et al. (22). Thus, stride duration (delimited by two consecutive heelstrikes) and stance duration (heelstrike to consecutive toe-off) were computed, as well as single support duration of the contralateral limb (*i.e.* right toe-off to right consecutive heelstrike). Then, stance and single support durations were expressed relatively to stride duration (%). Stride frequency (Hz) was computed as the inverse of stride duration.

COM energy fluctuations and external mechanical work. A mean stride was obtained by averaging the 3D COM accelerations of five time-normalized consecutive strides taken during the 30-second period when metabolic data was collected. Then, 3D accelerations of the mean stride were integrated twice to obtain vertical, forward and M-L COM velocities and positions, as proposed by Cavagna (7).

The total instantaneous kinetic (E_k ; in J), M-L kinetic (E_{kl} ; in J) and potential (E_p ; in J) energies of the COM were calculated as follows:

$$E_k = \frac{1}{2} m \times V^2 \quad [1]$$

$$E_{kl} = \frac{1}{2} m \times V_l^2 \quad [2]$$

$$E_p = m \times g \times h \quad [3]$$

where m is the body mass (kg), V the resultant COM velocity (m.s^{-1}) determined from its vertical, forward, and M-L components, V_l the M-L COM velocity (m.s^{-1}), g the gravitational constant, and h the vertical position of the COM. The total mechanical energy of the COM (E_{tot} ; in J) was computed as the sum of the E_k and E_p curves over the mean stride. W_{ext} (J) was calculated as the sum of the positive increments in E_{tot} , and divided by stride length and then by body mass to be expressed in J.m^{-1} and in $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$, respectively. The inverted pendulum recovery of mechanical energy of the COM was calculated according to Schepens et al. (37) as follows:

$$\text{Recovery} = 100 \times (\Delta E_k + \Delta E_p - W_{\text{ext}}) / (\Delta E_k + \Delta E_p) \quad [4]$$

where ΔE_k (J) and ΔE_p (J) are the fluctuations in kinetic and potential energy of the COM, calculated as the sum of the positive increments in E_k and E_p , respectively.

Fluctuations in M-L kinetic energy (ΔE_{kl} , in J) were also calculated as the sum of the positive increments in E_{kl} . Finally, ΔE_k , ΔE_{kl} and ΔE_p were divided by stride length and then by body mass to be expressed in J.m^{-1} and in $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$, respectively.

Lateral leg swing. Lateral leg swing of the right leg was assessed from foot displacements in the transverse plane. M-L mean foot accelerations were obtained by averaging five time-normalized consecutive M-L foot accelerations during the swing periods. Then, these M-L mean accelerations were integrated twice to obtain M-L foot positions. Lateral leg swing (m) was defined as the M-L amplitude, from medial to lateral, of the foot position during the right leg swing phase.

Statistical Analysis

Normal distribution of the data was checked by the Shapiro-Wilk normality test. Variance homogeneity between samples was tested by the F-Snedecor test. A two-way (period and gender) ANOVA with repeated measures was used to determine the effects of the period (before and after the weight reduction program), gender and their interaction (period \times gender) on body composition, and metabolic and mechanical parameters. If an interaction between the weight loss period and gender was significant, unpaired (boys vs. girls before and after weight loss) and paired (before vs. after weight loss for boys and girls) t -tests were performed.

A first multiple linear regression analysis was performed on the entire sample (pooling the data of pre- and post-weight loss conditions; $n = 32$) to determine the fraction of the variance in net C_W (J.m^{-1}) attributable to body mass, W_{ext} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), single support duration, ΔE_{kl} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), lateral leg swing, percent body fat, and percentage of gynoid fat. Beforehand, a correlation matrix had been performed between independent variables entered together into the multiple regression analysis, showing significant correlations between body

mass and percent body fat and between percent body fat and percentage of gynoid fat. To examine the effects of these variables independently, percent body fat was normalized by body mass, and percentage of gynoid fat was normalized by percent body fat. Since regression analysis involved linear regressions, body mass has been raised to the 0.67 power (33, 35, 39).

A second multiple regression analysis ($n = 16$) was performed to determine the fraction of the variance in the changes in net C_W with weight loss attributable to changes in body mass, single support duration, ΔE_{kl} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), lateral leg swing, percent body fat, percentage of gynoid fat, and ΔE_p ($J.kg^{-1}.m^{-1}$). The latter was entered in the multiple regression analysis because it was the only mechanical parameter which unexpectedly changed with weight loss.

Then, a backwards elimination criterion was used to eliminate variables that did not explain a significant amount of the variance in the dependent variable. Last, the adjusted r -squared, which takes into account the number of independent variables included in the multiple regression model, was retained to account for the fraction of the variance in the dependent variable (net C_W) attributable to changes in the independent variables (biomechanical parameters). Criterion for statistical significance was set at $P < 0.05$.

RESULTS

Body composition

The weight loss intervention program was effective for both boys and girls (Table 1). Body composition was not significantly different between boys and girls. Lean body mass tended to be higher in boys than in girls ($P = 0.052$), but did not change with weight loss in both groups.

TABLE 1. Physical characteristics and body compositions of obese adolescents before and after weight loss program

Parameters	Boys ($n = 7$)		Girls ($n = 9$)		ANOVA P values		
	Before	After	Before	After	Period	Gender	$P \times G$
Age (year)	14.0 \pm 1.2	14.3 \pm 1.2	14.7 \pm 1.9	15.0 \pm 1.9	-	-	-
Height (cm)	1.67 \pm 0.09	1.69 \pm 0.09	1.54 \pm 0.06	1.54 \pm 0.06	-	-	-
BMI (kg/m^2)	32.2 \pm 3.9	29.9 \pm 4.0	36.5 \pm 5.4	34.1 \pm 4.5	<0.001	0.083	0.999
Body mass (kg)	91.0 \pm 18.1	85.7 \pm 17.2	87.1 \pm 17.1	81.7 \pm 15.0	<0.001	0.647	0.934
Lean mass (kg)	52.7 \pm 10.7	53.2 \pm 9.0	44.4 \pm 6.1	44.2 \pm 7.2	0.742	0.052	0.480
Fat mass (kg)	36.1 \pm 11.8	30.1 \pm 12.0	40.7 \pm 15.1	35.4 \pm 13.3	<0.001	0.472	0.581
Fat mass (%)	39.3 \pm 7.0	34.5 \pm 7.5	45.5 \pm 9.2	42.3 \pm 9.7	<0.001	0.125	0.150

Values are means \pm SD. ANOVA P values represent the main effects of period (P) and gender (G), and interaction effect ($P \times G$). BMI, body mass index; Lean mass, the mass of nonbone lean tissue.

Fat percentage in the different regions (trunk, android, and gynoid) decreased significantly in both boys and girls after weight loss (Table 2), except for fat percentage in the legs in girls (t test, $P = 0.25$). There was no significant difference in fat percentage in the android and gynoid region between boys and girls. Android-to-gynoid fat ratio did not change significantly with weight loss, and was not significantly different between boys and girls (Table 2).

TABLE 2. Percentage of fat in the regions of interest of obese adolescents before and after weight loss program

Parameters	Boys (n = 7)		Girls (n = 9)		ANOVA P values		
	Before	After	Before	After	Period	Gender	P × G
Leg fat (%)	45.9 ± 7.3	41.0 ± 7.8	50.3 ± 10.9	49.0 ± 12.1	<0.001	0.238	0.012
Trunk fat (%)	34.8 ± 8.6	29.6 ± 8.9	42.4 ± 8.3	37.5 ± 8.1	<0.001	0.084	0.858
Android fat (%)	39.9 ± 5.9	36.2 ± 7.2	46.3 ± 6.7	42.5 ± 7.3	<0.001	0.080	0.912
Gynoid fat (%)	41.8 ± 9.3	37.0 ± 9.6	47.8 ± 7.9	45.2 ± 8.3	<0.001	0.122	0.124
Android/gynoid fat	0.98 ± 0.16	1.00 ± 0.15	0.98 ± 0.13	0.95 ± 0.15	0.916	0.749	0.209

Values are means ± SD. ANOVA P values represent the main effects of period (P) and gender (G), and interaction effect (P × G).

Metabolic cost of walking

Net C_W ($J.m^{-1}$) and net C_W normalized per kg of body mass decreased significantly after weight loss in both boys and girls (Table 3). There was no significant difference between boys and girls in net C_W (in $J.m^{-1}$ or in $J.kg^{-1}.m^{-1}$) and in its changes associated with weight loss.

TABLE 3. Metabolic parameters of obese adolescents before and after weight loss program

Parameters	Boys (n = 7)		Girls (n = 9)		ANOVA P values		
	Before	After	Before	After	Period	Gender	P × G
Metabolic rate (W)	111 ± 29	125 ± 26	101 ± 22	109 ± 25	0.085	0.275	0.586
Metabolic rate ($W.kg^{-1}$)	1.21 ± 0.20	1.49 ± 0.33	1.19 ± 0.30	1.36 ± 0.38	0.004	0.622	0.450
Metabolic rate ($W.kg_{LBM}^{-1}$)	2.10 ± 0.41	2.37 ± 0.46	2.27 ± 0.38	2.51 ± 0.67	0.062	0.492	0.891
<i>Walking at 1.25 m.s⁻¹</i>							
Gross C_W ($J.m^{-1}$)	330 ± 78	316 ± 72	326 ± 54	292 ± 70	0.049	0.668	0.401
Gross C_W ($J.kg^{-1}.m^{-1}$)	3.63 ± 0.57	3.71 ± 0.57	3.77 ± 0.32	3.57 ± 0.52	0.675	0.977	0.322
Net C_W ($J.m^{-1}$)	241 ± 59	216 ± 57	245 ± 57	205 ± 61	0.005	0.895	0.449
Net C_W ($J.kg^{-1}.m^{-1}$)	2.66 ± 0.49	2.52 ± 0.36	2.82 ± 0.39	2.48 ± 0.42	0.047	0.714	0.405

Values are means ± SD. ANOVA P values represent the main effects of period (P) and gender (G), and interaction effect (P × G). LBM, lean body mass; C_W , metabolic cost of walking.

The first multiple linear regression analysis used to put forward the determinants of net C_W ($J.m^{-1}$) contained five variables all positively correlated: body mass, W_{ext} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), single support duration, percent body fat, and percentage of gynoid fat. This five-variable model explained over 77% of the variance in net C_W ($J.m^{-1}$) ($r = 0.90$, $F = 22.1$, $P < 0.001$, $n = 32$). Lateral leg swing and ΔE_{kl} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) did not explain a significant part of the variance in net C_W ($J.m^{-1}$).

