

Cinématique de la marche normale

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

Résumé : La marche humaine est une activité complexe durant laquelle le poids du corps est alternativement transféré d'un pied à l'autre. De nombreuses pathologies perturbent cette fonction, entraînant une diminution des capacités fonctionnelles et, par conséquent, de la qualité de vie du patient. C'est pourquoi la rééducation à la marche dans le but de restituer la mobilité, fait l'objet d'une attention toute particulière de la part du kinésithérapeute. Pour concevoir et réaliser son traitement, ce dernier doit avoir une bonne connaissance des mouvements effectués pendant la marche. Dans le présent exposé, nous analyserons la cinématique de la marche. La cinématique décrit les mouvements des segments corporels sans tenir compte des forces mises en jeu pour réaliser ces mouvements. L'analyse cinématique de la marche, basée sur le seul examen visuel, est limitée. En effet, la marche est une activité trop complexe et trop rapide pour pouvoir être analysée en détail sans l'assistance de systèmes de capture du mouvement. La plupart des données que nous présentons ici sont issues de nos laboratoires. La vitesse de progression modifiant les caractéristiques de la marche, il est important que le kinésithérapeute puisse distinguer les modifications de la cinématique liées à une modification de la vitesse de celles liées à la pathologie. C'est pourquoi l'influence de la vitesse de marche sur chacun des paramètres analysés sera présentée. Après avoir défini les phases du cycle de marche, nous décrirons les mouvements des segments corporels, principalement au niveau du membre inférieur. Nous terminerons en analysant la coordination entre les mouvements des différents segments du membre inférieur. Cet article est le premier d'une série de trois consacrés à la marche normale. Dans le second article, nous étudierons l'activité des principaux groupes musculaires au niveau du membre inférieur. Le dernier article sera consacré à la mécanique et à l'énergétique de la marche normale.

© 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 : Locomotion ; Marche ; Cinématique ; Coordination intersegmentaire

Plan

■ Cycle de marche	1
Influence de la vitesse de marche	2
■ Cinématique de la marche	3
Orientation du bassin dans l'espace	4
Déplacement angulaire de la hanche	6
Déplacement angulaire du genou	8
Déplacement angulaire de la cheville	8
Orientation du pied par rapport à l'axe de progression	10
Déplacement latéral du bassin	10
Orientation de la ceinture scapulaire	10
■ Coordination intersegmentaire au niveau du membre inférieur	11
■ Conclusion	14

■ Cycle de marche

La marche est une activité cyclique durant laquelle les mouvements des segments corporels se reproduisent à périodicité régulière. La période fondamentale est le « cycle de marche ». Généralement, le cycle est normalisé en fonction de sa durée (Fig. 1) : par convention, 0 % et 100 % correspondent à la pose du talon droit au sol. Tout au long de cet exposé, le cycle sera divisé selon cette convention et nous étudierons les mouvements des segments corporels du côté droit. Le cycle comprend deux pas compris entre la pose d'un talon et la pose du talon ipsilatéral. La marche normale étant symétrique, 50 % correspond à la pose du talon gauche et les mouvements des segments gauches sont identiques à ceux du côté droit, mais décalés de la période d'un pas (50 %).

Durant la marche, le sujet reste en contact avec le sol tout au long du cycle qui comprend donc :

- deux phases de double appui durant lesquelles le poids du corps est transféré d'un pied sur l'autre. Ces phases de double appui commencent à l'attaque d'un talon et se terminent lors de la levée des orteils du pied controlatéral ;

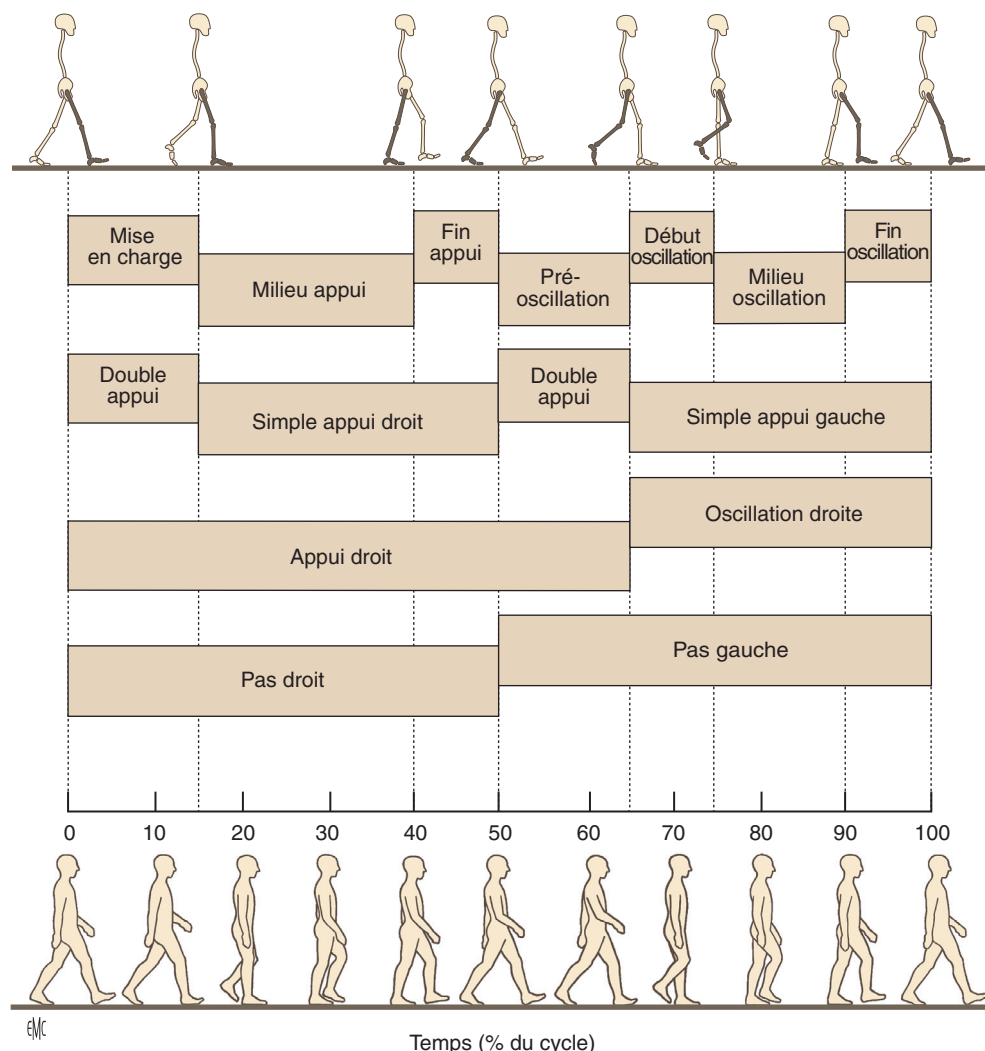


Figure 1. Division du cycle de marche (d'après A. de Vinck).

- deux phases de simple appui qui commencent à la levée des orteils d'un pied et terminent à la pose du talon du même pied.

Le cycle commence par une phase de double appui durant laquelle le poids du corps est transféré du membre inférieur gauche au membre inférieur droit. Aux vitesses intermédiaires (environ 4 km h^{-1}), cette première phase s'étend de 0 à environ 15 %. Elle est suivie par une phase de simple appui sur le membre inférieur droit, comprise entre la levée des orteils gauches ($\sim 15 \%$) et l'attaque du talon gauche (50 %). Durant cette phase, le membre inférieur gauche oscille vers l'avant. Ensuite, durant la seconde phase de double appui, comprise entre la pose du talon gauche (50 %) et la levée des orteils droits ($\sim 65 \%$), le poids est transféré du pied droit au pied gauche. Le cycle se termine par une phase de simple appui sur le membre inférieur gauche, comprise entre la levée des orteils droits ($\sim 65 \%$) et la pose du talon droit (100 %). Durant cette phase, le membre inférieur droit oscille vers l'avant. Pour le pied droit, la phase d'appui s'étend de 0 à $\sim 65 \%$ et la phase oscillatoire de ~ 65 à 100 %.

