

Mécanique et énergétique de la marche normale

P.A. Willems, C. Detrembleur, B. Schepens, A.H. Dewolf

Résumé : Pour les personnes ne souffrant d'aucune pathologie, la marche à vitesse intermédiaire (4-5 km h⁻¹) est une activité requérant un effort modéré. En revanche, pour les personnes souffrant de pathologies locomotrice, nerveuse, cardiaque et/ou pulmonaire, cette activité peut nécessiter un effort important. Dans ce cas, la vitesse de progression est souvent réduite à moins de 2 km h⁻¹. Lors de la rééducation, le kinésithérapeute doit pouvoir estimer l'effort musculaire que son patient réalise (mécanique) et la quantité d'énergie chimique qu'il dépense (énergétique) durant la marche. La méthode la plus utilisée pour estimer la consommation d'énergie chimique est la calorimétrie indirecte. Il existe plusieurs méthodes pour estimer le travail musculaire. La méthode que nous proposons, ici, divise le travail musculaire en travail externe (W_{ext}) et travail interne (W_{int}). L'étude du W_{ext} a permis l'identification des deux mécanismes fondamentaux de la locomotion humaine : le modèle pendulaire de la marche et le modèle de rebond de la course. Aucun de ces deux mécanismes n'apparaît aussi clairement avec les autres méthodes. Nous montrerons ensuite comment la coordination des mouvements des segments du membre inférieur permettent de lisser la trajectoire du bassin, afin de réduire les variations d'énergie cinétique et potentielle du centre de masse corporel et, par conséquent, le coût énergétique de la marche. Nous verrons également que le mécanisme pendulaire permet de réduire le W_{ext} . Nous évaluerons ensuite la quantité de travail musculaire, de même que l'énergie métabolique consommée aux différentes vitesses de marche. Cet article est le dernier d'une série de trois consacrés à la marche normale. Dans le premier, nous analysons les mouvements des segments des membres inférieurs. Le second est consacré à l'activité musculaire au niveau des membres inférieurs.

© 2024 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés, y compris ceux relatifs à la fouille de textes et de données, à l'entraînement de l'intelligence artificielle et aux technologies similaires.

Note de l'éditeur : Elsevier adopte une position neutre en ce qui concerne les conflits territoriaux ou les revendications juridictionnelles dans le contenu qu'il publie, y compris dans les cartes et les affiliations institutionnelles.

Mots-clés : Marche ; Dépense énergétique ; Mécanique ; Travail interne ; Travail externe ; Rendement musculaire

Plan

■ Mécanique et énergétique de la marche normale	1
■ Définition du travail externe et du travail interne	2
Travail externe (W_{ext})	2
Travail interne (W_{int})	2
■ Mécanisme de la marche	2
Lissage de la trajectoire du centre de masse corporel	3
Mécanisme pendulaire de la marche	4
Lissage de la trajectoire du COM versus mécanisme pendulaire	5
■ Travail musculaire durant la marche	6
Travail externe	6
Travail interne	7
Travail total	7
■ Dépense énergétique au cours de la marche	7
■ Rendement musculaire durant la marche	8
■ Conclusion	9

■ Mécanique et énergétique de la marche normale

La fonction locomotrice permet aux êtres vivants de se déplacer à travers leur environnement. Cette fonction est assurée par le système locomoteur (Fig. 1), composé des muscles et du système ostéoarticulaire. Les muscles jouent le rôle de moteur et transforment l'énergie chimique contenue dans les graisses et dans les sucres en travail mécanique, qui est le produit scalaire de la force musculaire multipliée par le changement de longueur du muscle. Le système ostéoarticulaire joue quant à lui le rôle de système de transmission qui transporte l'énergie mécanique du site producteur (le muscle) vers le site utilisateur.

On appelle l'énergétique de la marche, la mesure de la quantité d'énergie chimique utilisée pour réaliser un exercice. Cette mesure est le plus souvent réalisée à partir de la consommation d'oxygène [2]. La mécanique de la marche est quant à elle la mesure du travail mécanique réalisé par les structures musculotendineuses. On ne peut pas mesurer directement la force développée

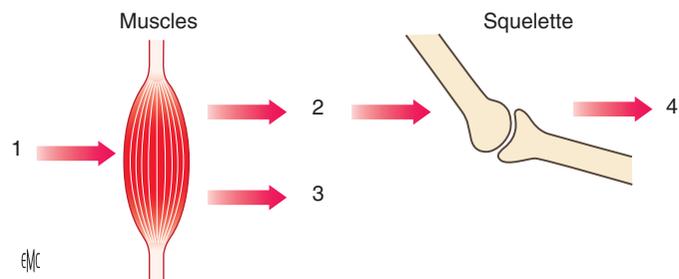


Figure 1. Le système musculosquelettique peut être modélisé par un système de transmission multiségmentaire polyarticulé – le système ostéoarticulaire – équipé de moteurs – les muscles. Les muscles transforment l'énergie chimique en travail mécanique. Le moteur n'ayant pas un rendement de 100 %, une partie de l'énergie est perdue sous forme de chaleur. Le système ostéoarticulaire transporte l'énergie du site producteur vers le site utilisateur (d'après Cavagna [1]). 1. Énergie chimique ; 2. travail mécanique ; 3. chaleur ; 4. site utilisateur.

par les muscles ni son changement de longueur. C'est pourquoi le travail musculaire est estimé à partir des variations d'énergie cinétique et potentielle des segments corporels [3]. Quand on parle de travail mécanique, il faut distinguer travail mécanique total et travail mécanique utile [1]. Par exemple, lors du lancer du poids, le travail utile est l'énergie cinétique que l'athlète donne au poids, alors que le travail total comprend aussi le travail musculaire pour accomplir le geste du lancer.

Dans la locomotion, l'air oppose une résistance (\vec{R}) à l'avancement du sujet. Le travail utile pour effectuer ce déplacement est le produit scalaire de \vec{R} par la distance entre le point de départ et le point d'arrivée. Aux vitesses habituelles de marche, \vec{R} et, par conséquent, le travail utile sont négligeables. Toutefois, le travail mécanique total est important. En effet, la marche est un mode de locomotion pédestre durant lequel le poids du corps est successivement transféré d'un pied vers l'autre. Cette alternance des appuis permet une grande mobilité, même en terrain inégal (escalier, couloir étroit et sinueux, pièce encombrée, etc.), mais elle entraîne des variations importantes de l'énergie mécanique. D'une part, l'interaction du membre avec le sol engendre des variations de l'énergie cinétique et potentielle du centre de masse corporel (COM). D'autre part, la vitesse du pied par rapport au sol est nulle pendant l'appui, alors que cette vitesse est supérieure à celle du COM durant la phase oscillatoire. Les membres sont donc accélérés et décélérés plusieurs fois par cycle, entraînant des variations importantes de l'énergie cinétique des membres.

Ces deux considérations conduisent à diviser le travail mécanique total réalisé au cours de la marche en deux parties : le travail externe qui est le travail pour déplacer le COM par rapport à l'environnement et le travail interne qui est le travail pour déplacer les membres par rapport au COM. Cette division du travail est discutée en détail dans l'article de Willems et al. (1995) [3].

■ Définition du travail externe et du travail interne

Le corps est assimilé à un système S composé de plusieurs segments articulés entre eux. Les interactions entre le système S et le milieu extérieur sont les forces externes. Les forces externes peuvent modifier la quantité de mouvement du système corporel. Les forces internes sont les forces à l'intérieur du système S dues aux interactions entre les éléments qui la composent. Les forces internes ne peuvent pas modifier la quantité de mouvement totale du système corporel.