The second multiple linear regression analysis used to put forward the determinants of net C_W changes associated with weight loss contained six variables positively correlated: the changes in body mass, ΔE_{kl} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), ΔE_p ($J.kg^{-1}.m^{-1}$), single support duration, percent body fat, and percentage of gynoid fat. This six-variable model explained 65% of the changes in net C_W with weight loss ($r = 0.89$, $F = 5.6$, $P < 0.012$, $n = 16$).

Mechanical parameters

Spatiotemporal parameters. There was no significant difference in spatiotemporal parameters between boys and girls (Table 4). Stance duration (%) and single support duration (%) did not change significantly with weight loss. Stride length increased significantly in boys and girls after weight loss, and was positively correlated to subjects' stature ($r = 0.58$, $P < 0.01$). There was no significant difference in lateral leg swing (m) between boys and girls. Lateral leg swing decreased significantly after weight loss, yet this decrease was not related to changes in mass or in body composition of the lower limbs after weight loss.

TABLE 4. Spatiotemporal parameters of obese adolescents before and after weight loss program

Parameters	Boys (n = 7)		Girls (n = 9)		ANOVA P values		
	Before	After	Before	After	Period	Gender	P × G
Stance duration (%)	67.6 ± 1.2	67.6 ± 1.3	68.3 ± 1.2	68.9 ± 1.0	0.397	0.070	0.277
Single support duration (%)	32.4 ± 1.2	32.4 ± 1.3	31.7 ± 1.2	31.1 ± 1.0	0.397	0.070	0.277
Stride frequency (Hz)	0.95 ± 0.07	0.92 ± 0.05	0.99 ± 0.03	0.95 ± 0.03	0.013	0.101	0.745
Stride length (m)	1.32 ± 0.09	1.36 ± 0.08	1.26 ± 0.04	1.31 ± 0.04	0.013	0.101	0.745
Lateral leg swing (m)	0.15 ± 0.04	0.12 ± 0.02	0.13 ± 0.03	0.11 ± 0.03	0.031	0.308	0.674

Values are means ± SD. ANOVA P values represent the main effects of period (P) and gender (G), and interaction effect (P × G).

COM energy fluctuations and external mechanical work. There was no significant difference between boys and girls for all kinetic parameters of walking. When expressed in J.m^{-1} , ΔE_k , ΔE_{kl} and ΔE_p were significantly lower after weight loss ($-8.5 \pm 9.0\%$, $-22.9 \pm 17.0\%$ and $-11.4 \pm 9.9\%$, respectively; Table 5). When expressed per kg body mass, ΔE_k did not decrease significantly after weight loss, while ΔE_{kl} and ΔE_p did ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$; $-18.1 \pm 17.8\%$, $-5.8 \pm 11.0\%$, respectively; Table 5). W_{ext} (in both J.m^{-1} and $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) and recovery of mechanical energy did not change significantly after weight loss.

TABLE 5. Kinetic parameters of obese adolescents before and after weight loss program

Parameters	Boys (n = 7)		Girls (n = 9)		ANOVA P values		
	Before	After	Before	After	Period	Gender	P × G
ΔE_{kl} (J.m^{-1})	5.01 ± 2.19	3.76 ± 1.26	5.66 ± 1.82	4.21 ± 1.61	<0.001	0.531	0.693
ΔE_{kl} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$)	0.05 ± 0.02	0.04 ± 0.01	0.06 ± 0.02	0.05 ± 0.01	<0.001	0.159	0.442
ΔE_k (J.m^{-1})	62.9 ± 12.5	56.3 ± 11.8	59.7 ± 14.5	55.4 ± 14.0	0.003	0.763	0.484
ΔE_k ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$)	0.69 ± 0.07	0.66 ± 0.06	0.69 ± 0.10	0.68 ± 0.12	0.199	0.876	0.401
ΔE_p (J.m^{-1})	56.1 ± 12.5	48.9 ± 7.8	54.8 ± 7.0	48.3 ± 6.8	<0.001	0.813	0.807
ΔE_p ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$)	0.63 ± 0.12	0.58 ± 0.08	0.64 ± 0.13	0.60 ± 0.06	0.043	0.703	0.978
W_{ext} (J.m^{-1})	40.9 ± 10.2	40.3 ± 11.0	37.3 ± 13.5	34.3 ± 11.0	0.472	0.379	0.627
W_{ext} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$)	0.45 ± 0.08	0.47 ± 0.10	0.43 ± 0.14	0.41 ± 0.08	0.938	0.360	0.547
Recovery (%)	65.5 ± 7.0	61.9 ± 7.1	68.0 ± 8.6	67.5 ± 6.1	0.254	0.232	0.379

Values are means ± SD. ANOVA P values represent the main effects of period (P) and gender (G), and interaction effect (P × G). ΔE_{kl} , fluctuations in mediolateral kinetic energy; ΔE_k , fluctuations in total kinetic energy; ΔE_p , fluctuations in potential energy; W_{ext} , external mechanical work; Recovery, fraction of mechanical energy recovered.

DISCUSSION

The results of this study indicate that in obese subjects, net C_W (J.m^{-1}) is related to biomechanical parameters of walking. More importantly, after weight loss, the greater than expected (from the sole change in body mass) decrease in net C_W (J.m^{-1}) is associated with changes in biomechanical parameters of walking. However, contrary to what we hypothesized, net C_W (J.m^{-1}) was not related to lateral leg swing, and the fall in net C_W (J.m^{-1}) associated with weight loss was not related to the lower lateral leg swing. On the other hand, 75% of the variance in net C_W (J.m^{-1}) was explained by the variance in body mass, W_{ext} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), single support duration, percent body fat, and percentage of gynoid fat. Moreover, 65% of the changes in net C_W (J.m^{-1}) with weight loss were explained by changes in body mass, ΔE_{kl} ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), ΔE_p ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), single support duration, percent body fat, and percentage of gynoid fat.

The greater than expected (from the sole change in body mass) decrease in net C_W (J.m^{-1}) in obese adolescents after weight loss was consistent with the results of previous studies in obese adults (12, 20). In the present study, net C_W (J.m^{-1}) decreased by $13.3 \pm 15.4\%$, while body mass decreased by $6.0 \pm 2.2\%$, which induced a $7.8 \pm 16.0\%$ decrease in normalized net C_W ($\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$). Our metabolic and mechanical values are consistent with the values of prior studies. Thus, from the metabolic data at the other velocities, interpolated values of gross

metabolic rate ($\text{kJ}\cdot\text{min}^{-1}$) at 1.1 and 1.4 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ in the present study were similar to those reported by Lazzer et al. (25) in obese adolescents with similar body mass and composition. Moreover, values of mechanical parameters are in agreement with those recently obtained by Malatesta et al. (28) in obese adults. For example, they reported a mean value of W_{ext} of 39.5 $\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$ at the mean speed of 1.18 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, which is close to the 38.9 $\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$ measured in the present study before the weight loss program at 1.25 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. Lateral leg swing could not be compared with other studies since no such data in obese subjects are available to our knowledge.

Contrary to our hypotheses, net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) was not related to lateral leg swing, and the fall in net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) associated with weight loss was not related to the lower lateral leg swing ($\sim 11\%$). Gottschall and Kram (16) have shown in normal weight subjects that the metabolic cost of leg swing comprises only between 10 and 15% of the net C_W at 1.25 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. It is therefore possible that a wider leg swing in obese individuals could induce no change or only a moderate increase in net C_W , as shown for heavier legs (4). As a consequence, the lateral leg swing decrease seems not to be involved in the lower net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) associated with weight loss.

As hypothesized, net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) was related to body mass, and their respective decreases with weight loss were also related. The effect of body mass on net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) results from leg muscle work required to raise and accelerate this mass. Moreover, normalized W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$), which accounts for the mechanical work required to move the COM independently to body mass also explained part of the variance in net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) in obese adolescents. This result is consistent with the finding of Donelan et al. (10) in normal weight adults. Consequently, in obese subjects, the higher the body mass and the mechanical work required to move the COM per unit body mass, the higher the net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$). As expected, W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) did not change with weight loss, and was not involved in the decrease in net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$). Moreover, single support duration, during which one single leg supports body weight, was related to net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$). Changes in single support duration were also related to changes in net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) with weight loss. It has been reported that obese subjects walk with lower single support durations, and with greater sagittal-plane hip, knee, and ankle net muscle moments during this phase (5). It is therefore possible that obese subjects decrease the duration of single limb support in order to decrease the duration of the higher muscle activation required to support body weight. In addition, obesity could increase the cost of supporting body weight due to the reduced relative strength in obese compared to normal weight adults (19). This reduced strength could require a relative increase in muscle activation and in the recruitment of fast glycolytic fibers to support body weight, these fibers being less economical than slow oxidative ones (21). Thus, in weight reduced individuals, changes in single support duration, and so in muscle activation, could partly explain the changes in net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) with weight loss.

Although normalized W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) did not change with weight loss, normalized ΔE_p ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) and ΔE_{kl} ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) were lower after weight loss. Walking fundamentally involves an inverted pendulum-like mechanism that conserves mechanical energy. Vertical motions of the COM, and so ΔE_p ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$), allow pendulum-like exchange between potential and kinetic energy (8). Thus, it is possible that weight reduced individuals decreased vertical movement and so ΔE_p ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) due to the decrease in ΔE_{kl} ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) associated with weight loss. The decrease in ΔE_{kl} ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) could be related to a decrease in step width associated with an increase in stability and/or a decrease in thigh circumference with weight loss.

The decreases in ΔE_p ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) and ΔE_{kl} ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) were also both involved in the decrease in net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) associated with weight loss. Indeed, although vertical motion allows inverted pendulum energy exchange and therefore reduces the mechanical work required to accelerate the COM, some evidence suggests that the metabolic cost of raising the

COM is significant (31). Neptune et al. (31) have shown that significant muscle work is needed to raise the COM by extending the knee and hip and increasing the COM potential energy. Consequently, the decrease in ΔE_{kl} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) and therefore in ΔE_p ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) could have induced a lower muscle force generation to raise the COM, and so explained part of the decrease in net C_w ($J.m^{-1}$) associated with weight loss. Additionally, the lower ΔE_{kl} ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) could have induced a lower level of muscle activation and co-contraction of antagonist muscles for stabilizing the COM during M-L motions, especially during the single limb support phase.