Lors de l'analyse de la marche pathologique, il est souvent nécessaire d'utiliser une division plus détaillée du cycle (Fig. 1, en haut). Cette division fut proposée par Perry ^[1]. Le premier pas est divisé en quatre phases (Fig. 2). Le double appui (0 à 15 % du cycle) est divisé en deux parties. Le contact initial (0 à 2 %) correspond à la pose du talon au sol. Durant la mise en charge (2 à 15 %), le pied droit se pose à plat sur le sol et le poids du corps est transféré du membre inférieur gauche vers le droit. Cette phase se termine avec le lever des orteils gauches. Le milieu d'appui (15 à environ 40 %) est la première partie de la phase de simple appui droit. Le poids du corps passe au-dessus du pied droit. Cette phase se termine au moment où la jambe gauche est verticale. La fin d'appui s'étend d'environ 40 à 50 % ; durant cette phase, le talon

droit se lève, le genou gauche termine son extension et le talon gauche s'apprête à toucher le sol.

Le second pas est divisé en quatre phases (Fig. 3). Tout d'abord, il y a la phase préoscillatoire qui coïncide avec le second double appui (de 50 à 65 %) durant laquelle le poids du corps est transféré de droite à gauche. Il y a ensuite la phase oscillatoire qui est subdivisée en trois phases. Le début de l'oscillation (65 à environ 75 %) est la première partie de la phase oscillatoire. Durant cette phase, le tronc « monte » sur la jambe gauche. Le genou droit se fléchit pour que le pied ne touche pas le sol lors de l'oscillation. La phase se termine lorsque le poids du corps est à l'aplomb du pied gauche, c'est-à-dire lorsque le membre inférieur portant est vertical. Le milieu de l'oscillation (environ 75 à 90 %) est la seconde partie de la phase oscillatoire. Durant cette phase, le poids du corps passe en avant du pied gauche et le genou droit s'étend. La phase se termine lorsque la jambe droite est verticale. Durant la fin de l'oscillation (environ 90 à 100 %), le genou droit termine son extension et le pied droit se positionne pour l'attaque talon suivante. Cette phase se termine lorsque le talon droit touche le sol.

Influence de la vitesse de marche

La vitesse de marche est le produit de la longueur du cycle (ou du pas) par la fréquence du cycle (ou du pas). Pour changer sa vitesse, un individu peut soit allonger sa foulée, soit augmenter la fréquence des mouvements, ou bien faire les deux.

Aux basses vitesses de marche, le sujet réalise des petits pas à basse fréquence (Fig. 4). À $0,5 \text{ m s}^{-1}$ ($1,8 \text{ km h}^{-1}$), la longueur du cycle est d'environ 1 m (Fig. 4A) et le sujet réalise environ 1 cycle toutes les 2 secondes (Fig. 4B). Le sujet augmente sa vitesse en

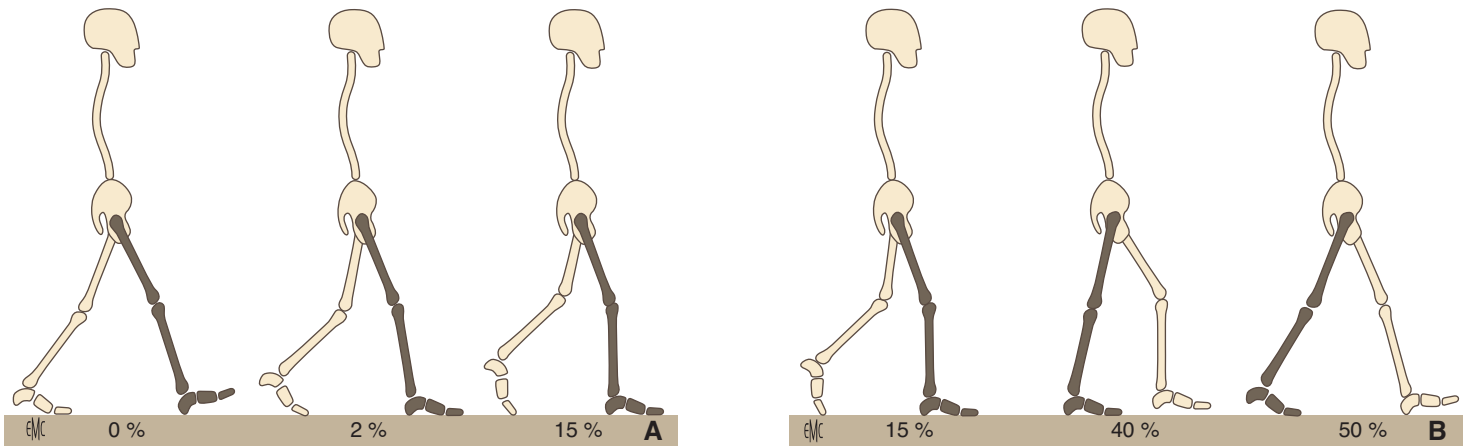


Figure 2. Division du premier pas du cycle (A et B) – le membre inférieur droit est représenté en foncé. Les temps de début et de fin de chaque phase correspondent à la marche à vitesse intermédiaire, c'est-à-dire environ 4 km h^{-1} (d'après A. de Vinck).

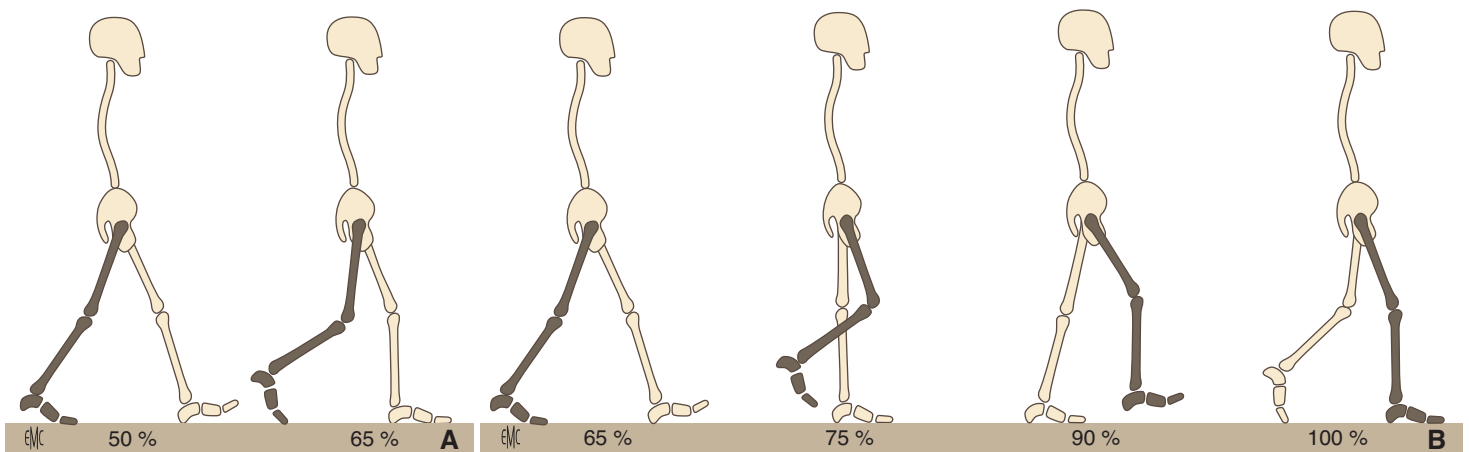


Figure 3. Division du deuxième pas du cycle (A et B) – le membre inférieur droit est représenté en gris foncé (d'après A. de Vinck).

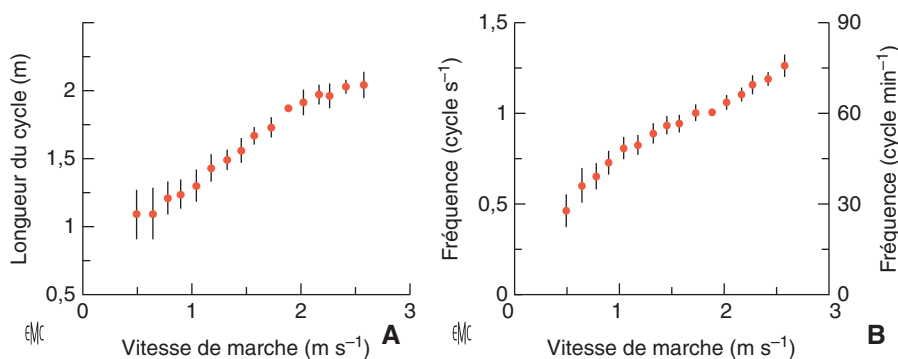


Figure 4. Relation entre la longueur du cycle (A), la fréquence du cycle (B) et la vitesse de marche. Les points correspondent aux moyennes et les barres verticales aux écarts-types, obtenus dans chaque classe de vitesse de $0,18 \text{ m s}^{-1}$ ($0,5 \text{ km h}^{-1}$) (d'après Schepens et al. ^[2]).

augmentant conjointement la longueur et la fréquence du cycle. À partir de $\sim 2 \text{ m s}^{-1}$, la longueur du cycle plafonne à $\sim 2 \text{ m}$, probablement pour des raisons anatomiques (Fig. 4A). À cette vitesse, la fréquence est de l'ordre d'un cycle par seconde. Au-delà de 2 m s^{-1} , la vitesse de marche augmente essentiellement par un accroissement de la fréquence du cycle (Fig. 4B).