Travail externe (W_{ext})

Le travail externe est le travail accompli par les muscles contre les forces externes. Dans le cas de la marche sur terrain plat et ferme, sans vent et à vitesse moyenne constante, les forces de

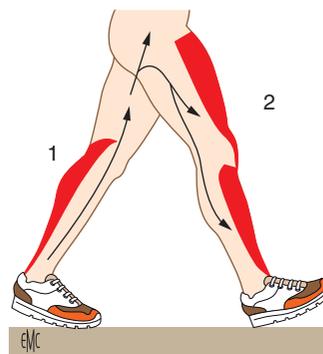


Figure 2. Pendant la phase de double contact, le membre inférieur arrière réalise du travail positif (1) alors que le membre inférieur avant réalise du travail négatif (2).

frottement de l'air sont négligeables et le pied ne glisse pas sur le sol ; les muscles ne réalisent pas de travail externe contre l'environnement. Dans ce cas, W_{ext} est le travail nécessaire pour modifier l'énergie cinétique et potentielle du COM au cours du cycle de marche. Le plus souvent, W_{ext} est évalué à l'aide de plateformes de force qui mesurent la grandeur des forces de réaction du sol. La méthode de calcul de l'énergie externe à partir des forces du sol est décrite en détail par Cavagna (1975) [4] et Willems et al. (1995) [3]. Un exemple de calcul du travail externe réalisé contre l'environnement est décrit par Lejeune et al. (1998) [5] (marche dans le sable) et par Dewolf et al. [6] (2017) (marche en pente).

Travail interne (W_{int})

Le travail interne est la somme des travaux effectués par les forces internes au corps, capables de modifier la quantité de mouvement des segments corporels sans modifier la quantité de mouvement totale du système. Le travail interne est tout d'abord le travail réalisé par les muscles pour effectuer le mouvement des membres par rapport au COM. En d'autres termes, c'est le travail nécessaire pour changer la forme du corps pendant le cycle. Le calcul du travail interne lié aux mouvements des segments corporels par rapport au COM est décrit en détail par Willems et al. (1995) [3].

Au cours de la marche, du travail peut également être réalisé par une jambe contre l'autre pendant la phase de double contact. En effet, durant cette phase, la composante horizontale de la force du sol sous le pied arrière est positive, alors que celle sous le pied avant est négative (Fig. 2). De ce fait, les muscles de la jambe arrière réalisent du travail positif pour accélérer le corps vers l'avant alors que ceux de la jambe avant réalisent du travail négatif pour le décélérer. Dans ce cas, le travail positif réalisé par le membre arrière et absorbé par le membre avant est comptabilisé comme du travail interne. Le calcul de ce transfert interne d'un membre vers l'autre est décrit en détail par Bastien et al. (2003) [7]. Le transfert entre les différentes formes de travail interne est discuté par Schepens et al. (2004) [8].

Une partie du travail musculaire peut également être utilisée pour vaincre la viscosité et les frictions internes dans les ligaments, les muscles ou les articulations, pour déformer les structures osseuses ou réaliser une contraction isométrique. Ces formes de travail ne sont pas directement mesurables in vivo.

■ Mécanisme de la marche

Dans la marche, le poids du corps est successivement transféré d'un pied sur l'autre sans perdre le contact avec le sol, entraînant des variations d'énergie cinétique et potentielle du COM. Au contact initial, l'interaction du pied avec le sol provoque une décélération du COM, avec un brusque changement de direction du vecteur vitesse : au début du double contact, la vitesse du COM est dirigée vers l'avant et vers le bas, pour ensuite s'orienter vers

l'avant et vers le haut (Fig. 3), entraînant une collision avec dissipation d'énergie [9]. De plus, pendant la phase de simple appui, le tronc s'élève puis s'abaisse pour « passer au-dessus » du pied d'appui, entraînant une variation de l'énergie potentielle. Deux stratégies concourent à réduire ces variations d'énergie : le lissage de la trajectoire du centre de masse corporel et le mécanisme pendulaire.

Lissage de la trajectoire du centre de masse corporel

Dans le modèle de Davis et al. (1991) [10] que nous utilisons habituellement, le tronc, la tête et les membres supérieurs sont considérés comme un seul segment rigide qui représente plus de 60 % de la masse corporelle. Il est donc important que la trajectoire du bassin qui supporte toute cette partie du corps soit suffisamment lissée pour réduire les variations d'énergies potentielles et cinétiques du COM.

La Figure 4 présente les mouvements des marqueurs placés sur le membre inférieur. On observe que plus un marqueur est élevé par rapport au sol, plus sa trajectoire est lissée. Les trajectoires des marqueurs du pied sont assez saccadées : elles présentent des changements brusques de direction et des mouvements verticaux de l'ordre de 25 cm. Heureusement, la masse du pied représente moins de 2 % de la masse corporelle. En revanche, la trajectoire de la hanche qui supporte plus de 65 % du poids corporel est aplanie, sans changement brusque de direction et sans variation importante de hauteur.

La synchronisation des mouvements des segments du membre inférieur permet de lisser la trajectoire du COM [11, 12]. Selon ces auteurs, les mouvements combinés des segments des membres inférieurs et du bassin lissent la trajectoire de la partie supérieure du corps, et donc du COM.

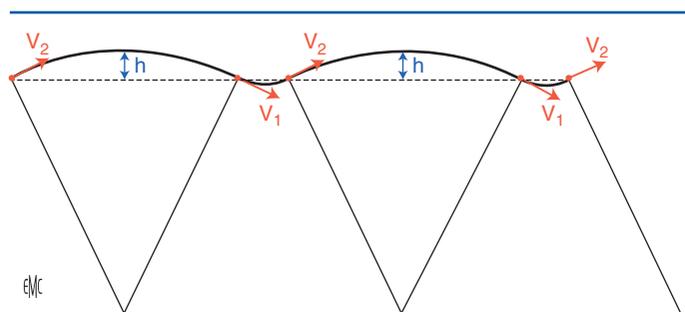


Figure 3. Lors d'un cycle de marche, le COM subit des variations de hauteur (h) lors de la phase de simple appui. Lors de la mise en charge, la vitesse du COM subit des changements d'amplitude et de direction (de v_1 à v_2).

Pour comprendre le rôle de chaque articulation dans le lissage de la trajectoire du COM, nous allons partir du modèle simple de la marche en compas et nous ajouterons progressivement les mouvements des différents segments corporels du membre inférieur décrits par Willems et al. (2024) (voir chapitre « EMC cinématique de la marche normale ») [13].

Imaginons un homme qui se déplace sur deux tiges rigides sans masse (Fig. 5) dont la longueur est égale à celle d'un membre inférieur ($l = 0,9$ m). Le bassin est assimilé à une barre rigide sur laquelle est fixée la masse du corps. Les hanches sont des articulations à un seul degré de liberté (elles peuvent seulement fléchir ou s'étendre). Il n'y a pas de pied à l'extrémité de ces tiges ; la hanche et le COM se déplacent donc sur un arc de cercle. La corde de l'arc est égale à la longueur du pas ($L = 0,7$ m), l'angle d'attaque est de :

$$\alpha = \arcsin \frac{L/2}{l} = 23^\circ$$

et le déplacement vertical du COM (h) au cours de l'appui est de :

$$h = L (1 - \cos\alpha) = 0,07 \text{ m}$$

Au point le plus bas de la trajectoire, le pied avant touche le sol, entraînant une décélération du COM vers l'avant. À ce moment, le poids du corps est transféré instantanément d'un pied vers l'autre et la vitesse verticale du COM change brusquement de direction, provoquant une collision qui engendre une perte importante d'énergie [9].

La rotation du bassin dans le plan transverse va réduire le déplacement vertical de la hanche (Fig. 6). À l'attaque du talon gauche,

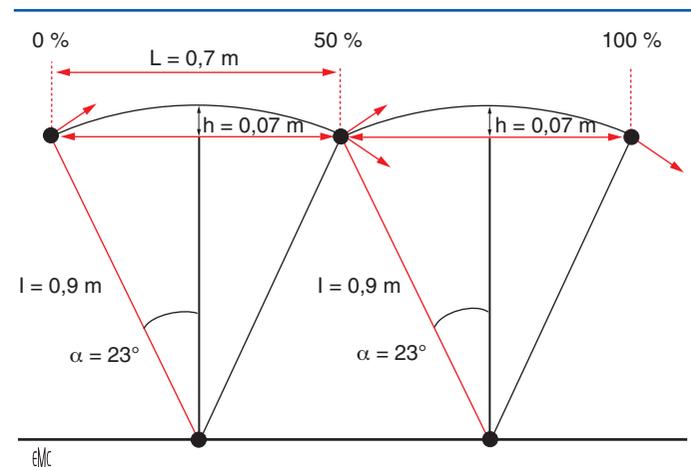


Figure 5. Trajectoire du COM dans le plan sagittal lors d'un cycle de marche en compas. 0 % et 100 % correspondent à l'attaque du talon droit, 50 % à celle du talon gauche.