Regarding body fat distribution, obese adolescent boys and girls presented similar mean values of percentage of fat in android and gynoid regions, which could be due to the pubertal status of the subjects (1, 18). Indeed, He et al. (18) have shown that gender differences in gynoid fat distribution were evident in prepuberty and late puberty, but absent in early puberty, mostly due to the variations in body fat distribution in boys during puberty. Although net C_w ($J.m^{-1}$) was related to the percentage of gynoid fat, the absence of gender effect on C_w ($J.m^{-1}$) could be due to the differences in pubertal status, and so in obesity status (android or gynoid) within boys and girls populations. This idea is supported by the similar android-to-gynoid fat ratio observed in our study between boys and girls. However, we can assume that the greater net metabolic rate ($W.kg^{-1}$) in obese adult women reported by Browning et al. (4), could be due to the gynoid obesity usually reported in women (18). In addition, our results showed that the decrease in net C_w ($J.m^{-1}$) was partly related to the decrease in percentage of gynoid fat. However, the physiological and/or biomechanical effects of fat tissue in the gynoid region, which could induce gender differences in net C_w ($J.m^{-1}$), are still not fully understood. It is possible that fat tissue in the gynoid region induced changes in other biomechanical parameters of walking.

Some methodological limitations should be addressed in this study, such as the use of inertial/gyroscope sensors. Indeed, although accelerometry is sufficiently accurate for assessing mechanical parameters of the walking gait (30, 33, 36), there are possible sources of approximations such as sensor movements induced by skin movements or variations in the positions of the sensor relatively to the COM. Moreover, normal adolescent development may have influenced the outcomes of this study. Indeed, adolescents, especially boys, grew taller during the 12-week period which could have interfered with the weight loss program itself. We can reasonably assume that without this growth effect (obviously inevitable), the weight loss program could have induced a greater decrease in body mass. Moreover, in addition to weight loss, the increase in adolescents' height may have induced changes in their walking mechanics.

It is concluded that in obese adolescents, the fall in net metabolic cost after weight loss is associated with changes in the biomechanical parameters of walking. The lower lateral leg swing after weight loss does not seem to explain part of the decrease in net metabolic cost. The main determinant of the decrease in net metabolic cost ($J.m^{-1}$) is body mass due to the lower leg muscle work required to raise and accelerate the lower body mass as well as to support the lower body weight. The decrease in body mass after weight loss also seems associated with a lower leg muscle work required to raise the center of mass due to lower vertical motions. This decrease in vertical motions seems to be related to the lower mediolateral kinetic energy fluctuations. Indeed, as vertical motions allow pendulum-like exchange between potential and kinetic energy, weight reduced individuals could reduce the potential energy available (and so vertical motions) due to the decrease in mediolateral kinetic energy fluctuations. Moreover, the lower amount of fat mass in the gynoid region, independently of the decrease in total body fat mass, seems related to the decrease in net metabolic cost of walking. Future studies are needed to confirm the relative importance of

each of the mechanical parameters put forward here, on the fall in metabolic cost of walking in weight reduced individuals.

ACKNOWLEDGMENTS

This research program was supported by French Auvergne and Rhône-Alpes Regions thanks to the European Regional Development Funds (ERDF). We thank the subjects for their commitment during this study, and the staff of the “Centre Médical Infantile” (CMI) of Romagnat for their collaboration on this study. The results of the present study do not constitute endorsement by American College of Sports Medicine

CONFLICT OF INTEREST

We declare that we have no conflict of interest.

REFERENCES

1. Aucouturier J, Meyer M, Thivel D, Taillardat M, Duche P. Effect of android to gynoid fat ratio on insulin resistance in obese youth. *Arch Pediatr Adolesc Med*. 2009;163(9):826-31.
2. Berends AL, Zillikens MC, de Groot CJ, et al. Body composition by dual-energy X-ray absorptiometry in women with previous pre-eclampsia or small-for-gestational-age offspring. *BJOG*. 2009;116(3):442-51.
3. Brockway JM. Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man. *Hum Nutr Clin Nutr*. 1987;41(6):463-71.
4. Browning RC, Baker EA, Herron JA, Kram R. Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *J Appl Physiol*. 2006;100(2):390-8.
5. Browning RC, Kram R. Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(9):1632-41.
6. Browning RC, McGowan CP, Kram R. Obesity does not increase external mechanical work per kilogram body mass during walking. *J Biomech*. 2009.
7. Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol*. 1975;39(1):174-9.
8. Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol*. 1976;262(3):639-57.
9. Cole TJ, Bellizzi MC, Flegal KM, Dietz WH. Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: international survey. *BMJ*. 2000;320(7244):1240-3.
10. Donelan JM, Kram R, Kuo AD. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *J Exp Biol*. 2002;205(Pt 23):3717-27.
11. Donelan JM, Shipman DW, Kram R, Kuo AD. Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. *J Biomech*. 2004;37(6):827-35.
12. Doucet E, Imbeault P, St-Pierre S, et al. Greater than predicted decrease in energy expenditure during exercise after body weight loss in obese men. *Clin Sci (Lond)*. 2003;105(1):89-95.
13. Duffield R, Dawson B, Pinnington HC, Wong P. Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *J Sci Med Sport*. 2004;7(1):11-22.
14. Erselcan T, Candan F, Saruhan S, Ayca T. Comparison of body composition analysis methods in clinical routine. *Ann Nutr Metab*. 2000;44(5-6):243-8.
15. Foster GD, Wadden TA, Kendrick ZV, Letizia KA, Lander DP, Conill AM. The energy cost of walking before and after significant weight loss. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27(6):888-94.
16. Gottschall JS, Kram R. Energy cost and muscular activity required for leg swing during walking. *J Appl Physiol*. 2005;99(1):23-30.
17. Grabowski A, Farley CT, Kram R. Independent metabolic costs of supporting body weight and accelerating body mass during walking. *J Appl Physiol*. 2005;98(2):579-83.
18. He Q, Horlick M, Thornton J, et al. Sex-specific fat distribution is not linear across pubertal groups in a multiethnic study. *Obes Res*. 2004;12(4):725-33.
19. Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens AL, Muls E, Brumagne S. Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 2001;25(5):676-81.
20. Hunter GR, McCarthy JP, Bryan DR, Zuckerman PA, Bamman MM, Byrne NM. Increased strength and decreased flexibility are related to reduced oxygen cost of walking. *Eur J Appl Physiol*. 2008;104(5):895-901.
21. Hunter GR, Newcomer BR, Larson-Meyer DE, Bamman MM, Weinsier RL. Muscle metabolic economy is inversely related to exercise intensity and type II myofiber distribution. *Muscle Nerve*. 2001;24(5):654-61.
22. Jasiewicz JM, Allum JH, Middleton JW, et al. Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait Posture*. 2006;24(4):502-9.

23. Kinney JM. Influence of altered body weight on energy expenditure. *Nutr Rev.* 1995;53(9):265-8.
24. Kukkonen-Harjula KT, Borg PT, Nenonen AM, Fogelholm MG. Effects of a weight maintenance program with or without exercise on the metabolic syndrome: a randomized trial in obese men. *Prev Med.* 2005;41(3-4):784-90.
25. Lazzer S, Boirie Y, Bitar A, et al. Assessment of energy expenditure associated with physical activities in free-living obese and nonobese adolescents. *Am J Clin Nutr.* 2003;78(3):471-9.
26. Lazzer S, Boirie Y, Montaurier C, Vernet J, Meyer M, Vermorel M. A weight reduction program preserves fat-free mass but not metabolic rate in obese adolescents. *Obes Res.* 2004;12(2):233-40.
27. Lee K, Lee S, Kim YJ, Kim YJ. Waist circumference, dual-energy X-ray absorptiometrically measured abdominal adiposity, and computed tomographically derived intra-abdominal fat area on detecting metabolic risk factors in obese women. *Nutrition.* 2008;24(7-8):625-31.
28. Malatesta D, Vismara L, Menegoni F, Galli M, Romei M, Capodaglio P. Mechanical external work and recovery at preferred walking speed in obese subjects. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(2):426-34.
29. Martin A. The "apports nutritionnels conseillés (ANC)" for the French population. *Reprod Nutr Dev.* 2001;41(2):119-28.
30. Meichtry A, Romkes J, Gobelet C, Brunner R, Muller R. Criterion validity of 3D trunk accelerations to assess external work and power in able-bodied gait. *Gait Posture.* 2007;25(1):25-32.
31. Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA. Muscle mechanical work requirements during normal walking: the energetic cost of raising the body's center-of-mass is significant. *J Biomech.* 2004;37(6):817-25.
32. Ohrstrom M, Hedenbro J, Ekelund M. Energy expenditure during treadmill walking before and after vertical banded gastroplasty: a one-year follow-up study in 11 obese women. *Eur J Surg.* 2001;167(11):845-50.
33. Peyrot N, Thivel D, Isacco L, Morin JB, Duche P, Belli A. Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *J Appl Physiol.* 2009;106(6):1763-70.
34. Pfau T, Witte TH, Wilson AM. A method for deriving displacement data during cyclical movement using an inertial sensor. *J Exp Biol.* 2005;208(Pt 13):2503-14.
35. Rogers DM, Olson BL, Wilmore JH. Scaling for the VO₂-to-body size relationship among children and adults. *J Appl Physiol.* 1995;79(3):958-67.
36. Sabatini AM, Martelloni C, Scapellato S, Cavallo F. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2005;52(3):486-94.
37. Schepens B, Bastien GJ, Heglund NC, Willems PA. Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J Exp Biol.* 2004;207(Pt 4):587-96.
38. Spyropoulos P, Pisciotta JC, Pavlou KN, Cairns MA, Simon SR. Biomechanical gait analysis in obese men. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991;72(13):1065-70.
39. Zakeri I, Puyau MR, Adolph AL, Vohra FA, Butte NF. Normalization of energy expenditure data for differences in body mass or composition in children and adolescents. *J Nutr.* 2006;136(5):1371-6.

Annexe III : Communication affichée :

Peyrot N, Belli A, Thivel D, Isacco L, Taillardat M, & Duché P. (2008)

Energy cost, walking pattern and weight loss in obese children

13th annual congress of the ECSS, Estoril – Portugal, 9 – 12 Juillet 2008.