À basse vitesse ($0,5 \text{ m s}^{-1}$), chaque phase de double appui représente près de 20 % de la durée du cycle (Fig. 5B). Lorsque la vitesse de progression augmente, le temps nécessaire pour transférer le poids du corps d'un membre à l'autre diminue, tant en valeur absolue (Fig. 5A) qu'en valeur relative (Fig. 5B). Aux vitesses les plus élevées (supérieure à 2 m s^{-1}), chaque phase de double appui représente moins de 10 % de la durée du cycle.

■ Cinématique de la marche

En biomécanique, la cinématique décrit les mouvements des segments corporels, sans tenir compte des forces qui engendrent ces mouvements. Pour étudier le mouvement des segments corporels durant la marche, on va classiquement diviser l'espace selon trois axes (Fig. 6) : un axe orienté horizontalement dans la direction de la progression (axe f ou axe antéropostérieur – *fore-aft axis* en anglais), un axe horizontal et perpendiculaire à l'axe de progression (axe l ou axe latéral) et enfin, un axe vertical (axe v ou axe vertical). Chaque paire d'axes définit un plan : le plan sagittal (plan f-v), le plan frontal ou plan coronal (plan l-v) et le plan transverse ou horizontal (plan f-l).

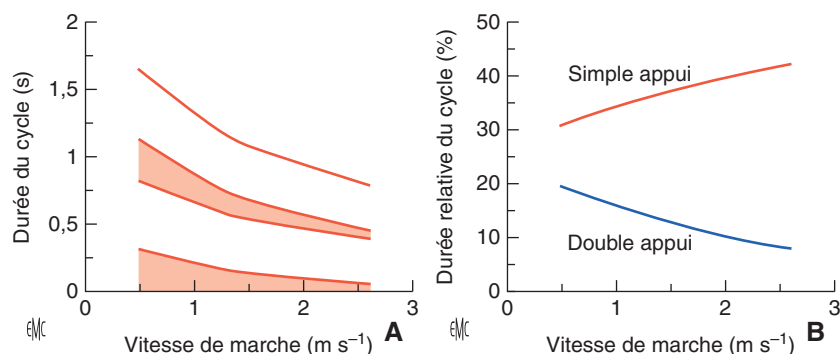


Figure 5. Relation entre la durée du cycle et la vitesse de marche.

A. Les durées sont exprimées en seconde. La zone foncée du bas correspond à la première phase de double appui, la surface blanche la plus basse représente la phase de simple appui sur le membre inférieur droit. Puis la seconde zone foncée correspond à la phase préoscillatoire. Enfin, la zone blanche du haut représente la phase de simple appui sur le membre inférieur gauche.

B. Les durées sont exprimées en % de la période du cycle (courbes de tendance réalisées d'après Schepens et al. [2]).

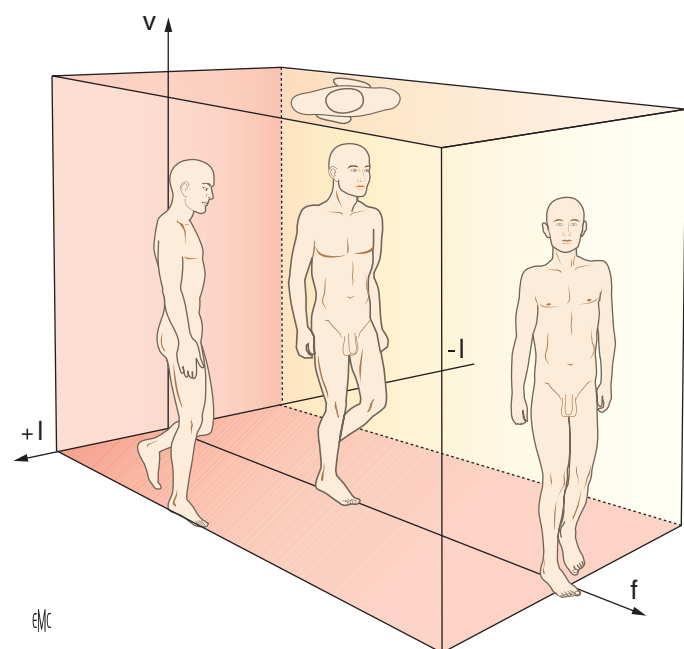


Figure 6. Les mouvements des segments corporels lors de la marche sont projetés sur les trois plans de l'espace.

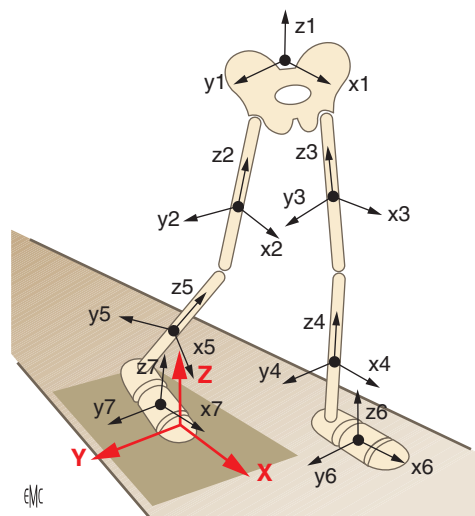


Figure 7. Modèle de Davis (1991) utilisé pour étudier la cinématique des segments corporels au cours de la marche (d'après A. de Vinck).

Le corps est modélisé comme un système multiségmentaire polyarticulé [3] qui comprend des segments rigides et indéformables articulés entre eux (Fig. 7). Dans le modèle de Davis, le pied est divisé en trois segments : l'arrière-pied, l'avant-pied et les orteils. Cependant, dans cet exposé, nous considérerons le pied

comme un seul segment. Outre le pied, chaque membre inférieur comprend également une jambe et une cuisse. Il y a aussi un segment supérieur unique, qui comprend à la fois le bassin, le thorax, la tête et les membres supérieurs. Les mouvements du bassin reflètent ceux de la partie supérieure du corps. En effet, les mouvements du tronc, de la tête et des membres supérieurs jouent un rôle mineur dans la marche normale. De plus, dans la marche pathologique, leur perturbation est le plus souvent la conséquence d'un problème au niveau des membres inférieurs, plutôt que la cause.

Les tracés, que nous présenterons dans la suite du paragraphe, ont été obtenus dans le laboratoire d'analyse de la marche pathologique, dirigé par C. Detrembleur. Les mouvements des segments corporels ont été enregistrés à l'aide de 6 caméras infrarouges à une fréquence de 100 images s^{-1} . Les segments sont délimités par des marqueurs placés sur les repères anatomiques [3]. Ces enregistrements ont été réalisés chez 6 sujets sains marchant sur un tapis roulant à trois vitesses : lente (2 $km\ h^{-1}$), intermédiaire (4 $km\ h^{-1}$) et rapide (6 $km\ h^{-1}$).

Le mouvement d'un segment corporel peut être décrit comme la somme d'un mouvement de translation de son centre de masse et d'un mouvement de rotation du segment autour de son centre de masse (Fig. 8 A). De plus, on peut :

- soit décrire l'évolution temporelle de l'orientation du segment par rapport au référentiel du laboratoire (orientation du segment dans l'espace) ;
- soit décrire l'orientation d'un segment par rapport au segment adjacent correspondant à l'angle articulaire formé par ces deux segments (Fig. 8 B).

Dans un premier temps, nous décrirons l'évolution temporelle de l'orientation du bassin dans les plans transverse, frontal et sagittal, puis nous étudierons les déplacements angulaires des articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Nous terminerons en disant un mot sur l'orientation du pied par rapport à l'axe de progression, et sur les mouvements opposés de la ceinture scapulaire et de la ceinture pelvienne.