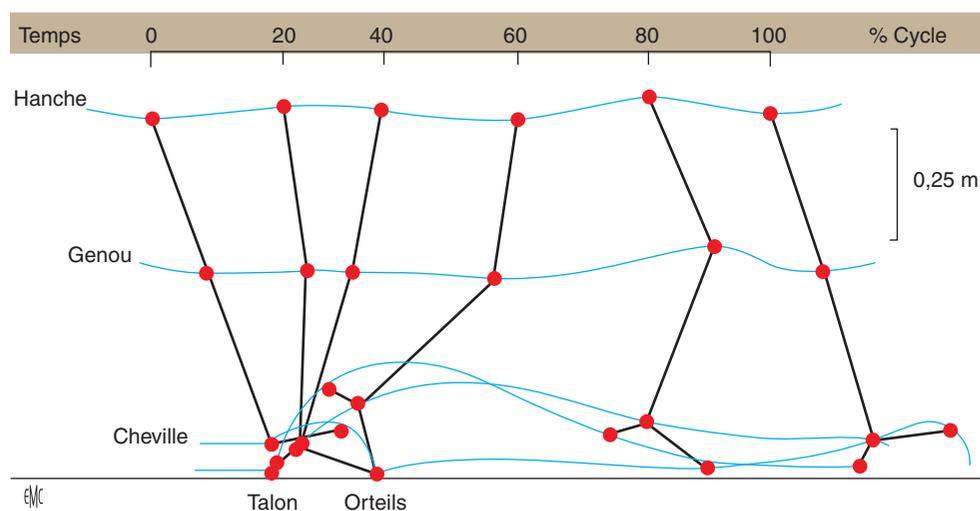


Figure 4. Mouvements dans le plan sagittal de marqueurs placés sur la hanche, le genou, la cheville et le pied au cours de la marche (Graphique : A.S. Lambert).

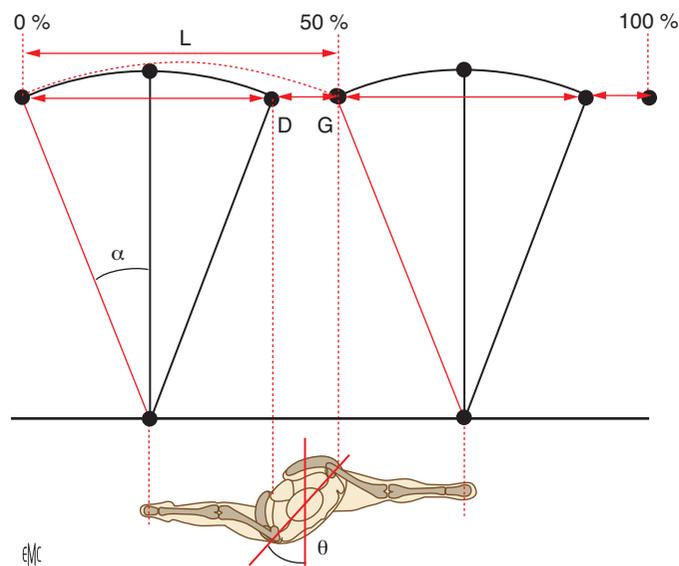


Figure 6. Effet de la rotation du bassin dans le plan transverse (θ) sur la trajectoire du COM dans le plan sagittal, lors d'un cycle de marche. La courbe en traits discontinus représente la trajectoire du COM sans rotation du bassin (identique à la courbe en trait plein de la Figure 5).

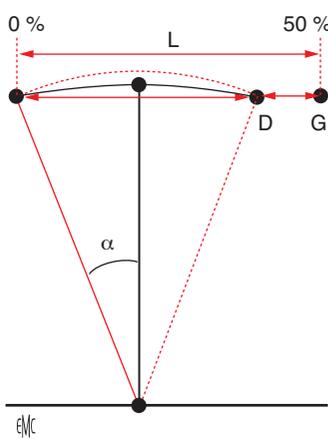


Figure 7. Effet de la bascule du bassin dans le plan frontal sur le mouvement vertical du COM. La courbe en traits discontinus représente la trajectoire du COM sans bascule du bassin (identique à la courbe en trait plein de la Figure 6).

la hanche gauche (point G) se trouve en avant de la hanche droite (point D). De ce fait, l'arc de cercle que la hanche droite suit entre 0 % et 50 % (trait continu) est plus petit que s'il n'y avait pas de rotation (courbe en traits discontinus). Le mouvement de rotation du bassin dans le plan transverse permet donc de limiter l'excursion verticale de la hanche et d'adoucir le changement de direction du vecteur vitesse (et donc de réduire la collision) lors du double appui. Notons que ce mouvement de rotation du bassin dans le plan transverse implique la présence d'un mouvement de rotation médiale et latérale de la hanche de même qu'un mouvement d'ab-adduction de cette articulation [13].

Durant la phase de simple appui, le bassin bascule du côté de la jambe oscillante [13]. Ce mouvement de rotation du bassin dans le plan frontal permet de réduire la variation de hauteur du COM durant la phase de simple appui (Fig. 7). Notons que ce mouvement de bascule implique la présence d'un mouvement d'ab-adduction de la hanche et un mouvement de flexion du genou du côté de la jambe oscillante pour que le pied n'accroche pas le sol.

Lors de la mise en charge et au début de l'appui (c'est-à-dire entre 0 et ~20 %), le genou fléchit (Fig. 8). Lors du contact initial, cette flexion du genou joue un rôle d'amortisseur afin de réduire la décélération brutale (collision) du COM. Durant le milieu de l'appui, la flexion du genou permet de diminuer l'élévation du COM au moment où celui-ci passe au-dessus du membre porteur [13]. L'extension qui suit empêche le COM de perdre trop de

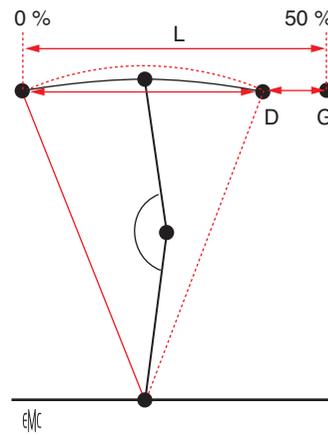


Figure 8. Effet de la flexion du genou sur le mouvement vertical du COM. La courbe en traits discontinus représente la trajectoire du COM sans flexion du genou (identique à la courbe en trait plein de la Figure 7).

hauteur durant la fin de l'appui. Enfin, la flexion du genou en phase préoscillatoire, associée à la flexion du genou controlatéral durant la mise en charge, permet d'atténuer le changement de direction du vecteur vitesse lors du transfert du poids d'un pied sur l'autre.

Dans le modèle de la marche en compas, le genou pivote autour d'un point fixe au sol et la trajectoire du genou est circulaire (Fig. 9A). L'ajout d'un pied avec une cheville fixe permet de faire pivoter le tibia autour de deux centres de rotation distincts (Fig. 9B) : le talon dans la première partie de phase d'appui et la tête des métatarsiens dans la seconde partie. De cette façon, l'arc de cercle est divisé en deux arcs plus petits. La présence d'une cheville mobile (Fig. 9C) permet d'ajouter un troisième centre de rotation en milieu d'appui et de diviser ainsi l'arc en trois parties. Au cours de l'appui, le pivot passe progressivement de l'arrière-pied vers l'avant-pied, lissant ainsi la trajectoire du genou et donc celle de la hanche et du COM.

Notons que la cheville et le genou travaillent de concert lors du contact initial et de la mise en charge. Au niveau de la jambe avant, le genou fléchit alors que le pied pivote autour du talon et se pose à plat au sol (mouvement d'extension de la cheville). Cette combinaison de mouvements joue le rôle d'amortisseur et permet de réduire la décélération brutale (collision) du COM en début d'appui. Au niveau de la jambe arrière, on observe également une flexion du genou et une extension de la cheville. À ce moment, le pied arrière pivote autour des orteils. Les mouvements combinés du genou et de la cheville arrière permettent d'exercer une poussée pour accélérer le COM vers l'avant sans (trop) l'élever. Finalement, la coordination entre les mouvements de la jambe avant et de la jambe arrière permettent de lisser la trajectoire du COM et de réduire les changements d'amplitude et de direction du vecteur vitesse.