Energy cost, walking pattern and weight loss in obese children

Nicolas Peyrot¹, Alain Belli¹, David Thivel², Laurie Isacco², Michel Taillardat³, Pascale Duché²

¹ UR Physiologie et Physiopathologie de l'Exercice et Handicap, Université de Saint-Étienne, Médecine du sport et Myologie - CHU Bellevue, 42055 Saint-Étienne Cedex 02, France

² Laboratoire de Biologie des Activités Physiques et Sportives (BAPS), Bâtiment de Biologie B, Complexe Universitaire des Cézeaux, 63177 Aubière Cedex, France

³ Centre Médical Infantile (CMI) de Romagnat, 3 rue de la Prugne, 63540 Romagnat, France

During walking, an excessive body mass increases load and inertia of body segments and thus mechanical energy needed to maintain a given speed. As a consequence the energy cost of walking (Cr, respectively in J/m) is higher in obese compared to non obese, in both adults (Foster et al., 1994) and children (Maffei et al., 1993). However, after weight loss in former obese adults, the relative decrease is higher for Cr than for body weight (Foster et al., 1994). More than a decrease in fat mass, it has been suggested that changes in mechanical gait pattern could be responsible for the additional reduction in energy expenditure (Foster et al. 1994) observed after weight loss. In line with this hypothesis, mechanical differences were observed during walking in obese adults (Browning and Kram, 2007) and children (McGraw et al., 2000, Nantel et al., 2006). Our aim was to further investigate both the metabolic and mechanical changes and their possible relationships, occurring after weight loss in obese children.

Ten obese children (body weight > 95th percentile) aged between 13 and 17 were explored before and after a significant body weight loss of 7% due to 4 month dieting. Fat mass (FM, in %) and fat free mass (FFM, in kg) were measured by dual-energy x-ray absorptiometry (DXA, QDR 4005, Hologic inc., Bedford, MA USA). Body mass index (BMI, in kg.m⁻²) was also calculated. Metabolic and mechanical parameters were measured during walking at 1.25 m/s. Cr was calculated from expired gas measured using a breath-by-breath portable gas analyser (K4b2, COSMED s.r.l., Italy). Tri-axial accelerometer and gyroscope (MTx, Xsens, the Netherlands) fixed at the sacro-lumbar junction was used to assess external mechanical work (Wext, in J/m) and medio-lateral displacement (MLd, in m) of the centre of mass according to Meichtry et al. (2007).

After dieting, significant (Wilcoxon tests, $P < 0.05$) decrease of FM (-22%) and BMI (7%) and increase of FFM (7%) were evidenced. Decrease in Cr (11%), Wext (15%) and MLd (4%) were also observed. Moreover, Cr and Wext were positively correlated ($P < 0.05$) both before and after dieting.

These results show that like in adults, the relative decrease is higher for Cr than for body weight. The 15% decrease in Wext, as well as the Cr and Wext link, further support the possibility that changes in mechanical gait pattern could be responsible for the additional reduction in energy expenditure observed here during walking at 1.25 m/s.

Browning RC and Kram R (2007) *Med Sci Sports Exerc.* 39:1632-41

Foster GD et al. (1994) *Med Sci Sports Exerc.* 27:888-94

Maffei C et al. (1993) *J Pediatr.* 123:193-9

McGraw B et al. (2000) *Arch Phys Med Rehabil.* 81:484-9

Meichtry A et al. (2007) *Gait & Posture.* 25:25-32

Nantel J et al. (2006) *Obesity.* 14:1789-94

Energy cost, walking pattern and weight loss in obese children

Nicolas Peyrot¹, Alain Belli¹, David Thivel², Laurie Isacco², Michel Taillardat³, Pascale Duché²

¹ Laboratory of Exercise Physiology (EA 4338), University of Saint-Étienne, France.

² Laboratory of Exercise Biology (BAPS), University of Auvergne, Clermont-Ferrand, France.

³ Infantile Medical Centre (CMI) of Romagnat, Auvergne, France.

nicolas.peyrot@univ-st-etienne.fr

INTRODUCTION

- Metabolic cost of walking (C_w , in J/m) is higher in obese children (Foster et al. 1994, Maffei et al. 1993), even normalised to body mass (BM)
- After weight loss in obese adults, C_w decreases more than BM (Foster et al. 1994)

► This may be explained by differences in mechanical gait pattern, hitherto observed in obese vs. non obese (Nantel et al. 2006)

AIM: investigate changes in both metabolic and mechanical parameters after weight loss in obese children

METHODS

Before and after a 4-month diet



10 obese children (13 to 17 years)

BMI > 95th percentile
(Cole et al., 2000)

Outdoor track

Walk at 1.25 m/s (4 min.)

BODY COMPOSITION

Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA)



Fat mass (FM), Fat Free mass (FFM) and BM

METABOLIC

Breath-by-breath portable gas analyser (K4b²)

$\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ + speed => C_w (J/m)

MECHANICAL

Tri-axial Accelerometer and Gyroscope (MTx, Xsens)
(sacro-lumbar junction)

- 3D Acceleration were integrated to obtain centre of mass velocity and displacement (Cavagna, 1975)

- W_{ext} (J/m): External mechanical work required to lift and accelerate the body centre of mass (COM_B)

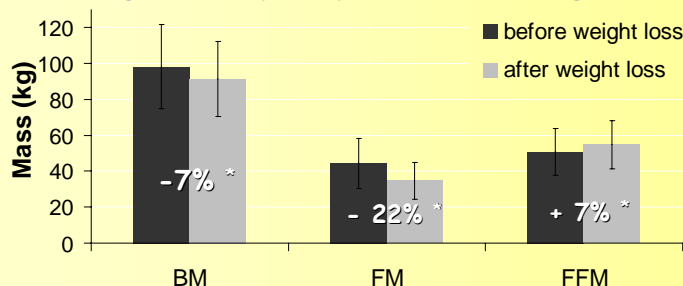
- COM_B X-range (cm): Mediolateral displacement



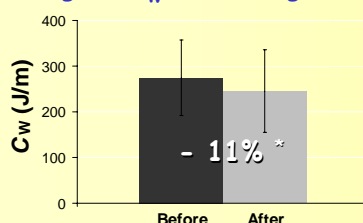
Shapiro-Wilk normality test
Wilcoxon tests
* $P < 0,05$

RESULTS

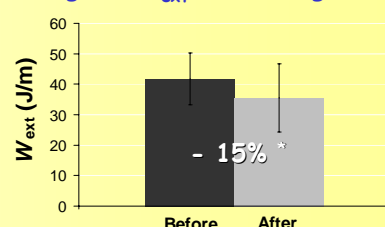
Changes in body composition after weight loss



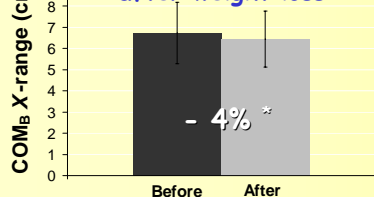
Change in C_w after weight loss



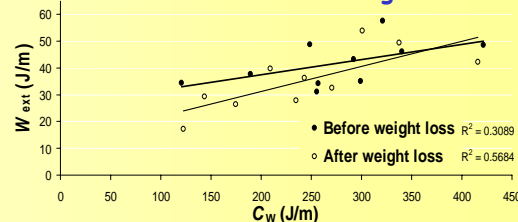
Change in W_{ext} after weight loss



Change in COM_B X-range after weight loss



Relationship between W_{ext} and C_w before and after weight loss



DISCUSSION & CONCLUSION

• Higher decrease in C_w (11%) and W_{ext} (15%) than in BM (7%)

• Besides the 7% decrease in BM, the concomitant 4% decrease in COM_B X-range could partly explain the 15% decrease in W_{ext}

• The 15% decrease in W_{ext} , as well as the C_w and W_{ext} link, further support the possibility that changes in mechanical gait pattern could be responsible for the additional reduction in energy expenditure observed here during walking at 1.25 m/s.

REFERENCES :

Cavagna GA., *J Appl Physiol.* 39: 174-79, 1975

Foster et al., *Med Sci Sports Exerc.* 27: 888-94, 1994

Maffei et al., *J Pediatr.* 123: 193-99, 1993

Nantel et al., *Obesity.* 14: 1789-94, 2006

Cole et al., *BMJ.* 320: 1240-43, 2000

Annexe IV : Communication affichée :

Peyrot N, Morin JB, Thivel D, Isacco L, Taillardat M, Belli A, & Duché P. (2009)

Change in metabolic cost of walking after weight loss in obese adolescents:

Influence of walking pattern

13^{ème} Congrès International de l'ACAPS, Lyon, 28 – 30 octobre 2009

Change in metabolic cost of walking after weight loss in obese adolescents: Influence of walking pattern

Nicolas Peyrot¹, Jean-Benoît Morin¹, David Thivel², Laurie Isacco², Michel Taillardat³,
Alain Belli¹ & Pascale Duché²

¹Laboratoire de Physiologie de l'Exercice EA4338, Université de Saint-Etienne – PRES Lyon

²Laboratoire de Biologie des APS (BAPS), Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand

³Centre Médical Infantile (CMI) de Romagnat, Auvergne, France

nicolas.peyrot@univ-st-etienne.fr

After weight loss, net metabolic cost of walking (C_W , J.m⁻¹) can decrease more than what could be expected from changes in body mass (BM) in reduced-obese individuals. We hypothesized that changes in external mechanical work (W_{ext} , J.m⁻¹) and in leg swing circumduction (LSC, m) could be responsible for this higher-than-expected decrease. Results showed that changes in W_{ext} explained a portion of the changes in C_W , but changes in LSC or in BM did not. It is suggested that the decrease in regional fat mass could be responsible for the decrease in W_{ext} and so in C_W , rather than the decrease in BM.

Mots clés: obesity, energy cost of walking, mechanical work.

INTRODUCTION

During walking, an excessive body mass increases load and inertia of body and segments and thus mechanical energy needed to maintain a given speed. After weight loss, the decrease in workload could induce a decrease in net metabolic cost of walking (C_W , in J.m⁻¹) in reduced-obese individuals. Indeed, walking is characterized by an imperfect inverted pendulum mechanism of energy interchange, which requires an external mechanical work (W_{ext}) to lift and accelerate the center of mass (COM). Thus, as ~40% of the variance in W_{ext} (J.m⁻¹) has been shown to be determined by body mass (BM) (Malatesta et al., 2009), it seems reasonable to infer that weight loss could induce a decrease in W_{ext} (J.m⁻¹) in this population. Consequently, a decrease in W_{ext} could be responsible for a part of the decrease in net C_W associated with weight loss, especially because W_{ext} accounts for about one half of the net C_W in adults. However, net C_W (J.m⁻¹) was shown to decrease more than what could be expected from changes in BM (*i.e.* a decrease in C_W per kg BM) (Foster et al., 1995). This could be explained by the decrease in the cost of leg swing due to lower leg mass and swing circumduction (LSC, in m), associated with weight loss (Peyrot et al., 2009).