Pour chaque angle, nous présenterons deux graphes. Le graphe du haut présente l'évolution de l'angle moyen $\pm$ un écart-type au cours d'un cycle de marche à 4 $km\ h^{-1}$. Ce graphe nous permet d'estimer les variations interindividuelles. Afin d'analyser l'effet de la vitesse sur les déplacements angulaires des segments, le second graphe présente l'évolution du même angle aux trois vitesses étudiées. Sur chaque graphe, l'angle de 0° correspond à la position anatomique.

Orientation du bassin dans l'espace

Orientation du bassin dans le plan transverse

La Figure 9 présente l'orientation du bassin dans le plan transverse au cours du cycle de marche. À vitesse intermédiaire, au moment du contact initial, la hanche droite est en avant et le bassin présente une rotation d'environ 3° par rapport à l'axe I (Fig. 9A). Le bassin reste à peu près dans cette position pendant toute la phase de double appui. Lors de la phase de simple appui, le bassin pivote autour de la hanche droite. La hanche gauche dépasse la hanche droite vers 40 % du cycle. La rotation est maximale pendant la phase préoscillatoire, le bassin présente alors une rotation dans le plan transverse d'environ -3°. Durant

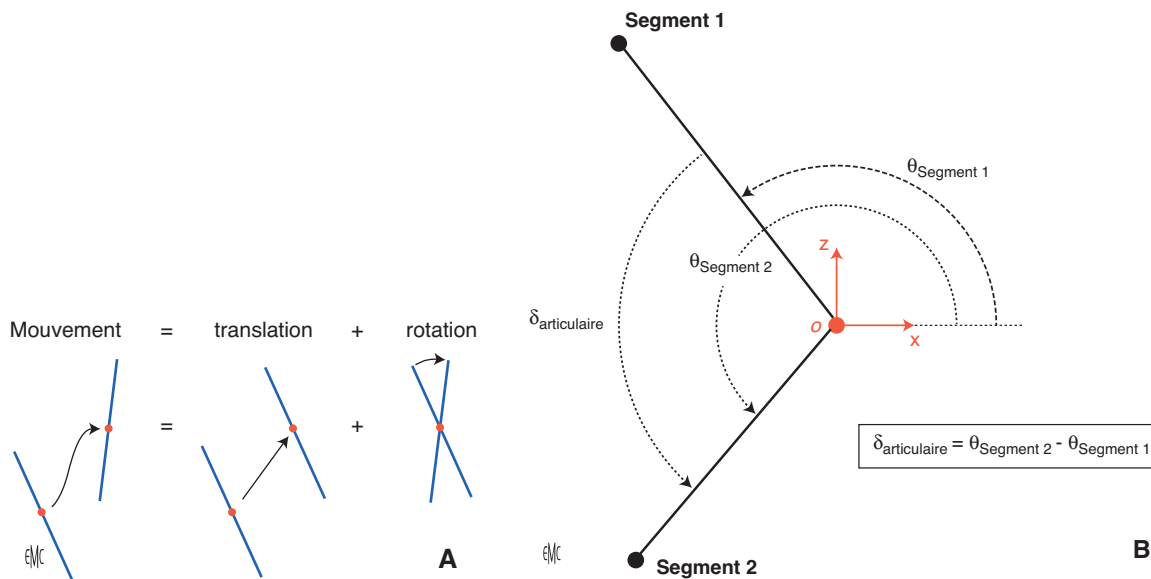


Figure 8. Les systèmes d'analyse du mouvement mesurent les positions des marqueurs dans l'espace à partir desquelles on peut définir l'orientation des segments par rapport au référentiel du laboratoire (A et B). Le mouvement quelconque d'un segment peut être décrit par un mouvement de translation plus un mouvement de rotation (A). À partir de l'orientation (θ) de deux segments adjacents, on peut calculer l'angle articulaire (δ) entre ces segments (B).

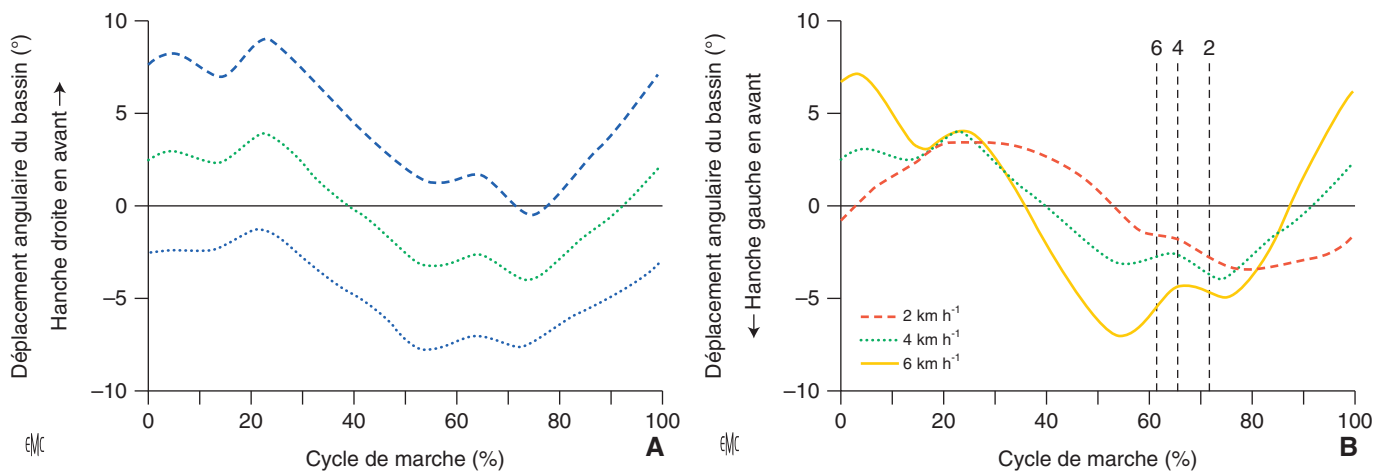
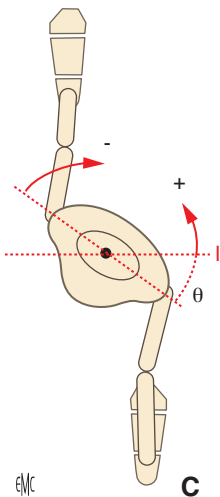