Pour tenir en équilibre dans le plan transverse, le COM doit être à l'aplomb de la base de sustentation. Les mouvements latéraux du COM vont permettre au corps de ne pas tomber latéralement lors des phases de simple appui. À la fin des phases de double appui, le COM se déporte latéralement pour passer au-dessus du pied porteur (Fig. 10A). Le genu valgum physiologique permet de diminuer la largeur de la base de sustentation des pieds au sol ; l'angle tibiofémoral dans le plan frontal porte le fémur en dedans et rapproche les segments jambiers. De ce fait, les pieds sont plus proches de la ligne médiane et le déplacement latéral du COM lors de la station unipodale est réduit (Fig. 10B, C).

Mécanisme pendulaire de la marche

L'homme utilise deux modes de locomotion : la marche qui peut être comparée à un mécanisme pendulaire et la course qui peut être assimilée à un mécanisme de rebond [14]. L'évolution temporelle de l'énergie du COM pendant la marche est présentée à la Figure 11. La courbe du haut notée E_k représente l'énergie cinétique du COM. À toutes les vitesses de marche, plus de 95 % de cette énergie cinétique est due à la vitesse antéropostérieure du COM et moins de 5 % à sa vitesse verticale. La courbe E_p

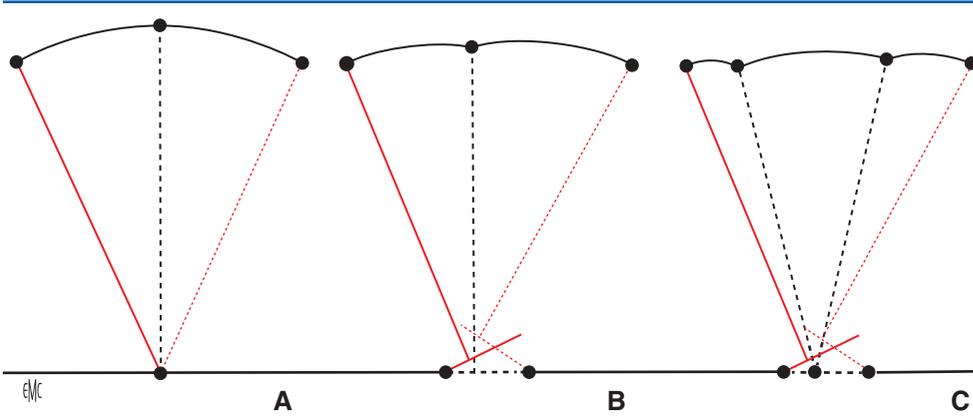


Figure 9. Trajectoire du genou sans la présence d'un pied (A), avec un pied fixe (B) et avec une articulation de la cheville (C).

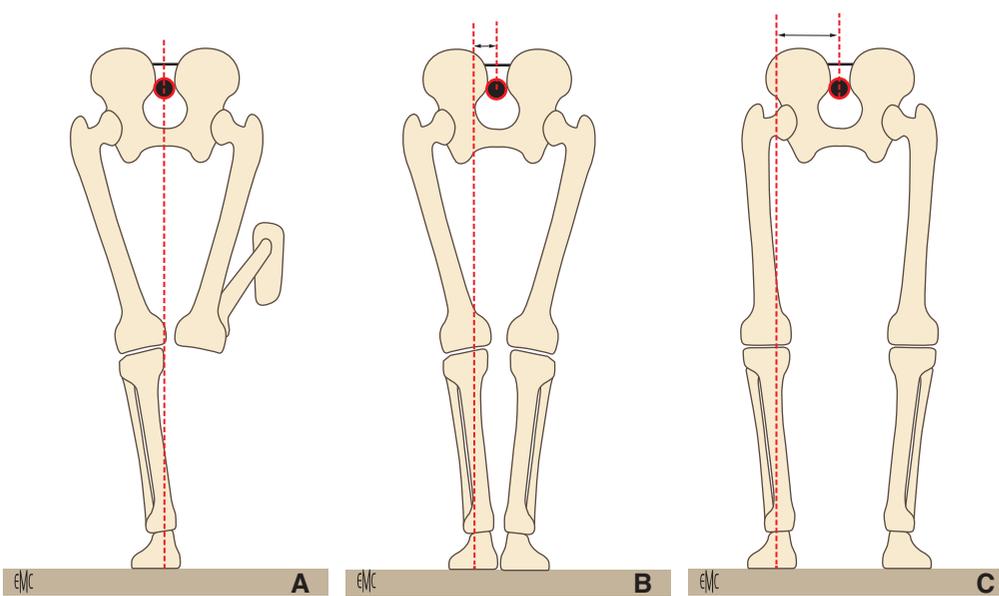


Figure 10.
A. Pour maintenir en équilibre statique, le centre de masse corporel doit être à l'aplomb du pied.
B. Le valgum des genoux permet de réduire la largeur de la base de sustentation.
C. Position des pieds au sol lors de la station bipodale, si les genoux ne présentaient pas de valgum physiologique.

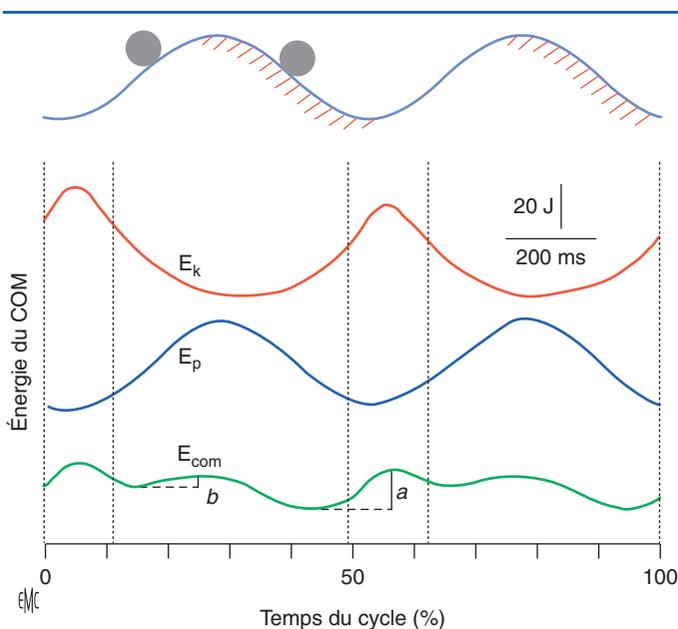


Figure 11. Variation temporelle de l'énergie mécanique du COM durant la marche à 4,5 km h⁻¹. L'énergie externe est mesurée à l'aide de plateformes de force : E_k , E_p et E_{com} sont respectivement l'énergie cinétique, potentielle et totale du COM.

($E_{com} = E_k + E_p$). La somme des incréments positifs de la courbe E_k représente le travail positif nécessaire pour accélérer le COM (W_i), la somme des incréments positifs de E_p est le travail nécessaire pour élever le COM (W_v). De la même manière, les incréments de E_{com} permettent d'estimer W_{ext} , le travail positif réalisé par les muscles pour déplacer le COM par rapport à l'environnement.

Les mouvements du COM peuvent être comparés à ceux d'un chariot dans les montagnes russes. L'énergie cinétique et potentielle varie en opposition de phase : il y a transformation d'énergie cinétique en énergie potentielle, et inversement. Il en résulte que W_{ext} est plus petit que la somme $W_i + W_v$. Les muscles doivent réaliser du travail positif à deux moments du pas : durant la phase notée a, pour augmenter l'énergie cinétique au-dessus de la valeur obtenue grâce à une transformation d'énergie potentielle en énergie cinétique et, durant la phase notée b, pour terminer l'élévation du COM au-delà de la valeur atteinte grâce à un échange d'énergie cinétique en énergie potentielle. La somme $W_{ext} = a + b$ représente le travail externe réalisé par les muscles au cours d'un pas.