The aim of this study was therefore to investigate in obese adolescents the effect of BM decrease on mechanical (W_{ext} and LSC) and metabolic (C_W) parameters of walking.

METHODS

20 obese adolescents aged between 12 and 16 years were tested before and after a significant body weight loss (4 months). Fat mass (FM, in %) and lean body mass (LBM, in kg) were measured by DXA, and body mass index (BMI, in kg.m⁻²) calculated. Metabolic and mechanical parameters were measured during walking at 1.25 m.s⁻¹. C_W (J.m⁻¹) was calculated from expired gas measured using a breath-by-breath portable gas analyser (K4b2, COSMED s.r.l., Italy). Two tri-axial accelerometers and gyroscopes (MTx, Xsens, the Netherlands) fixed at the sacro-lumbar junction and on the right foot were used to calculate W_{ext} (J/m) (Peyrot et al., 2009) and LSC, respectively. Indeed, during the leg swing phase, one can assume that the foot path forms a half-ellipse in the transverse plane, which account for LSC. A two-way ANOVA were used to determine the effects of weight loss, gender and interaction (weight loss × gender) on body composition, and metabolic and mechanical parameters. Pearson's r correlation coefficients were used to test the association between variables of interest. Criterion for statistical significance was set at $p < 0.05$.

RESULTS – DISCUSSION

Subjects decreased significantly BM and body fat mass by 5.9 and 14.6%, respectively, yet with no significant effect of gender (Table 1). LBM was higher in boys than in girls, but did not change significantly after the weight reduction program.

Parameters	Boys (n=9)		Girls (n=11)		ANOVA P values		
	Before	After	Before	After	WL	Gender	WL×G
BMI ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$)	34.1 ± 5.4	31.3 ± 4.8	36.4 ± 5.5	34.3 ± 4.7	<0.001	NS	NS
Body mass (kg)	98.8 ± 23.2	91.7 ± 20.2	87.4 ± 16.3	82.7 ± 14.4	<0.001	NS	NS
Lean body mass (kg)	56.4 ± 12.0	56.5 ± 10.3	45.3 ± 5.9	45.2 ± 6.9	NS	0.011	NS
Percent body fat (%)	39.9 ± 6.4	35.0 ± 6.9	44.7 ± 8.9	41.8 ± 9.2	<0.001	NS	0.033
Net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$)	262.5 ± 72.9	248.4 ± 83.8	242.7 ± 53.1	221.6 ± 69.1	NS	NS	NS
W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$)	43.3 ± 10.1	42.8 ± 10.9	38.8 ± 12.9	38.4 ± 14.7	NS	NS	NS
LSC (m)	1.44 ± 0.09	1.40 ± 0.12	1.33 ± 0.10	1.34 ± 0.07	NS	0.035	NS

Table 1. Obese adolescents' physical characteristics, and metabolic and mechanical parameters before and after weight loss. Values are means ± SD. ANOVA P values represent the effects of weight loss (WL), gender, and their interaction (WL × G). BMI, body mass index; C_W , metabolic cost of walking; W_{ext} , external mechanical work; LSC, leg swing circumduction.

Surprisingly, net C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$), W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$), and LSC did not significantly change with weight loss. These results were certainly due to the large difference in subjects' response to weight loss, as presented in Figure 1B.

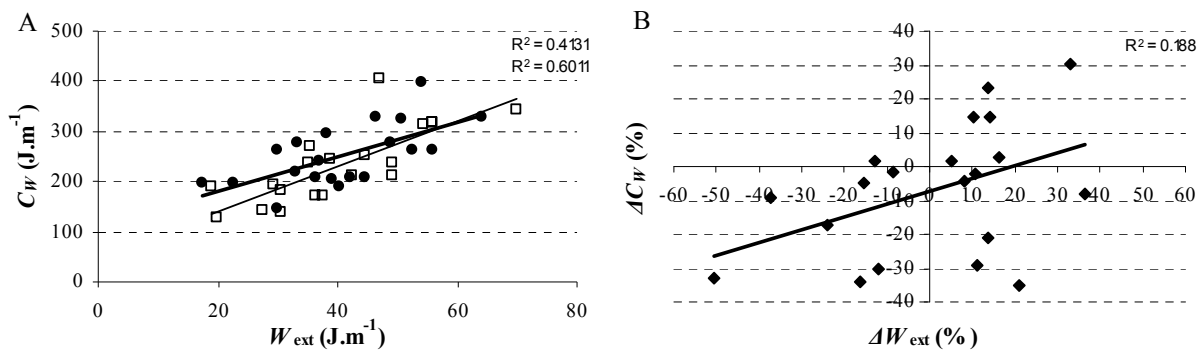


Figure 1. (A) Relationship between net metabolic cost of walking (C_W) and external work (W_{ext}) before (thick line) and after (thin line) weight loss, and (B) relationship between changes in C_W and changes in W_{ext} . All linear regressions were significant.

As presented in Figure 1A, the variance in W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) explained 41 and 60% of the variance in C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) before and after weight loss, respectively. However, the variance in BM, and LSC did not. Moreover, only changes in W_{ext} ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) explained a slight but significant portion (19 %; $p=0.05$) of the changes in C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) associated with weight loss (Figure 1B).

CONCLUSION

These results show that in obese adolescents, i) W_{ext} is an important determinant of C_W (41 to 60%) and ii) changes in C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) are partly explained by the changes in W_{ext} , but not by the changes in BM. This could indicate that C_W ($\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$) seems to be more sensitive to changes in the mechanical pattern (W_{ext}), which could be induced by regional decrease in fat mass, rather than in BM.

REFERENCES

- Foster, G.D., Wadden, T.A., Kendrick, Z.V., Letizia, K.A., Lander, D.P. & Conill, A.M. (1995). The energy cost of walking before and after significant weight loss. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27, 888-894.
- 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 & Science in Sports & Exercise*, 41, 426-434.
- Peyrot, N., Thivel, D., Isacco, L., Morin, J.B., Duché, P. & Belli, A. (2009). Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *Journal of Applied Physiology*, 106, 1763-1770.

Coûts mécanique et métabolique de la marche après une réduction pondérale chez des adolescents obèses

Peyrot N.¹, Morin JB.¹, Thivel D.², Isacco L.², Taillardat M.³, Belli A.¹, & Duché P.²

¹ Laboratoire de Physiologie de l'exercice (EA 4338), Université de Saint-Étienne et Lyon, France

² Laboratoire de Biologie des Activités Physiques (EA 3533), Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand, France

³ Centre Médical Infantile de Romagnat (CMI), France

INTRODUCTION

Après une réduction pondérale, évaluer et comprendre la dépense d'énergie métabolique lors de l'activité physique comme la marche, est important dans la prise en charge de la personne obèse.

Étonnamment, une réduction pondérale chez les personnes obèses est associée à une diminution du coût métabolique net de la marche (C_w , J.m⁻¹) supérieure à celle de la masse corporelle. Doucet *et al.* (2003)

Hypothèse : la réduction pondérale pourrait être associée à une modification du pattern de marche spécifique des personnes obèses, et ainsi expliquer la chute de C_w .

MÉTHODES

			masse (kg)	IMC (kg.m ⁻²)	MG (%)
Sujets	16 adolescents obèses	7 garçons	91 ± 18	32 ± 4	39 ± 7
	(âgés entre 12 à 16 ans)	9 filles	87 ± 17	37 ± 5	46 ± 9
Protocole	Évaluations avant et après réduction pondérale de 12 semaines :				
	En laboratoire		Sur terrain plat : marche de 4 min à 1,25 m.s⁻¹		
	Composition corporelle		Pattern de marche	Dépense d'énergie métabolique	
Outils	DEXA		Accéléromètre / gyroscope (MTx, Xsens)	K4B ²	
Variables	Masse grasse corporelle (%) Masse grasse gynoïde (%)		DOS (L3) (Double intégration)	PIED (droit)	C_w (J.m ⁻¹)
			Fluctuations d'énergie potentielle (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹) Fluctuations d'énergie cinétique médio-latérale (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹) Travail mécanique externe (W_{ext} , J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	Balancement latéral du membre inférieur (m) Durée de l'appui monopodal (% durée du cycle)	

Statistiques ANOVA à deux facteurs (période et sexe) sur les différentes variables
Régression multiple linéaire => variable dépendante : changement de C_w (%)

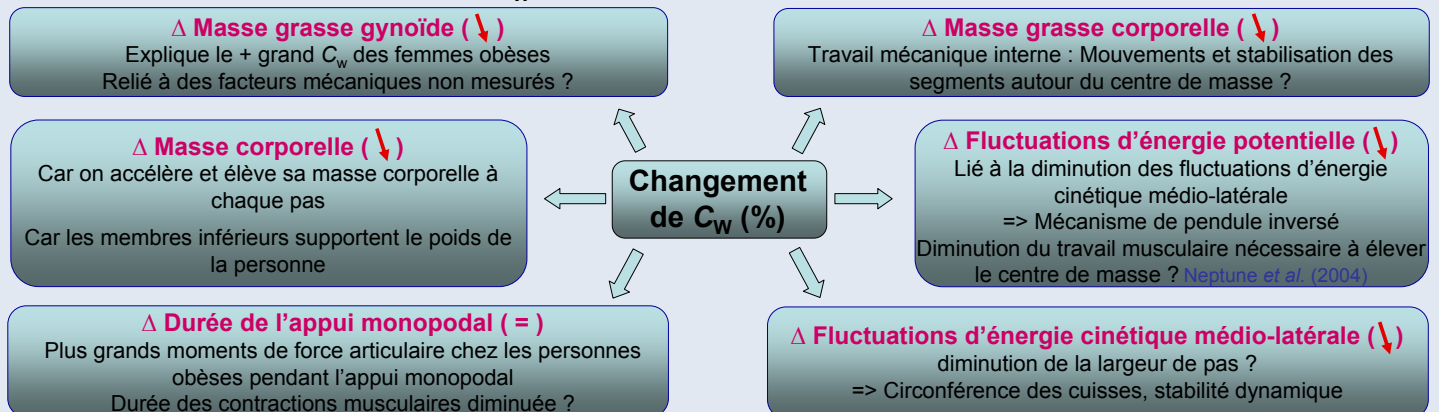
RÉSULTATS & DISCUSSION

↓ C_w (-13,3 ± 15,4%) > ↓ masse corporelle (-6,0 ± 2,2%)

Variables sorties du modèle de régression : W_{ext} pas modifié, en accord avec Malatesta *et al.* (2009) et Peyrot *et al.* (2009)

Balancement latéral du membre inférieur : - 11 ± 20 %

65 % des changements de C_w étaient expliqués par 6 variables ($r = 0,89$; $F = 5,6$; $P = 0,012$)



CONCLUSION La diminution supérieure de C_w net (J.m⁻¹) comparée à la diminution de la masse corporelle après une réduction pondérale, peut être en grande partie expliquée par des modifications biomécaniques du pattern de marche et par la diminution de la masse grasse gynoïde.