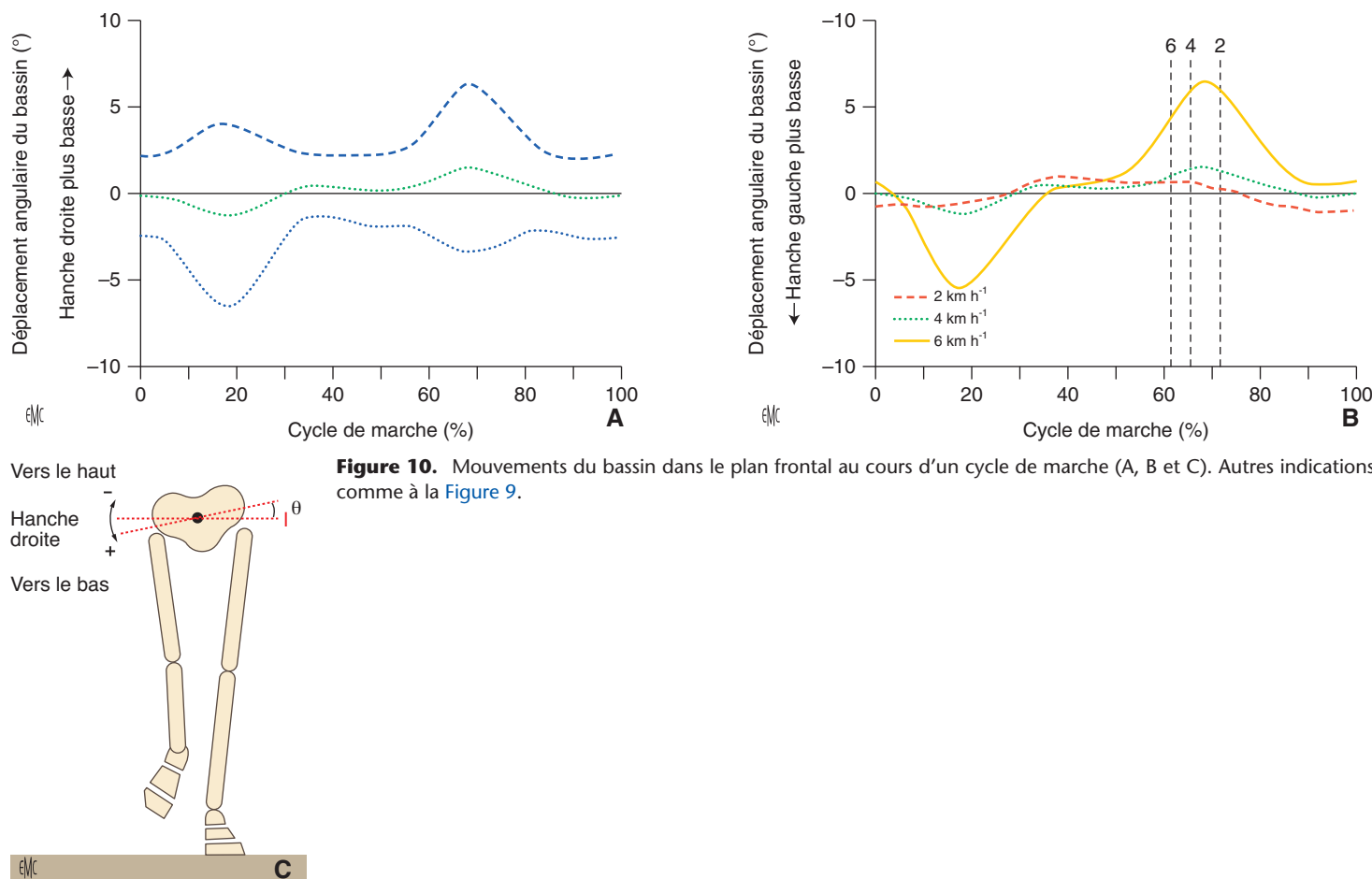
Figure 9. Mouvements angulaires du bassin dans le plan transverse au cours d'un cycle de marche. Sur les tracés A et B, l'angle de 0° correspond à la position anatomique. Le tracé A montre les valeurs moyennes (ligne verte) $\pm$ un écart-type (lignes bleues), obtenues chez ces 6 sujets sains de 20 ans marchant à 4 km h^{-1} . Les tracés B montrent les valeurs moyennes obtenues chez ces sujets à 3 vitesses différentes. Les lignes verticales en pointillés indiquent la fin de la phase d'appui aux 3 vitesses illustrées. La partie C illustre l'angle représenté sur les tracés A et B.



la seconde phase de simple appui, le bassin pivote autour de la hanche gauche.

La partie B de la Figure 9 présente l'effet de la vitesse sur le mouvement de rotation dans le plan transverse. À basse vitesse, le bassin est à peu près perpendiculaire à l'axe de progression au moment de l'attaque du talon. Pendant la phase de double appui, le bassin tourne dans le sens antihorloger et la hanche droite passe devant la hanche gauche. À la fin du double appui

(~20 %), la rotation est maximale (~3°). Puis le mouvement de rotation s'inverse, le bassin tourne dans le sens horloger et la hanche gauche passe devant la hanche droite pour revenir en position neutre à 50 %. Pendant le second pas, le bassin effectue le mouvement inverse. Lorsque la vitesse augmente, l'amplitude maximale de rotation augmente et apparaît plus tôt dans le cycle. À 6 km h^{-1} , l'amplitude atteint un maximum de 7° peu après l'attaque du talon. À cette vitesse, le bassin pivote autour de la



hanche droite pendant le premier pas et autour de la hanche gauche pendant le second pas.

Orientation du bassin dans le plan frontal

La Figure 10 présente l'orientation du bassin dans le plan frontal. Lors de l'attaque talon, le bassin est à peu près horizontal. Ensuite, le bassin bascule du côté du membre oscillant. Il atteint une inclinaison maximale d'environ -2° par rapport à l'horizontale à environ 20 % du cycle. Le bassin revient ensuite à peu près à l'horizontale à 30-35 % du cycle. Vers 50 %, le bassin bascule de $\sim 2^\circ$ dans l'autre sens et revient à l'horizontale vers 80-85 % du cycle. Notons que les grandes variations inter-individuelles de cet angle au cours de la marche entraînent des écarts-types importants. À 2 km h^{-1} , l'angle maximal de bascule du bassin est de l'ordre de 1° . À 6 km h^{-1} , l'angle maximal de bascule du bassin augmente jusqu'à 6° . À toutes les vitesses, cet angle maximal est atteint à environ 20 % après l'attaque du talon.

Orientation du bassin dans le plan sagittal

Selon les sujets, le bassin présente un angle moyen d'antéversion compris entre -3° et -15° par rapport à l'horizontale (Fig. 11). Cet angle varie peu au cours du cycle : il est légèrement plus petit pendant les phases de simple appui. Les écarts-types importants mettent en évidence les grandes variations interindividuelles de cet angle au cours de la marche. Notons également que la vitesse de progression modifie peu l'angle d'antéversion du bassin.

Déplacement angulaire de la hanche

Déplacement angulaire de la hanche dans le plan sagittal

La Figure 12 présente les mouvements de la hanche dans le plan sagittal. Durant la plus grande partie du cycle, la hanche est

en flexion. La flexion maximale ($\sim 30^\circ$) est atteinte entre environ 90 % et 100 %. Un peu avant 50 %, la hanche passe en extension. Le maximum d'extension est de l'ordre d'une dizaine de degrés. La vitesse de progression modifie peu l'angle de flexion maximal. En revanche, l'angle d'extension maximal se modifie avec la vitesse. Il est de l'ordre de 5° à 2 km h^{-1} et de 20° à 6 km h^{-1} . À chaque vitesse, cet angle maximal survient pendant la phase de double appui, environ 10 % avant le début de la phase oscillatoire.

Déplacement angulaire de la hanche dans le plan frontal

Le mouvement d'abduction et d'adduction des hanches (Fig. 13) permet la bascule du bassin dans le plan frontal (Fig. 10). À toutes les vitesses, la hanche droite est en position neutre à 0 %. Puis, elle bascule en adduction car le bassin s'abaisse du côté gauche. À 20 %, l'angle d'adduction est maximal ($3,5^\circ$ à 2 km h^{-1} , 6° à 4 km h^{-1} et 10° à 6 km h^{-1}). Puis la hanche entame un mouvement d'abduction pour revenir en position neutre à 60 %. Durant la phase oscillatoire, le bassin s'abaisse du côté droit et la hanche droite passe en abduction. À toutes les vitesses, l'angle d'abduction maximal est de $\sim 5^\circ$ vers 70 %. Puis la hanche entame un mouvement d'adduction pour revenir à la position neutre à 100 %.

Déplacement angulaire de la hanche autour de l'axe longitudinal de la cuisse

Le déplacement angulaire du bassin dans le plan transverse (Fig. 9) est possible grâce à la présence d'un mouvement de rotation de la hanche autour de l'axe longitudinal de la cuisse (Fig. 14). À 0 %, la hanche est en rotation latérale (environ -10°). Ensuite pendant le premier pas, la hanche effectue une rotation médiale qui atteint un maximum d'environ 5° au moment du contact du talon gauche (50 %). Durant le second pas, la hanche effectue une rotation latérale qui atteint un maximum vers 100 %. Ces résultats