Lissage de la trajectoire du COM versus mécanisme pendulaire

D'une part, le mécanisme pendulaire de la marche permet de réduire le travail externe, en transformant l'énergie cinétique (E_k) en énergie potentielle (E_p), et vice-versa. D'autre part, le lissage de la trajectoire du COM vise à réduire les variations de E_k et E_p . Si la trajectoire était parfaitement lissée (c'est-à-dire plus de changement de hauteur et de vitesse), il n'y aurait plus de variations de E_k et de E_p , et le mécanisme pendulaire ne pourrait plus fonctionner.

est l'énergie potentielle liée aux mouvements verticaux du COM. La courbe inférieure (E_{com}) représente les variations de l'énergie du COM qui est la somme de l'énergie cinétique et potentielle

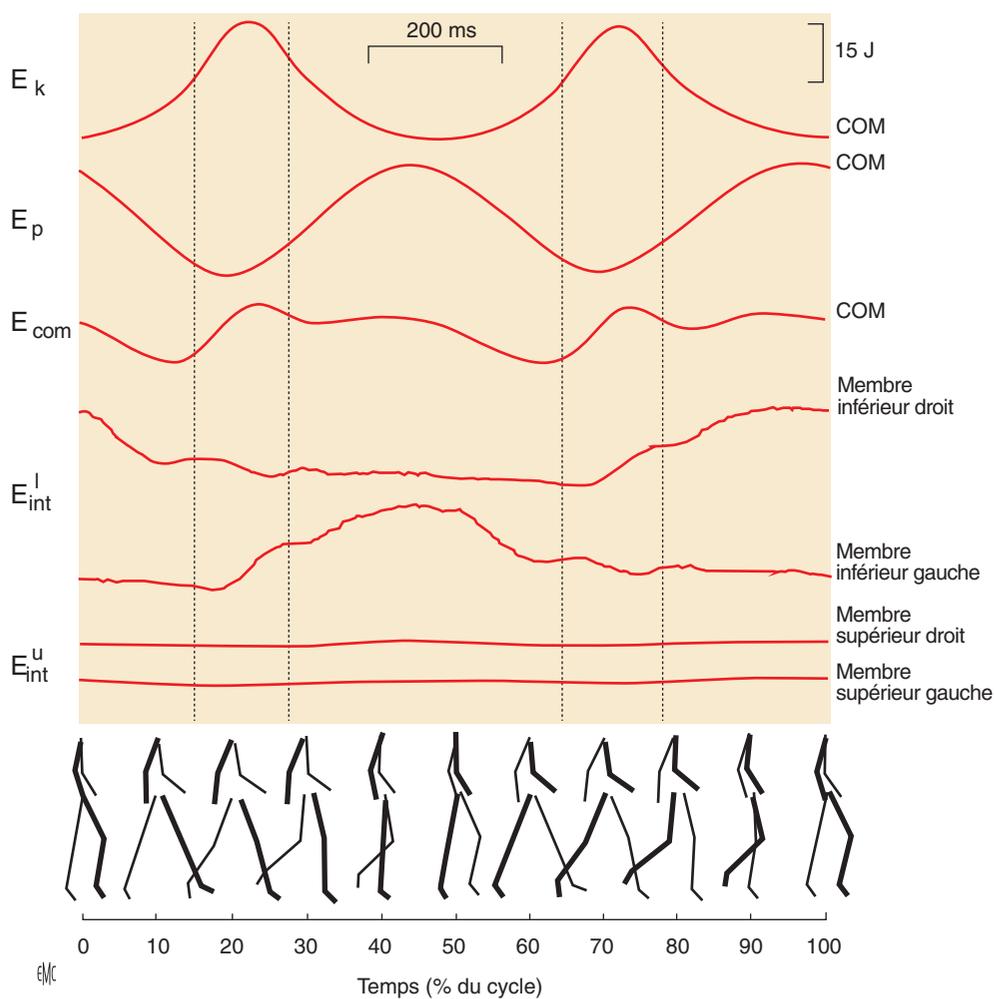


Figure 12. Énergies externe et interne du corps au cours d'un cycle de marche à 1,5 m s⁻¹. Les trois courbes du haut présentent les variations de l'énergie du COM : E_k est son énergie cinétique liée à sa vitesse par rapport à l'environnement, E_p est son énergie potentielle et E_{com} est l'énergie externe. Les courbes E_{int}^u et E_{int}^I représentent l'énergie cinétique interne des membres supérieurs (indice « u ») et inférieurs (indice « I »). Le « stick diagram » représente la position des segments corporels droits (trait épais) et gauches (traits fins) tous les 10 % du cycle. Les lignes verticales délimitent les phases de double appui. Attention, ce cycle n'est pas délimité comme habituellement entre deux attaques du talon droit mais entre deux minima de E_k (d'après les données de Schepens et al., 2004 [8]).

Il doit donc exister un compromis entre lissage et mécanisme pendulaire : réduire les variations de E_k et de E_p sans toutefois les supprimer totalement, afin qu'un échange reste possible entre énergie cinétique et potentielle. Massaad et al. (2013) [15] ont demandé à 6 sujets de marcher à différentes vitesses (1, 2, 3, 4, 5 et 6 km h⁻¹) sur un tapis roulant. Les sujets marchaient d'abord normalement, puis on leur demandait de marcher en maintenant le bassin à la même hauteur tout au long du cycle de marche (marche « à plat »), enfin ils marchaient en exagérant les déplacements verticaux du COM (marche « par bonds »). Les sujets recevaient un feedback visuel en temps réel pour les aider à moduler le déplacement vertical du COM : un marqueur placé au niveau du sacrum du sujet était filmé et projeté sur un écran face à lui. Les résultats de cette étude ont montré que si le sujet réduit ou augmente les mouvements verticaux du COM par rapport à la marche normale, le mécanisme pendulaire est moins performant et le coût énergétique augmente. Cette étude a mis en évidence le fait que le compromis entre lissage et mécanisme pendulaire est idéal : le lissage de la courbe du COM permet des variations suffisantes de E_k et de E_p pour que le mécanisme pendulaire fonctionne de façon optimale.

■ Travail musculaire durant la marche

La Figure 12 présente l'évolution des courbes d'énergies externe et interne au cours d'un cycle de marche. Le travail mécanique réalisé par les muscles est évalué à partir des variations de ces courbes : une augmentation du niveau d'énergie correspond à un travail positif et une diminution du niveau d'énergie à un travail négatif. Toute la difficulté est d'attribuer correctement les variations d'énergie à un transfert passif d'énergie ou à un travail réalisé par

les muscles. Un exemple : si l'énergie d'un segment augmente pendant que celle d'un autre diminue, faut-il attribuer cette augmentation à un transfert d'énergie entre les deux segments, ou bien, s'agit-il de travail positif réalisé par les muscles du premier segment pendant que les muscles du second réalisent du travail négatif ?

Travail externe

Les courbes E_k et E_p étant en opposition de phase (Fig. 11), il y a échange entre l'énergie cinétique et potentielle du COM, comme dans un pendule. De ce fait, l'amplitude de E_{com} est plus petite que celles de E_k et E_p. Le pourcentage d'énergie récupérée (% R) grâce au mécanisme pendulaire, par la transformation d'énergie cinétique en énergie potentielle et vice-versa, est calculé par l'équation suivante :

$$\% R = 100 \frac{W_k + W_v - W_{ext}}{W_k + W_v}$$

où W_k est le travail positif pour accélérer le COM (c'est-à-dire les variations positives de la courbe E_k) et W_v est le travail positif pour élever le COM (c'est-à-dire les variations positives de la courbe E_p). Le travail externe positif, W_{ext}, est la somme des incréments de la courbe E_{com} :

$$W_{ext} = \sum \Delta_+ E_{com}$$

La partie supérieure de la Figure 13 présente le pourcentage d'énergie conservée (%R) grâce au mécanisme pendulaire. Dans un pendule parfait, %R = 100 %. Dans la marche, %R atteint un maximum d'environ 65 % à 1,2 m s⁻¹. La partie inférieure de la Figure 13 présente le travail mécanique normalisé par unité de poids corporel et par unité de distance en fonction de la vitesse de marche. Le travail externe (W_{ext}) est minimal (de l'ordre de