RÉFÉRENCES

Doucet *et al.* (2003) Clin Sci (Lond). 105:89-95

Malatesta *et al.* (2009) Med Sci Sports Exerc. 41:426-34

Neptune *et al.* (2004) J Biomech. 37:817-25

Peyrot *et al.* (2009) J Appl Physiol. 106:1763-70

Annexe V : Article :

Morin J.B, Samozino P, & Peyrot N. (2009)

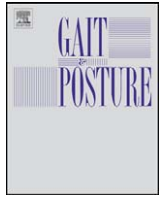
**Running pattern changes giving the level of subjects' awareness of the
measurements performed: a sampling effect in human locomotion experiments?**

Gait and Posture 30 (4): 507-510



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost

Running pattern changes depending on the level of subjects' awareness of the measurements performed: A “sampling effect” in human locomotion experiments?

Jean-Benoît Morin*, Pierre Samozino, Nicolas Peyrot

Laboratory of Exercise Physiology (EA 4338), University of Saint-Etienne - PRES Lyon. Médecine du Sport - Myologie, CHU Bellevue, 42055 Saint-Etienne cedex 2, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 12 February 2009

Received in revised form 22 July 2009

Accepted 26 July 2009

Keywords:

Stride kinematics

Stride dynamics

Expectations

Deceptive instructions

Psychology

ABSTRACT

The aim of this study was to know whether subjects involved in a locomotion experiment modified their running pattern when made aware that data were being collected, and of the specific parameters studied. We used standardised actual and deceptive messages to induce increasing levels of awareness, and analysed subjects' running pattern on a treadmill dynamometer, using lower limb stiffness as the key mechanical parameter. The five levels of awareness were: (1) subjects thought no sampling was performed, (2) they knew a sampling was about to take place, without knowing the parameter studied, (3) they knew this sampling was in progress, (4) they knew that sampling of lower limb stiffness was about to take place, and (5) they knew this sampling was in progress. Subjects' running pattern significantly changed with the increasing level of information given, with a higher stiffness and step frequency, a reduced contact time and a lower change in leg length during contact. *Post hoc* tests showed that subjects changed their running pattern when knowing (i) that a sampling was performed and (ii) the mechanical parameter studied. These preliminary results suggest that experimental designs in locomotion protocols should take this potential “sampling” effect into account, whenever possible.

© 2009 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

Locomotion experiments typically involve subject(s), experimenter(s) and measurement devices, interacting as planned in the experimental procedure. Biomechanical experiments in which subjects do not know that their locomotion is being studied are scarce, if existing. Ethical rules usually dictate informed consent from the subjects and the information provided includes the objectives of the research and what subjects will be required to do, or to undergo. Thus, subjects involved in an experiment studying their locomotion are usually aware of its aims, the devices involved, the parameters studied, or even the exact timing of the measurements. In drug studies, it is well known and documented that subjects do not behave, judge or react the same when given actual rather than deceptive information about the administered medication (caffeine or analgesics for instance), and that subjects' expectations affect their physiological and psychological status [1,2]. In the present study we aimed to assess whether and how the level of subjects' awareness (and their expectations) of what was being measured during a standard locomotion experiment could affect their natural locomotion pattern. Indeed, this natural pattern

is supposed to remain unchanged if not explicitly required to be modified. Experimental paradigms used in the medical field compared open administration of drugs against “hidden” and observed different responses in patients [3,4]. Similarly, using standardised deceptive messages and overt vs. hidden samplings of data in runners could allow assessment of the influence of awareness on locomotion patterns. We analysed running patterns on a treadmill dynamometer through the spring-mass model [5–12], and used this model's most integrated parameter, lower limb stiffness (k_{leg}), as the key mechanical parameter. We intentionally chose to mention “stride dynamics and lower limbs stiffness”, because k_{leg} has the advantage of being (1) sensitive enough to voluntary motor control to significantly change when subjects are explicitly required to voluntarily change it during running [12], and (2) considered as a component of a “good running technique” by most runners: forefoot strike, short contact time, low vertical displacement of the centre of mass (COM) [11,13–17] being mechanical parameters usually associated with high k_{leg} values [9,10,12,18]. Consequently, our hypothesis was that changes in k_{leg} and related parameters (e.g. contact time, step frequency, change in leg length between the length at touchdown and that at midstance) would be observed if the subjects modified (consciously or not) their running pattern when given information about the measurements they were undergoing (their timing and the parameter concerned). We also hypothesised that potential

* Corresponding author. Tel.: +33 477 127 985; fax: +33 477 127 229.

E-mail address: jean.benoit.morin@univ-st-etienne.fr (J.-B. Morin).

changes in mechanical parameters among the different levels of awareness would occur after a period of 6-min warm-up (lowest level of awareness) when parameters were expected to remain unchanged. This could reasonably be expected in the population studied, and in submaximal treadmill running conditions [19–21].

2. Materials and methods

2.1. Subjects

Fourteen male physical education students (age: 21.9 ± 3.3 years; body mass: 73.2 ± 8.6 kg; stature: 1.78 ± 0.09 m) gave their written informed consent to participate in this study, conducted according to the Declaration of Helsinki, and in accordance with the local ethical committee. They were all familiar with treadmill running, but not involved in regular running practice. None of them reported neuromuscular or musculoskeletal impairment that could have affected their running pattern. Subjects were carefully recruited among either first year students or older ones, with a focus on recruiting individuals who were not accustomed to laboratory testing.

2.2. Protocol standardisation

Attention was paid to standardise the technical, environmental, and human parts of the protocol as much as possible. The consent form stated that subjects would be required to run for about 12 min at 12 km h^{-1} , and that two 20-s samples of biomechanical data would be recorded, in order to complete an existing database on human running biomechanics (see [supplementary material for the exact content of messages systematically delivered](#)). Subjects reported individually to the laboratory and were in contact with only one (and the same) experimenter. They were given exactly the same instructions by the experimenter. After a 2-min walk on the treadmill at increasing velocity, the subjects were asked to run at 12 km h^{-1} for a 6-min warm-up, followed by four more minutes during which the two aforementioned 20-s samples of data were announced to subjects and recorded. Beyond these instructions (only two samples recorded), actual samples were recorded every minute during the warm-up, and on four occasions over the following 4 min, but the subjects were aware of only two of them. These various combinations allowed us to set five different levels of subject awareness and expectations about what was really being, or about to be measured (details are listed in Table 1). In level A_1 , subjects thought that no measurements were undertaken (samples A_{1-1} to A_{1-6}); in A_2 , they knew that a measurement (of an unknown parameter) was about to begin; in A_3 , they knew that a measurement (of an unknown parameter) was in progress; in A_4 , they knew that a specific measurement was about to begin: “stride dynamics and lower limbs stiffness”; finally, in A_5 , they knew this particular measurement was in progress. Subjects were only *informed* about the parameter studied, and were not (explicitly or implicitly) *required* to run and modify it, the last words of each information message being “run normally”. A very last (hidden) sampling (A_6) was performed just after A_5 , between the last verbal announcement mentioning samplings were over and the actual stopping of the treadmill to test a potential drift or fatigue effect.

The surroundings of the treadmill were separated from the rest of the room by a curtain, sources of disturbance avoided, and all the devices coupled with the treadmill were placed outside the subjects' field of vision, except for the digital speedometer of the treadmill, continuously displaying the 12 km h^{-1} velocity. Consequently, “hidden” acquisition of data was easily performed since the experimenter was standing on one side of the subject (in his field of vision), changing side nonchalantly every minute (walking around the back of the treadmill), so that he could briefly and discreetly click on a mouse button to trigger a 20-s sampling of data without interrupting his side-to-side typical walking pace.

Table 1

Details of the experimental conditions. Each condition is represented by one sample of data, except A_1 , for which six samples (one every minute) were performed: A_{1-1} to A_{1-6} .

Level of subjects' awareness	Specification of the parameter measured	Actual moment of measurement
A_1	No specification	Every minute from the 50th second (A_{1-1}) to 5 min 50 s (A_{1-6})
A_2	No specification	20 s after the verbal announcement of the coming measurement
A_3	No specification	Immediately at the “0” of a verbal 5-s countdown
A_4	Explicit specification of the parameter measured: “stride dynamics and lower limbs stiffness”	20 s after the verbal announcement of the coming measurement
A_5	Explicit specification of the parameter measured: “stride dynamics and lower limbs stiffness”	Immediately at the “0” of a verbal 5-s countdown

Subjects' expectations: A_1 : no measurement is being performed.

A_2 : a measurement is to be performed in 2 min, the parameter(s) studied is(are) unknown.

A_3 : a measurement is ongoing, the parameter(s) studied is(are) unknown.

A_4 : a measurement is to be performed in 2 min, the parameter studied is known: k_{leg} .

A_5 : a measurement is ongoing, the parameter studied is known: k_{leg} .

2.3. Running mechanics

Mechanical parameters were measured for each step using a treadmill dynamometer (ADAL, HEF Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France). Using the same calibration procedure as Belli et al. [22], the treadmill static non-linearity was determined to be less than 0.5% and 1% respectively in vertical and horizontal directions. The measured natural vibration frequency (treadmill hit with a hammer) was 147 Hz in the vertical direction and 135 Hz in the anterior–posterior and medio-lateral directions. Vertical ground reaction force (VGRF) data were sampled at 1000 Hz and low-pass filtered at 30 Hz. Contact (t_c) and aerial (t_a) times (in s) were measured from VGRF(t) signals, and further used to compute runners' step frequency f (in Hz). The stiffness of the lower limb (in kN m^{-1}) was calculated from VGRF(t) measurements as follows:

$$k_{\text{leg}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta L^{-1} \quad (\text{i})$$

with F_{max} the peak VGRF measured during the stance and ΔL the maximum leg spring compression (in m). In turn, ΔL was estimated from values of initial leg length L (great trochanter to ground distance in a standing position), running velocity (v in m s^{-1}), t_c and vertical maximal downward displacement of the body COM during contact Δz , as per [10,12,18]:

$$\Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{v t_c}{2}\right)^2} + \Delta z \quad (\text{ii})$$

Δz was determined by double integration of the vertical acceleration of the body COM over time, as proposed by Cavagna [23].