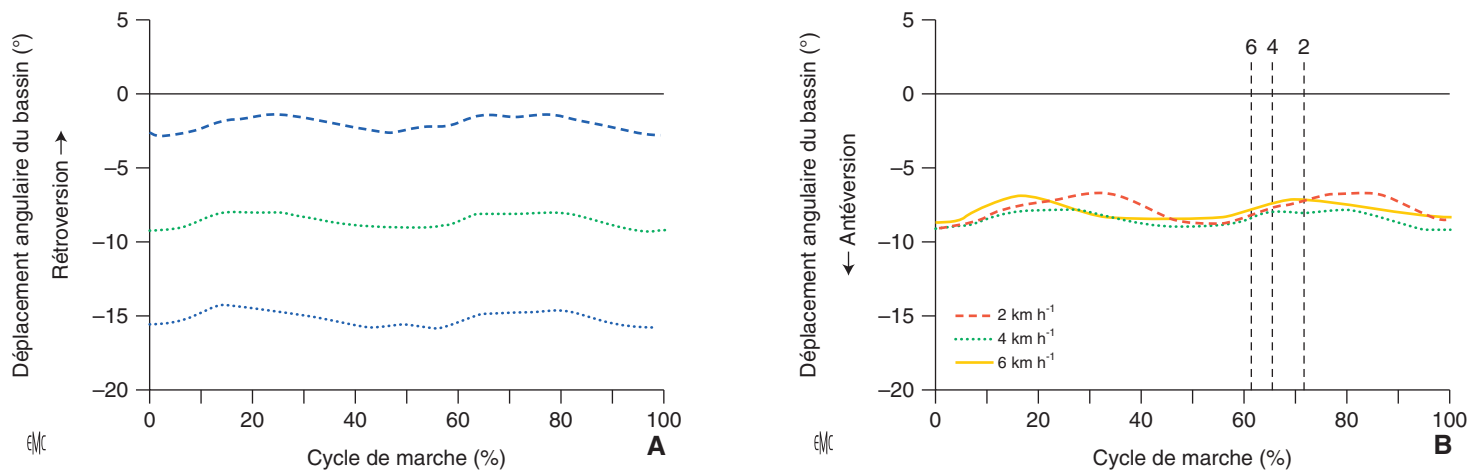


Figure 11. Mouvements du bassin dans le plan sagittal (antéversion-rétroversion) au cours d'un cycle de marche (A, B et C). Autres indications comme à la Figure 9.

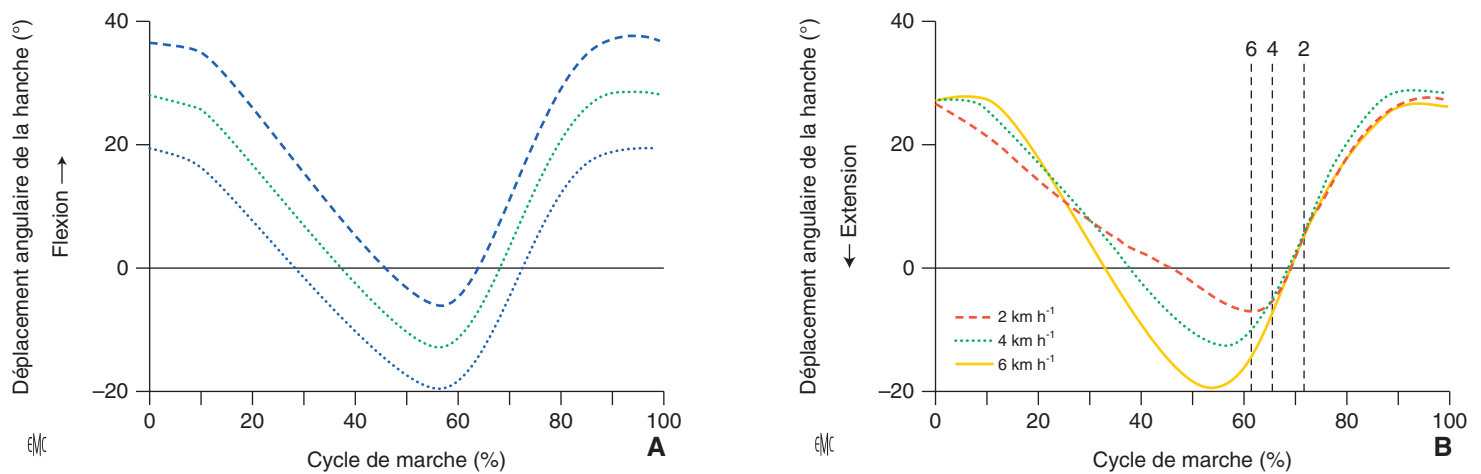
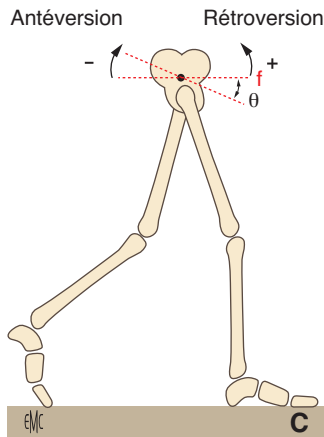
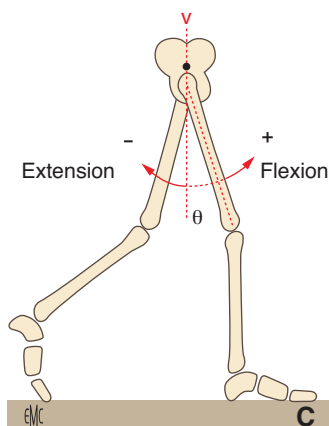
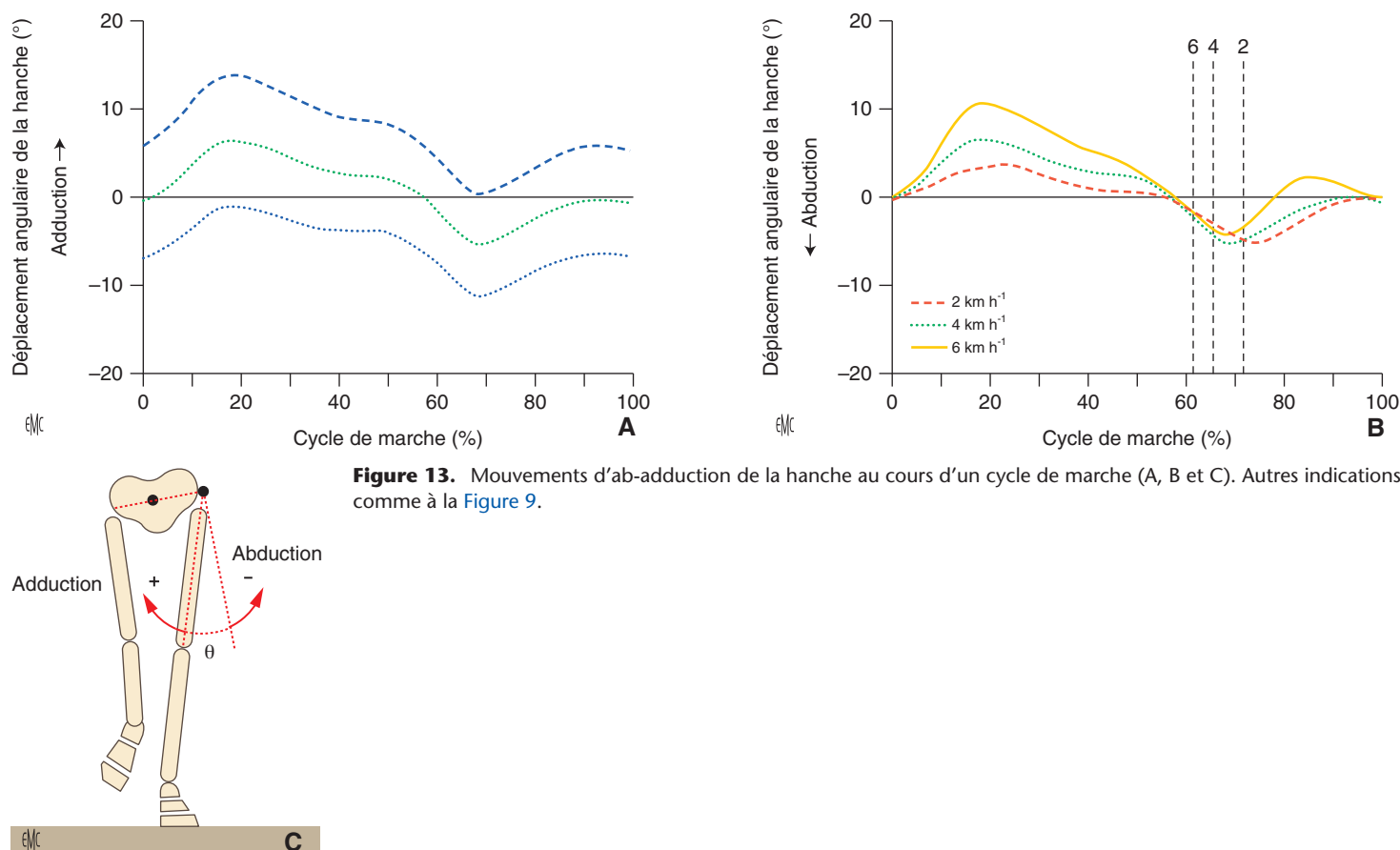


Figure 12. Mouvements de flexion-extension de la hanche dans le plan sagittal au cours d'un cycle de marche (A, B et C). Autres indications comme à la Figure 9.





présentent une dispersion relativement importante. Cette dispersion est liée à la fois à la précision de la mesure (difficulté à mesurer l'angle de rotation de la hanche), mais aussi aux variations inter-individuelles. Notons que la vitesse de marche modifie peu le mouvement de rotation de la hanche au cours du cycle de marche.