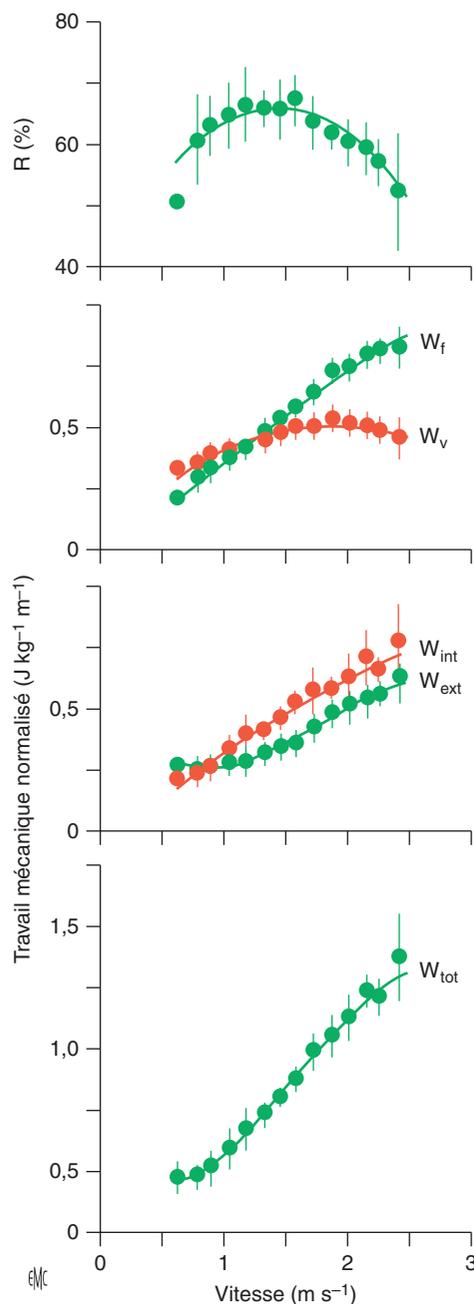


Figure 13. %R pourcentage d'énergie récupérée grâce à l'échange entre énergie cinétique et potentielle, et vice-versa. W_k est le travail positif pour accélérer le COM et W_v est le travail positif pour élever le COM. W_{ext} est le travail positif externe pour déplacer le COM par rapport à l'environnement et W_{int} est le travail interne mesuré en tenant compte des échanges possibles entre les différentes formes de travail interne. Le travail total W_{tot} est la somme de W_{ext} et de W_{int} (d'après les données de Schepens et al., 2004 [8]).

0,25 J kg⁻¹ m⁻¹) à une vitesse de ~1 m s⁻¹ environ. Cette vitesse est légèrement inférieure à celle où %R est maximal. Pour un fonctionnement optimal du mécanisme pendulaire, il faut que les courbes de E_k et E_p soient en opposition de phase, mais aussi que les variations de E_k et E_p aient à peu près la même amplitude. Aux basses vitesses de marche, %R est petit car les variations de E_k (W_f) sont moins importantes que les variations de E_p (W_v). En d'autres termes, à basse vitesse, il n'y a pas assez d'énergie cinétique à transformer en énergie potentielle et %R est bas. Au contraire, aux grandes vitesses, les variations de E_k sont plus importantes que les variations de E_p et W_f , et plus grandes que W_v . En conséquence, %R est plus petit qu'aux vitesses intermédiaires où W_f et W_v sont à peu près égaux.

Travail interne

Les courbes de l'énergie interne des quatre membres sont présentées au bas de la Figure 12. Les différents échanges possibles au niveau de l'énergie interne ont été discutés en détail par Willems et al. (1995) [3], Bastien et al. (2003) [7] et Schepens et al. (2004) [8]. Selon ces études, W_{int} doit être calculé à partir de l'énergie interne des quatre membres séparément. En effet, il semble raisonnable d'accepter les transferts d'énergie entre les segments d'un même membre mais pas entre les membres. En d'autres termes, il faut sommer l'énergie interne des segments d'un même membre et calculer pour chaque membre, les variations de l'énergie interne. Le travail interne est donc la somme des variations des deux courbes E_{int}^u et des deux courbes E_{int}^l :

$$W_{int} = 2 \sum \Delta + E_{int}^u + 2 \sum \Delta + E_{int}^l$$

Pour les membres supérieurs, E_{int}^u représente l'énergie cinétique interne des membres due à leurs mouvements par rapport au COM. Pour les membres inférieurs, E_{int}^l est obtenu en considérant les échanges possibles entre leur énergie cinétique interne et le travail fait par un membre contre l'autre pendant le double appui [8].

En comparant l'amplitude des courbes E_{int}^u et E_{int}^l , on constate que plus de 80 % du travail interne est réalisé pour déplacer les membres inférieurs. L'évolution de W_{int} en fonction de la vitesse est présentée à la Figure 13. Aux basses vitesses, W_{int} est plus petit que W_{ext} . Le W_{int} augmente avec la vitesse de progression, parce que plus le sujet marche vite, plus la fréquence et l'amplitude des mouvements des segments augmentent [13]. Aux vitesses de marche supérieures à 1 m s⁻¹, W_{int} est supérieur au W_{ext} .

Travail total

Les différents échanges possibles entre l'énergie externe et l'énergie interne ont été discutés par Willems et al. (1995) [3]. Selon ces auteurs, il n'y a pas (ou peu) d'échange possible entre ces deux formes d'énergie. La façon la plus raisonnable d'évaluer le travail total réalisé par les muscles dans la marche est donc de sommer le travail externe (W_{ext}) et le travail interne (W_{int}) : $W_{tot} = W_{ext} + W_{int}$. W_{tot} augmente grosso modo avec le carré de la vitesse de progression : W_{tot} passe de 0,4 J kg⁻¹ m⁻¹ à 0,5 m s⁻¹, à 1,4 J kg⁻¹ m⁻¹ à 2,5 m s⁻¹ (Fig. 13 en bas).

■ Dépense énergétique au cours de la marche

Pour produire du travail mécanique, le muscle utilise l'énergie chimique contenue dans les graisses et dans les sucres (Fig. 1). Dans la marche, l'énergie chimique consommée est généralement mesurée par calorimétrie indirecte, à partir de la consommation d'oxygène du sujet. On ne mesure donc pas directement la quantité d'énergie utilisée mais bien la quantité d'oxygène (O_2) utilisée pour produire cette énergie (Fig. 14). En bref, on estime cette quantité d'oxygène en faisant la différence entre la proportion d' O_2 dans l'atmosphère terrestre (~21 %) et dans l'air expiré (~16 %). En multipliant cette différence par la quantité d'air expiré, on obtient la quantité d'oxygène consommée. En moyenne, il faut 1 ml d' O_2 pour produire environ 20,1 J d'énergie. Pour plus de détails sur la mesure de la dépense énergétique au cours d'un exercice, nous vous renvoyons à l'ouvrage de McArdle (1996) [2].

La puissance brute (P_{brut}) est la quantité d'énergie consommée par unité de temps pendant la marche. Chez l'adulte, la puissance est proportionnelle à la masse corporelle, c'est pourquoi elle est le plus souvent exprimée en W kg⁻¹ afin de pouvoir comparer des adultes de différentes masses. Cependant, la totalité de P_{brut} n'est pas uniquement développée pour marcher. En effet, une partie de l'énergie est utilisée pour maintenir la température corporelle, respirer, digérer, se tenir debout, etc. La part de la puissance développée pour toutes ces activités peut être évaluée en mesurant la puissance développée lors de la station debout (P_{db}). La puissance



Figure 14. Exemple de la mesure de la consommation énergétique sur tapis roulant. L'appareillage qui mesure la quantité d'air expiré de même que la teneur en O_2 et CO_2 dans cet air est placé à côté du sujet (photo réalisée au laboratoire de C. Detrembleur).

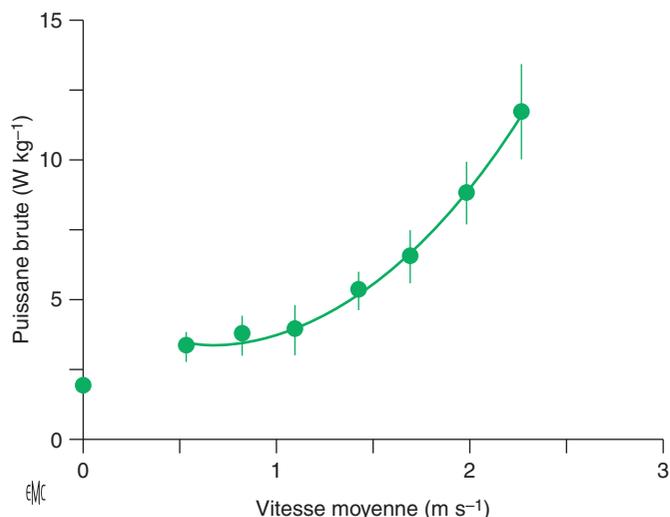


Figure 15. Puissance énergétique brute normalisée par unité de masse corporelle (P_{brut}) développée à différentes vitesses de marche chez l'adulte. Chaque point correspond à la moyenne obtenue pour tous les individus ayant marché à cette vitesse. Les barres représentent les écarts-types. Le point à vitesse nulle représente la puissance développée lors de la station debout (d'après les données de Dejaeger et al., 2001 [16]).

nette (P_{net}), qui est la puissance développée per se pour marcher, est calculée comme : $P_{net} = P_{brut} - P_{db}$.