All mechanical parameters were averaged over 10 consecutive steps, allowing us to calculate the coefficient of variation (CV in %) for each subject as the ratio of the standard deviation to the mean of the parameter. This coefficient was further used to test potential effects of the various levels of awareness on the variability of the mechanical parameters studied.

2.4. Statistical analysis

Normal distribution of the data was checked by the Shapiro–Wilk normality test, and variance homogeneity between samples was tested by the F -Snedecor test. Firstly, in order to check that mechanical parameters remained constant during the 6-min warm-up, (i) intra-individual coefficients of variation were computed for each subject and for each parameter over the six samples of this warm-up; and (ii) a first series of repeated measures ANOVAs was performed to test whether mechanical parameters changed (conditions A_{1-1} to A_{1-6}). Then, a second series of repeated measures ANOVAs were performed to test whether the five increasing levels of subjects' awareness induced changes in the mechanical parameters measured. Fisher's *post hoc* tests were used to determine differences among conditions. Last, in order to test whether potential changes in mechanical parameters were due to a drift or fatigue effect, a Student's t -test was performed between A_{1-6} and A_6 . The statistical significance was accepted at $p < 0.05$.

3. Results

During the 6-min “warm-up”, mechanical parameters showed a low intra-individual variation, CVs ranging from $1.53 \pm 0.96\%$ for f to $4.42 \pm 1.92\%$ for t_a . None of the mechanical parameters changed significantly over 6 min in the A_1 level of awareness (A_{1-1} to A_{1-6}), except Δz and F_{max} (Table 2). The second series of ANOVAs showed a significant effect ($p < 0.001$ to < 0.05) of the level of information given

Table 2

Mean (SD) of the mechanical parameters measured over the various samplings taken during the first six minutes of running. The first series of ANOVAs was performed to test whether parameters changed over this 6-min “warm-up” (A_{1-1} to A_{1-6}). ns: not significant.

Mechanical parameter	Experimental condition and sample name						ANOVA	
	A_{1-1}	A_{1-2}	A_{1-3}	A_{1-4}	A_{1-5}	A_{1-6}	p values	$F_{\text{warm-up}}$
tc (s)	0.241 (0.016)	0.240 (0.017)	0.239 (0.017)	0.238 (0.017)	0.238 (0.017)	0.237 (0.016)	ns	1.23
ta (s)	0.118 (0.014)	0.118 (0.014)	0.117 (0.013)	0.121 (0.012)	0.121 (0.012)	0.121 (0.013)	ns	1.45
f (Hz)	2.79 (0.15)	2.81 (0.16)	2.82 (0.17)	2.80 (0.18)	2.81 (0.15)	2.80 (0.15)	ns	0.49
F_{max} (N)	1835 ^{a,b,c} (262)	1844 ^{a,b,c} (258)	1838 ^{a,b,c} (248)	1872 (246)	1875 (239)	1874 (232)	<0.01	4.48
Δz (m)	0.059 (0.006)	0.058 ^a (0.006)	0.057 ^{a,b} (0.007)	0.060 (0.007)	0.059 (0.006)	0.059 (0.006)	<0.05	2.68
ΔL (m)	0.116 (0.014)	0.114 (0.015)	0.113 (0.015)	0.115 (0.015)	0.114 (0.014)	0.113 (0.014)	ns	1.10
k_{leg} (kN m^{-1})	16.2 (3.36)	16.5 (3.30)	16.7 (3.27)	16.7 (3.44)	16.7 (3.29)	16.9 (3.02)	ns	1.38

^a Significantly different from A_{1-4} .

^b Significantly different from A_{1-5} .

^c Significantly different from A_{1-6} .

Table 3

Mean (SD) of the mechanical parameters measured while subjects were running in the five increasing levels of awareness and expectations (A_1 to A_5). ns: not significant. Data from the sample A_{1-6} were used to characterize the level A_1 .

Mechanical parameter	Experimental condition and sample name					ANOVA	
	A_1	A_2	A_3	A_4	A_5	p values	$F_{\text{awareness}}$
tc (s)	0.237 (0.016)	0.240 ^{c,d} (0.014)	0.238 ^d (0.017)	0.235 (0.017)	0.235 (0.017)	<0.01	4.46
ta (s)	0.121 (0.013)	0.118 (0.014)	0.117 (0.014)	0.122 (0.013)	0.119 (0.016)	ns	1.43
f (Hz)	2.80 ^{b,d} (0.15)	2.80 ^d (0.16)	2.83 (0.17)	2.81 ^d (0.16)	2.84 (0.17)	<0.05	3.02
F_{max} (N)	1874 (232)	1850 (270)	1860 (262)	1873 (246)	1879 (247)	ns	2.06
Δz (m)	0.059 ^d (0.006)	0.058 ^{c,d} (0.007)	0.058 (0.007)	0.058 (0.008)	0.057 (0.007)	<0.05	3.35
ΔL (m)	0.113 ^{a,d} (0.014)	0.115 ^{b,c,d} (0.013)	0.113 ^d (0.015)	0.111 (0.015)	0.110 (0.015)	<0.001	6.09
k_{leg} (kN m^{-1})	16.9 ^{a,d} (3.02)	16.3 ^{b,c,d} (3.40)	16.9 ^d (3.53)	17.3 (3.48)	17.4 (3.47)	<0.001	5.70

^a Significantly different from A_2 .

^b Significantly different from A_3 .

^c Significantly different from A_4 .

^d Significantly different from A_5 .

and subjects' awareness on the mechanics of running for most of the parameters studied (Table 3).

Post hoc tests (A_2 vs. A_3) revealed a significant effect of knowing that a measurement (of an unknown parameter) was taking place vs. knowing it will be undertaken in 2 min on ΔL and k_{leg} . Further, subjects changed their running pattern when knowing the exact parameter studied vs. not knowing it, both while expecting a 2-min away sampling (A_2 vs. A_4) and while actually undergoing this sampling (A_3 vs. A_5). Indeed, k_{leg} significantly increased (on average by 5.68%; $p < 0.01$), and tc , Δz and ΔL significantly decreased (on average by 2.03%, 2.70% and 3.95%, respectively; $p < 0.001$ to <0.05) between A_2 and A_4 . Further, k_{leg} significantly increased (on average by 3.48%; $p < 0.001$), and tc and ΔL significantly decreased (on average by 1.36% and 2.51%, respectively; $p < 0.001$) between A_3 and A_5 . These results are summarized in Table 3, and in Fig. 1 for k_{leg} . No significant difference was observed for any of the mechanical parameters between the A_6 condition and the

warm-up condition (A_{1-6}). For instance, k_{leg} value was $17.0 \pm 3.04 \text{ kN m}^{-1}$ in A_6 vs. $16.9 \pm 3.02 \text{ kN m}^{-1}$ in A_{1-6} .

The inter-step variability, as assessed through CV, did not change significantly over the warm-up, and was not affected by the level of awareness averaged for all conditions and all subjects. It ranged from $2.12 \pm 0.17\%$ for tc to $6.35 \pm 0.45\%$ for Δz .

4. Discussion

The main finding of this study is that subjects altered the mechanical pattern of their running depending on their awareness of the measurements performed.

Subjects significantly modified their running pattern between the no sampling condition (A_1 level) and the one when they knew a measurement was ongoing, and that k_{leg} was the parameter specifically studied (A_5 level). We propose to interpret this as a “measurement effect”: thinking nothing is being (or about to be) measured vs. all other measurement conditions.

The significant differences in k_{leg} and ΔL between conditions A_2 and A_3 indicate that subjects modified their running pattern when expecting a sampling vs. knowing this sampling was in progress. This could be interpreted as a potential “sampling effect”. However, knowing the parameter studied did not induce this “sampling effect”: except for f , no change was observed between A_4 and A_5 conditions. Our interpretation here is that subjects modified their running pattern towards a higher k_{leg} right from the early announcement that this parameter was the one studied (i.e. A_4 condition). This is supported by the fact that k_{leg} , tc , Δz , and ΔL differed significantly between A_2 and A_4 . Finally, subjects ran differently when knowing something was being (or going to be) measured vs. knowing *what* parameter was being (or going to be) measured. This effect, that could be named “parameter effect”, was illustrated clearly through the significant differences between A_3 and A_5 levels of awareness. In this case, subjects tended, as

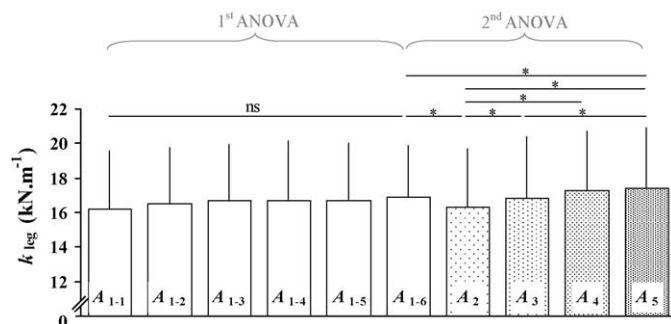


Fig. 1. Leg stiffness values as a function of the measurements performed and the corresponding levels of subjects' awareness (A_{1-1} to A_5). ns: not significant; *: significant ($p < 0.05$) difference in *post hoc* test.

hypothesised, to increase k_{leg} when they knew this parameter was being specifically studied.

When comparing the two extreme levels of awareness in measurement conditions (A_2 and A_5), *post hoc* tests showed significant differences for six parameters out of eight. This suggests that the increasing level of subjects' expectations induced significant increases in k_{leg} , and the entire spectrum of associated changes expected in the running pattern (i.e. shorter tc , higher f , lower Δz and ΔL) when k_{leg} is intentionally modified through explicit instructions or external mechanical conditions [12,18]. This "unconscious" change in k_{leg} was worth about 50% of the "conscious" one, highlighting the relative importance of the changes put forward in this study (see [details of the computation in supplementary material](#)).