Déplacement angulaire du genou

Les mouvements d'ab-adduction du genou sont assez petits et difficiles à mesurer. On observe donc de grandes dispersions des résultats à la fois liées à l'erreur de mesure mais aussi aux variations inter-individuelles. Les mouvements de rotation du genou ne sont possibles que lorsque cette articulation est fléchie à 90° . De ce fait, nous décrirons seulement les mouvements du genou dans le plan sagittal.

Déplacement angulaire du genou dans le plan sagittal

Au contact initial, le genou est en extension (Fig. 15). Aux vitesses intermédiaires, il se fléchit de $\sim 10^\circ$ durant la mise en charge. Cette flexion permet d'amortir le choc lié à la pose du talon. Entre 20 et 50 %, le genou s'étend. Ensuite, pendant la phase pré-oscillatoire, le genou se fléchit à nouveau. Ce mouvement se poursuit durant la première partie de la phase oscillatoire. La flexion du genou atteint un maximum, de l'ordre de 60° , au milieu de l'oscillation. Ce mouvement de flexion lors de la phase oscillatoire est nécessaire pour que le pied n'accroche pas le sol car le bassin bascule du côté du membre oscillant. Ensuite, durant la fin de l'oscillation, le genou s'étend à nouveau pour préparer l'attaque talon suivante.

Le choc engendré par la pose du talon au sol augmente avec la vitesse de marche. De ce fait, le mouvement de flexion en début d'appui est d'autant plus grand que la vitesse de marche est importante : à 2 km h^{-1} , la flexion ne dépasse pas $\sim 5^\circ$, alors qu'elle atteint environ 20° à 6 km h^{-1} . Pendant la phase oscillatoire, le genou présente une flexion maximale de 45° à basse vitesse. Cette

flexion maximale est de l'ordre de 60° aux vitesses intermédiaires et rapides. Notons qu'à toutes les vitesses, le maximum de flexion survient un peu avant le milieu de la phase oscillatoire.

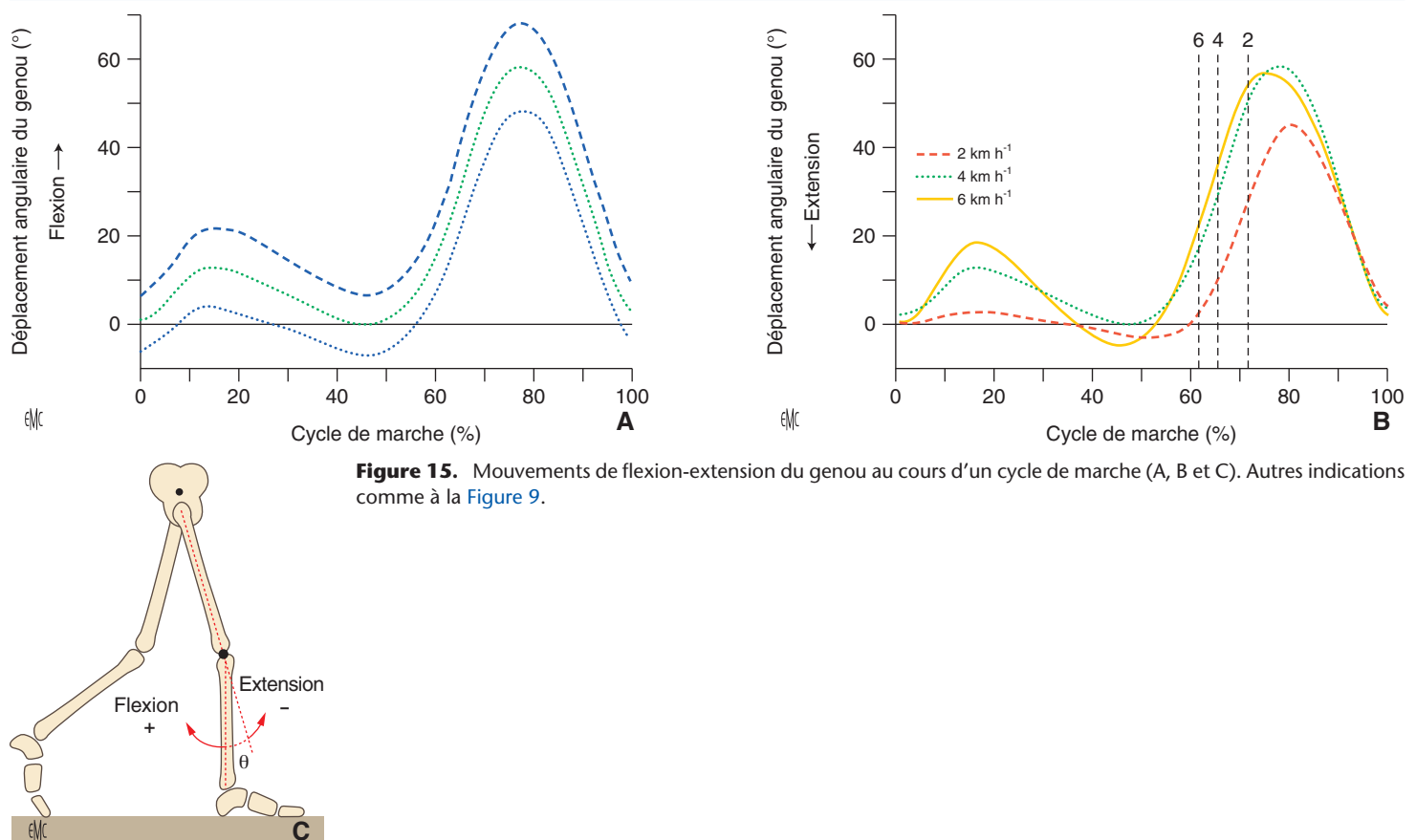
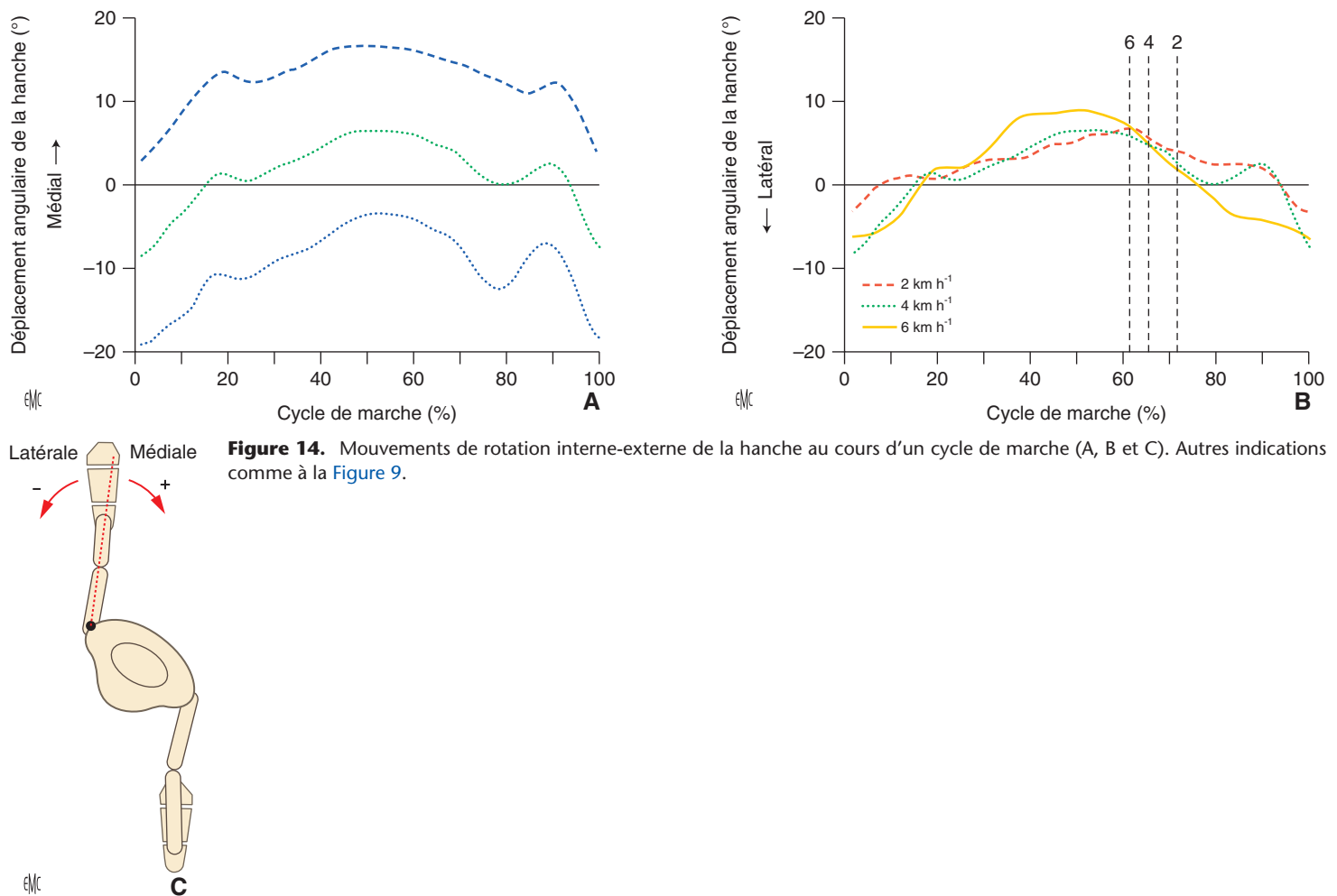
Déplacement angulaire de la cheville