La puissance P_{brut} augmente avec le carré de la vitesse de progression (Fig. 15). Lorsque la vitesse de marche tend vers 0, P_{brut} tend vers environ $3,5 \text{ W kg}^{-1}$. Cette valeur est plus grande que P_{db} qui est de l'ordre de $1,8 \text{ W kg}^{-1}$. En d'autres termes, quand la vitesse tend vers 0, P_{net} tend vers $1,7 \text{ W kg}^{-1}$. Ceci est lié au fait que marcher sur place coûte plus d'énergie que de rester debout.

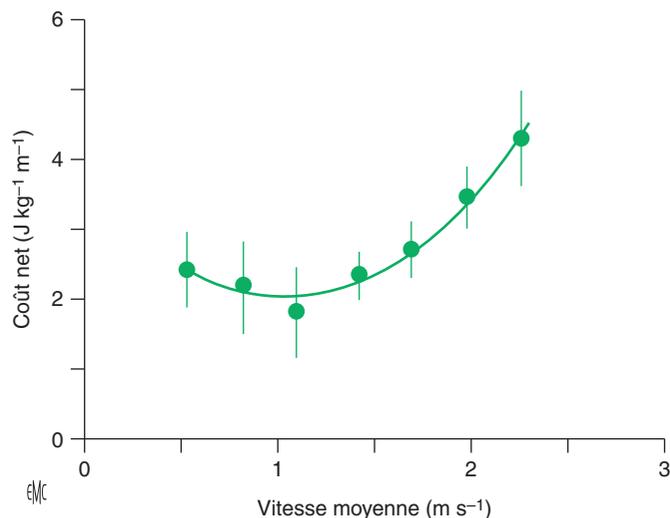


Figure 16. Coût net de la marche normalisée par unité de masse corporelle (C_{net}) en fonction de la vitesse de progression. Autres indications, comme à la Figure 15 (d'après les données de Dejaeger et al. 2001 [16]).

Le coût de la marche est défini comme la quantité d'énergie nécessaire pour se déplacer sur une distance donnée. Le coût normalisé par unité de masse corporelle est obtenu en divisant la puissance (P , en W kg^{-1}) par la vitesse de marche (V , en m s^{-1}) :

$$C = \frac{P}{V} \text{ unité} \rightarrow \frac{\text{W s}}{\text{kg m}} = \frac{\text{J } 1 \text{ s}}{\text{s kg m}} = \frac{\text{J}}{\text{kg m}}$$

Le coût C_{net} représente la quantité d'énergie nécessaire pour déplacer un kilogramme de masse corporelle sur une distance d'un mètre (Fig. 16). C_{net} varie en fonction de la vitesse selon une courbe en forme de U qui présente un minimum à une vitesse optimale légèrement supérieure à 1 m s^{-1} . La relation entre la puissance et le coût énergétique de la marche a été étudiée en détail [17]. Intuitivement, la forme en U de C_{net} peut se comprendre de la façon suivante. Comme le montre l'équation ci-dessus, C_{net} est le produit de P_{net} par le temps nécessaire pour parcourir une unité de distance (l'inverse de la vitesse). La puissance nette est corrélée avec l'effort qui est fourni au cours de l'exercice. Aux basses vitesses, la puissance nette (l'effort fourni pour marcher) est faible, mais le temps nécessaire pour parcourir une unité de distance est long ; C_{net} est donc important. Aux grandes vitesses, le temps pour parcourir une unité de distance est court mais P_{net} (l'effort fourni) est importante ; C_{net} est également important. Aux vitesses intermédiaires, le produit de la puissance développée par le temps nécessaire pour parcourir une distance est optimal et C_{net} est minimal. Notons que le minimum de C_{net} survient à peu près à la même vitesse ($\sim 1 \text{ m s}^{-1}$) que le minimum de W_{ext} (Fig. 13).

■ Rendement musculaire durant la marche

Le rendement d'un système est le rapport de l'énergie utilisable (E_{out}) à l'énergie mise en œuvre (E_{in}). Notons que ce rapport peut être calculé aussi bien en termes d'énergie (E_{out}/E_{in}) qu'en termes de puissance (P_{out}/P_{in}). Si on adapte cette définition à la locomotion, le rendement musculaire, appelé aussi rendement métabolique (η), est défini comme le rapport entre la puissance mécanique totale positive développée au cours de la marche (W_{tot}) divisée par la puissance métabolique nette (P_{net}). Ce rapport est défini comme le rendement de la production de travail positif durant la marche puisqu'il ne prend en compte que le travail moteur positif (ou la puissance motrice positive). Le rendement métabolique permet de répondre à la question : Quelle part de l'énergie métabolique consommée est transformée en travail musculaire positif ? Le reste étant perdu en chaleur, en friction, en cocontraction, etc.

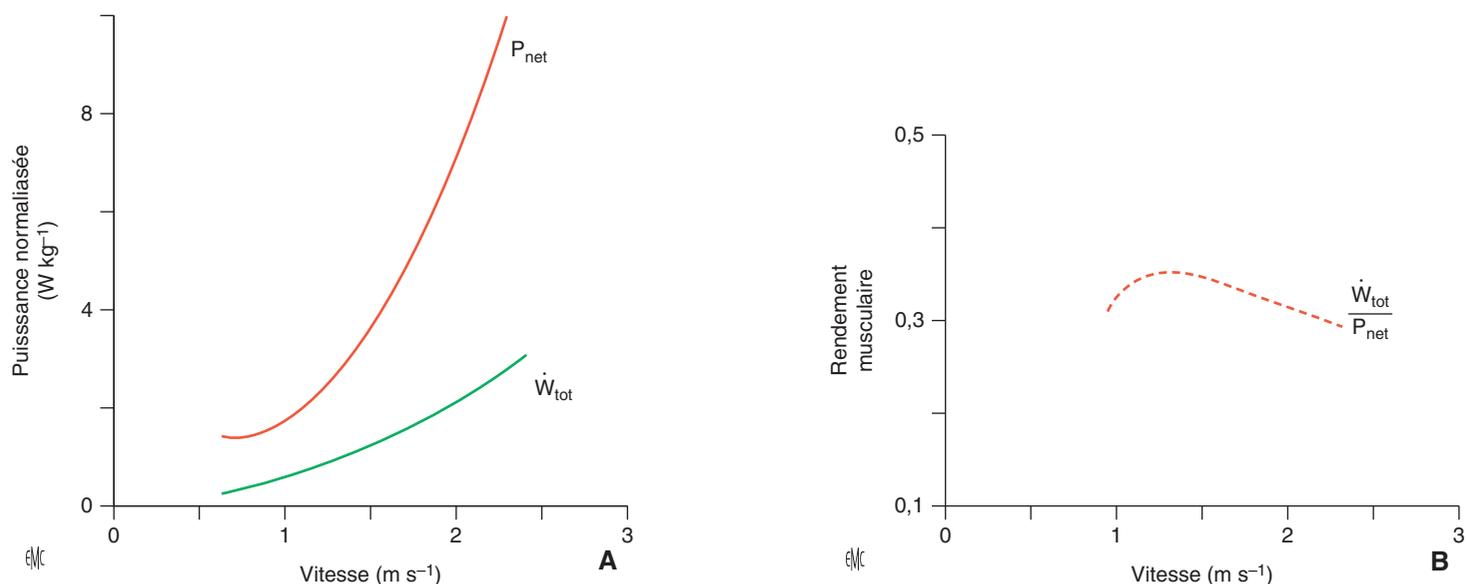


Figure 17. A. Évolution de la puissance musculaire (\dot{W}_{tot}) et de la puissance métabolique nette (P_{net}) en fonction de la vitesse de marche. B. Évolution du rendement musculaire (η) en fonction de la vitesse de progression (d'après Schepens et al., 2004 [8]).