Interpreting the changes observed in subjects' behaviour and response (here their running pattern) as a function of the deceptive instructions and information given by an experimenter may be done through experimental neuro-psychological paradigms (see [supplementary material](#)). Our most likely psychological explanation is that subjects tended to be conditioned by the information given, and, as proposed by Kirsch [2], that their expectations shaped, if not their experience, at least their locomotion pattern.

One of the limitations of our protocol is that conditions were not randomised, and, though duration and velocity were set to rule it out, a "fatigue" effect (or rather an order effect) could be considered possible. We tested this by adding a very last (hidden) sampling just after A_5 , between the last verbal announcement mentioning samplings were over and the actual stopping of the treadmill. In this "cool-down" (A_6) condition, all parameters values did not significantly differ from A_{1-6} . Everything happened as if subjects came back to their initial running pattern (A_1 level), which tends to rule out any fatigue, order or "drift" effect. Further, the order of the various conditions *could not* be randomised, because we wanted subjects to be given increasing levels of information, which could obviously not be done in another order than the one used.

These results may have implications in the field of locomotion biomechanics. Further studies should be undertaken to verify whether the statement by Wendler and Miller [24] that in some experimental circumstances, "Either subjects can be informed accurately or investigators can obtain valid data, but not both" also applies to locomotion biomechanics. Although we do not bring the informed consent process into question, we recommend that the above-mentioned effects should be taken into account when designing experimental protocols. For instance, when collecting expired gas in running or walking subjects concomitantly with mechanical measurements, informing subjects of the onset of the sampling may involve a risk of change in the locomotion pattern. Fatigue experiments may also be affected: subjects undergoing exhausting exercises during which regular measurements are performed may consequently modify their behaviour if they know the exact timing of these samplings.

We suggest that locomotion study protocols should take the potential bias effect described in this study into account. Withholding all information from subjects is not acceptable from an ethical point of view. However, the opposite extreme (informing subjects of every detail, including timing of samplings and the nature of the parameters studied) may affect the validity of the data obtained, as suggested by the present study.

Acknowledgements

We are grateful to the "aware" subjects of this study for having cooperated in keeping our rationale unknown to the "unaware" ones, and to Drs Alain Gros Lambert, from the University of Franche-Comté, France, and Pierre Mauchand, from the University of Saint-Etienne, France, for their helpful comments on the psychological part of the study.

Conflict of interest

The authors have no conflict of interest.

Appendix A. Supplementary data

Supplementary data associated with this article can be found, in the online version, at [doi:10.1016/j.gaitpost.2009.07.123](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.07.123).

References

- [1] Benedetti F. Placebo effects. Understanding the mechanisms in health and disease. New York, NY: Oxford University Press; 2009.
- [2] Kirsch I. How expectancies shape experience. Washington, DC: American Psychological Association; 1999.
- [3] Amanzio M, Pollo A, Maggi G, Benedetti F. Response variability to analgesics: a role for non-specific activation of endogenous opioids. *Pain* 2001;90(3):205–15.
- [4] Colloca L, Lopiano L, Lanotte M, Benedetti F. Overt versus covert treatment for pain, anxiety, and Parkinson's disease. *Lancet Neurol* 2004;3(11):679–84.
- [5] Alexander RM. A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 1992;338(1284):189–98.
- [6] Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech* 1989;22(11–12):1217–27.
- [7] Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol* 1993;185:71–86.
- [8] He JP, Kram R, McMahon TA. Mechanics of running under simulated low gravity. *J Appl Physiol* 1991;71(3):863–70.
- [9] McMahon TA, Valiant G, Frederick EC. Groucho running. *J Appl Physiol* 1987;62(6):2326–37.
- [10] McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech* 1990;23(Suppl. 1):65–78.
- [11] Morin JB, Dalleau G, Kyrolainen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *J Appl Biomech* 2005;21(2):167–80.
- [12] Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech* 2007;40:3341–8.
- [13] Adrigo LP, Lafortuna C, Minetti AE, Mognoni P, Saibene F. Metabolic and mechanical aspects of foot landing type, forefoot and rearfoot strike, in human running. *Acta Physiol Scand* 1995;155(1):17–22.
- [14] Anderson T. Biomechanics and running economy. *Sports Med* 1996;22(2):76–89.
- [15] Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989;136(2):217–27.
- [16] Nummela A, Keranen T, Mikkelsen LO. Factors related to top running speed and economy. *Int J Sports Med* 2007;28(8):655–61.
- [17] Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med* 2004;34(7):465–85.
- [18] Farley CT, Gonzalez O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech* 1996;29(2):181–6.
- [19] Karamanidis K, Arampatzis A, Bruggemann GP. Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. *Gait Posture* 2004;19(2):115–23.
- [20] Morgan DW, Martin PE, Krahenbuhl GS, Baldini FD. Variability in running economy and mechanics among trained male runners. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23(3):378–83.
- [21] Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. Reliability and variability of running economy in elite distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36(11):1972–6.
- [22] Belli A, Bui P, Berger A, Geyssant A, Lacour JR. A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech* 2001;34(1):105–12.
- [23] Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 1975;39(1):174–9.
- [24] Wendler D, Miller FG. Deception in the pursuit of science. *Arch Intern Med* 2004;164(6):597–600.

Coût métabolique et biomécanique de la marche chez l'adolescent obèse

Résumé : L'objectif de ce travail de thèse était de déterminer les facteurs biomécaniques responsables du plus grand coût métabolique net de la marche ($C_{w/kg}$, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) chez des adolescents obèses. Pendant la marche, les mouvements du centre de masse (CM) permettent un transfert d'énergie mécanique assimilable à celui d'un pendule inversé permettant de diminuer les coûts mécanique et métabolique. Cependant, les plus grandes largeurs de pas des personnes obèses pourraient induire une augmentation des déplacements médio-latéraux (M-L) du CM et ainsi altérer le mécanisme de transfert d'énergie caractérisant le pendule inversé.

L'analyse du mécanisme de pendule inversé de la marche (méthode Cavagna) en condition naturelle chez des adolescents obèses a donc fait l'objet de la première partie de ce travail. Bien que les déplacements M-L du CM aient été plus élevés chez les sujets obèses et corrélés à $C_{w/kg}$, le travail mécanique externe nécessaire à accélérer et à élever le CM ainsi que la quantité d'énergie transférée n'étaient pas modifiés par l'obésité. Cependant, d'autres paramètres biomécaniques pourraient être responsables du plus grand $C_{w/kg}$ des personnes obèses, tels que le plus grand balancement M-L du membre inférieur, les plus grandes forces musculaires nécessaires pour supporter le poids des personnes obèses ou encore la distribution de la masse grasse corporelle. Nous avons donc ensuite déterminé l'influence de ces différents paramètres biomécaniques et de la masse corporelle sur C_w ($J.m^{-1}$) afin de déterminer si les changements de ces paramètres biomécaniques étaient reliés à la diminution de C_w après une réduction pondérale chez les adolescents obèses. L'amplitude du balancement M-L du membre inférieur a diminué après la réduction pondérale mais n'était pas relié à la diminution de C_w . Les diminutions des fluctuations d'énergie potentielle et ainsi des déplacements verticaux du CM semblent liées à la diminution des fluctuations d'énergie cinétique M-L après la réduction pondérale. La diminution du travail musculaire due aux plus faibles déplacements verticaux et M-L du CM semble expliquer une partie de la diminution de C_w après la réduction pondérale. La diminution spécifique de la masse grasse dans la région glutéo-fémorale (gynoïde) était également reliée à la diminution de C_w après la réduction pondérale.

En conclusion, cette étude a permis de montrer que le plus grand $C_{w/kg}$ chez les personnes obèses peut être expliqué par des paramètres biomécaniques du pattern de marche des personnes obèses. La plus grande diminution de C_w comparée à la diminution de la masse corporelle après une réduction pondérale peut être en grande partie expliquée par des modifications biomécaniques du pattern de marche des personnes post-obèses.

Mots clés : énergétique ; cinétique ; cinématique ; obésité ; travail externe ; réduction pondérale ; gynoïde

Metabolic cost and biomechanical parameters of the walking gait in obese adolescents

Abstract: The main aim of this work was initially to determine the biomechanical factors responsible for the higher net metabolic cost of walking per kg of body mass ($C_{w/kg}$, $J.kg^{-1}.m^{-1}$) in obese adolescents. During walking, the movements of the center of mass (COM) allow inverted-pendulum-like exchange of mechanical energy that decreases the net external work to move the COM and $C_{w/kg}$. However, the wider step width of obese individuals could induce greater mediolateral (M-L) COM displacement, which could impair the inverted-pendulum-like mechanism of energy recovery.

The analysis of the mechanical gait parameters of the inverted pendulum during walking under field conditions in obese individuals has therefore been performed in the present study. Although M-L COM displacement was greater in obese than in normal weight subjects and related to $C_{w/kg}$, the external work required to lift and accelerate the COM, and the recovery of mechanical energy, were similar in the two groups, and did not explain the greater $C_{w/kg}$. However, other mechanical factors could be responsible for the greater $C_{w/kg}$ in obese individuals, such as a greater lateral leg swing, a greater muscle work required to support body weight, or the distribution of body fat mass. According to these results, we investigated whether modifications in biomechanical parameters associated with weight loss are responsible for the greater than expected (from the sole change in body mass) decrease in net metabolic cost (C_w , $J.m^{-1}$) in obese adolescents. Our results indicated that the fall in C_w after weight loss is associated with changes in biomechanical parameters of walking. The lower lateral leg swing after weight loss does not seem to explain part of the decrease in C_w . The lower body mass seems to have induced a lower leg muscle work required to raise and accelerate the lower body mass as well as to support the lower body weight. The decrease in body mass also seems to be associated with a lower leg muscle work required to raise the COM due to its lower vertical motions. Moreover, the lower amount of fat mass in the gynoid region seems to be related to the decrease in C_w .

In conclusion, the results of this study have shown that in obese subjects, the high net metabolic cost of walking is related to biomechanical parameters, and that the fall in net metabolic cost after weight loss in weight reduced adolescents is associated with changes in the biomechanical parameters of walking.

Key words: Energetics; Kinetics; Kinematics; Obesity; external work; weight loss; gynoid

Présenté par : Nicolas Peyrot (Université Jean Monnet, Saint Étienne)
Directeur : Alain Belli (PU, Université Jean Monnet, Saint Étienne)
Co-Directrice : Pascale Duché (PU, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand II)