Au cours de la marche, la puissance musculaire totale (\dot{W}_{tot}) est la somme de la puissance externe (\dot{W}_{ext}) et de la puissance interne (\dot{W}_{int}). L'évolution de \dot{W}_{tot} et P_{net} en fonction de la vitesse de marche est présentée à la Figure 17A. Les courbes de \dot{W}_{tot} et P_{net} (en $W kg^{-1}$) augmentent toutes deux avec le carré de la vitesse de progression (V , en $m s^{-1}$) suivant les équations suivantes : $\dot{W}_{tot} = 0,53V^2 + 0,06V - 0,01$ et $P_{net} = 2,4V^2 - 2V + 1,7$.

Le rapport entre ces deux fonctions définit le rendement musculaire qui est présenté à la Figure 17B. Lors d'une contraction concentrique isolée, η est inférieur à 0,2 (Dickinson, 1929) [18] ; ce rendement dépend du groupe musculaire sollicité, du type de fibres, de la vitesse de contraction, etc. Dans cette situation, un maximum de 20 % de l'énergie chimique consommée est transformée en travail mécanique – le reste étant essentiellement transformé en chaleur. Cependant dans la marche, η est de l'ordre de 0,30-0,35.

Pourquoi le rendement d'un muscle est-il meilleur au cours de la marche que lors d'une contraction concentrique seule ? Dans la marche sur sol plat à vitesse moyenne constante, le niveau moyen d'énergie reste constant. S'il n'y a pas de vent et que le sol est ferme, les forces de frottement de l'air et du sol sont négligeables, et il n'y a pas de dissipation d'énergie. De ce fait, les muscles réalisent autant de travail positif (contractions concentriques) que de travail négatif (contractions excentriques). Durant les phases de travail négatif, une partie de l'énergie absorbée est stockée dans les muscles et les tendons sous forme d'énergie potentielle élastique pour être réutilisée lors de la phase de travail positif suivante. Ce mécanisme de stockage-libération d'énergie élastique permet de réduire la quantité d'énergie consommée et donc d'augmenter le rendement η_m au-delà de 0,2 [3].

■ Conclusion

La locomotion terrestre permet de se déplacer en traversant un milieu (l'air) tout en prenant appui sur le sol. Même si le travail utile réalisé dans la marche (le travail pour lutter contre les frottements de l'air) est négligeable, cette activité demande un travail mécanique important.

En effet, la marche est un mode de locomotion pédestre durant lequel le poids du corps est supporté alternativement par un membre et puis l'autre. L'utilisation de membres pour se déplacer, plutôt que des roues par exemple, présente l'avantage d'offrir une grande mobilité. Se déplacer dans des endroits confinés, franchir un obstacle, monter une pente raide, marcher sur un sol meuble, etc., est possible en marchant, alors que c'est une tâche difficile en chaise roulante ou à bicyclette. Cependant, l'utilisation

de membres coûte chère d'un point de vue énergétique, car elle entraîne des variations importantes de l'énergie mécanique du centre de masse et des segments corporels, et donc une dépense énergétique importante. À même vitesse, le coût métabolique de la marche est 5 à 10 fois plus important que le coût métabolique du vélo, par exemple.

Afin de réduire cette dépense énergie métabolique, différentes stratégies ont été mises en place pour atténuer les variations d'énergie mécanique au cours de la marche. La coordination entre les segments des deux membres inférieurs va permettre, d'une part, de lisser la trajectoire du centre de masse corporel afin d'éviter les variations trop importantes de la vitesse et de la hauteur du centre de masse corporel, et d'atténuer la collision (qui dissipe de l'énergie) lors de la pose du talon au sol. D'autre part, le fait que dans la marche, une partie de l'énergie cinétique perdue est transformée en énergie potentielle, et inversement (mécanisme pendulaire), va permettre de réduire le travail externe réalisé par les muscles au cours de la marche. Enfin, lors des contractions excentriques, une partie de l'énergie perdue va pouvoir être stockée sous forme d'énergie élastique dans les structures musculotendineuses et être restituée lors de la contraction concentrique suivante. Ce mécanisme de stockage-restitution va permettre d'augmenter le rendement musculaire au-delà de la valeur de 0,25 (rendement de la transformation d'énergie chimique en travail mécanique lors d'une contraction concentrique).

En pathologie, ces mécanismes peuvent être perturbés et réduire ainsi la capacité du patient à se déplacer. Il peut alors être utile de réaliser une analyse détaillée de la marche (mesure des forces de réaction du sol, cinématique des mouvements, électromyographie cinésilogique, etc.), afin de détecter à quel moment du cycle et pour quelle raison, il y a des pertes d'énergie. Chez l'enfant infirme moteur cérébral ou hémiplégique, ces techniques d'analyse de la marche ont montré toute leur efficacité comme aide au diagnostic ou à l'élaboration du traitement.

■ Références

- [1] Cavagna GA. *Muscolo e locomozione*. Milan: Raffaello Cortina Editore; 1988. p. 158.
- [2] McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Exercise physiology, energy, nutrition, and human performance*. Baltimore: Williams & Wilkins; 1996. p. 147.
- [3] Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC. External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol* 1995;198:379-93.
- [4] Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 1975;39:174-9.

- [5] Lejeune TM, Willems PA, Heglund NC. Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *J Exp Biol* 1998;**201**:2071–80. 608
- [6] Dewolf AH, Ivanenko YP, Lacquaniti F, Willems PA. Pendular energy transduction within the step during human walking on slopes at different speeds. *PLoS One* 2017;**12**:e0186963. 609
- [7] Bastien GJ, Heglund NC, Schepens B. The double contact phase in walking children. *J Exp Biol* 2003;**206**:2967–78. 610
- [8] Schepens B, Bastien GJ, Heglund NC, Willems PA. Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J Exp Biol* 2004;**207**:587–96. 611
- [9] Lee DV, Comanescu TN, Butcher MT, Bertram JEA. A comparative collision-based analysis of human gait. *Proc Bio Sci* 2013;**280**:20131779. 612
- [10] Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991;**10**:575–87. 613
- [11] Della Croce U, Riley PO, Lelas JL, Kerrigan DC. A refined view of the determinants of gait. *Gait Posture* 2001;**14**:79–84. 614
- [12] Saunders JB, Inmann VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am* 1953;**35**-A:543–58. 615
- [13] Willems PA, Detrembleur C, Schepens B, Dewolf AH. Cinématique de la marche normale. *EMC* (Elsevier Masson SAS, Paris), Kinésithérapie – Médecine physique – Réadaptation, 26-007-B-75, 2024. 616
- [14] Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol* 1976;**262**:639–57. 617
- [15] Massaad F, Lejeune TM, Detrembleur C. The up and down bobbing of human walking: a compromise between muscle work and efficiency. *J Physiol* 2007;**582**:789–99. 618
- [16] DeJaeger D, Willems PA, Heglund NC. The energy cost of walking in children. *Pflugers Arch* 2001;**441**:538–43. 619
- [17] Genin JJ, Bastien GJ, Franck B, Detrembleur C, Willems PA. Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees. *Eur J Appl Physiol* 2008;**103**:655–63. 620
- [18] Dickinson S. The efficiency of bicycle-peddaling, as affected by speed and load. *J Physiol* 1929;**67**:242–55. 621
622
623
624

P.A. Willems (patrick.willems@uclouvain.be). 625

Laboratoire de physiologie et biomécanique de la locomotion, Institute of neurosciences (IoNS), Université catholique de Louvain, Faculté des sciences de la motricité, place Pierre de Coubertin, 1, B-1348 Louvain-la-Neuve, Belgique. 626
627

C. Detrembleur. 628

Laboratoire d'analyse de la marche pathologique, Institut de recherche expérimentale et clinique (IREC), Université catholique de Louvain, Faculté des sciences de la motricité, avenue Mounier, 53, B1.53.07, B-1200 Woluwe-Saint-Lambert, Belgique. 629
630

B. Schepens. 631

A.H. Dewolf. 632

Laboratoire de physiologie et biomécanique de la locomotion, Institute of neurosciences (IoNS), Université catholique de Louvain, Faculté des sciences de la motricité, place Pierre de Coubertin, 1, B-1348 Louvain-la-Neuve, Belgique. 633
634

Toute référence à cet article doit porter la mention : Willems PA, Detrembleur C, Schepens B, Dewolf AH. Mécanique et énergétique de la marche normale. *EMC - Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation* 2024;0(0):1-10 [Article 26-007-B-85]. 635
636
637