Comme pour le genou, les mouvements d'ab-adduction et les mouvements d'inversion-éversion du pied sont assez petits et difficiles à mesurer. On observe donc de grandes variations inter-individuelles. De ce fait, nous ne décrirons que les mouvements de la cheville dans le plan sagittal.

Déplacement angulaire de la cheville dans le plan sagittal

Lors de l'attaque talon, la cheville est en position neutre (Fig. 16), puis elle réalise une extension jusqu'à ce que le pied soit à plat sur le sol (vers 10 %). Entre 10 et 40 %, la cheville effectue un mouvement de flexion durant lequel le corps passe au-dessus du pied en appui. Ensuite, la cheville amorce un mouvement d'extension et le talon quitte le sol. Ce mouvement atteint une amplitude maximale vers 60 %. Ensuite, la cheville amorce un mouvement de flexion pour relever le pied afin qu'il n'accroche pas le sol. En fin de phase oscillatoire, le pied est à nouveau en position neutre pour préparer l'attaque talon suivante.

Lorsque la vitesse de progression augmente, la longueur de la phase d'appui (c'est-à-dire la distance horizontale parcourue par le centre de masse corporel lors de l'appui) augmente. De ce fait, l'angle de flexion maximal de la cheville qui survient en fin d'appui passe de $\sim 10^\circ$ à 2 km h^{-1} à $\sim 15^\circ$ à 6 km h^{-1} . Pendant la phase de double appui, la cheville effectue un mouvement d'extension. L'angle d'extension maximal qui survient tout au début de la phase en oscillatoire augmente lui aussi avec la vitesse de marche : il passe d'environ -10° à 2 km h^{-1} à plus de 20° à 6 km h^{-1} .



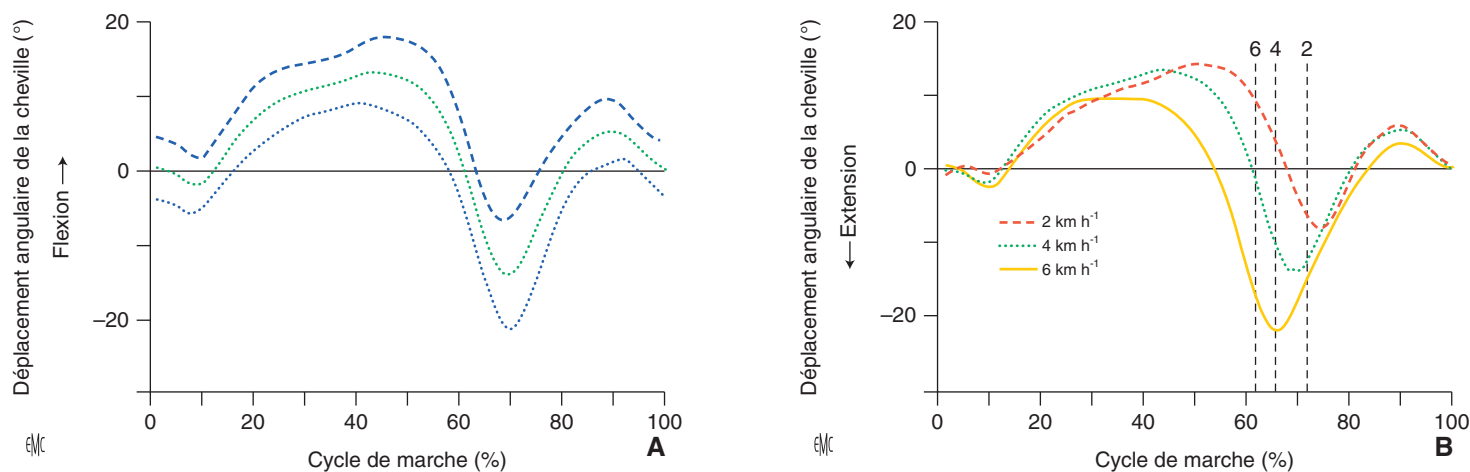
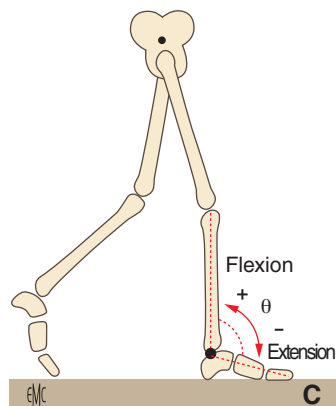


Figure 16. Mouvements de flexion et d'extension de la cheville au cours d'un cycle de marche (A, B et C). Autres indications comme à la Figure 9.



Orientation du pied par rapport à l'axe de progression

Au cours d'un cycle de marche, le pied change son orientation par rapport à l'axe de progression. Le mouvement du pied par rapport au sol est présenté à la Figure 17. Lorsque la courbe est négative, le pied est orienté vers l'extérieur par rapport à l'axe de progression (c'est-à-dire que les orteils « regardent en dehors »). Au moment de l'attaque du talon, le pied est orienté en dehors. Lors de la pose du pied au sol, le pied pivote en dedans. Durant la phase de simple appui, le pied est à plat sur le sol. Suivant les sujets, il forme alors un angle de 2° à -15° par rapport à l'axe de progression. Lors de la poussée (phase préoscillatoire), le pied « tourne » vers l'intérieur. Ensuite, pendant la phase oscillatoire, le pied va à nouveau s'orienter vers l'extérieur. À toutes les vitesses, la rotation médiale du pied est maximale à la fin de la poussée (c'est-à-dire en fin de phase d'appui). Cet angle de rotation est d'autant plus grand que la vitesse est élevée.

Déplacement latéral du bassin

Lors de la marche, le déplacement latéral du corps a pour but de rapprocher le centre de masse corporel (COM) de la base de sustentation lors de la phase de simple appui afin que le corps ne bascule pas latéralement (Fig. 18). Aux vitesses intermédiaires, à 0 % du cycle, le bassin est déporté vers la gauche. Il se déplace vers la droite durant la mise en charge et le milieu d'appui. Il est en position neutre vers 20 % du cycle et atteint une amplitude maximale (de l'ordre de 1-2 cm) vers 40 %. Ensuite, le bassin se déporte dans l'autre direction. Il revient en position neutre vers 70 % du cycle, pour atteindre son déportement maximal vers la gauche en fin d'oscillation (vers 90 % du cycle).

La marche est une situation dynamique durant laquelle le COM est soumis, entre autres, à des accélérations latérales et verticales. Ces accélérations sont d'autant plus importantes que la vitesse de progression est élevée. De ce fait, le déplacement latéral du COM diminue lorsque la vitesse de marche augmente. En effet, si le

COM accélère latéralement ou verticalement durant la phase de simple appui, le système est en équilibre dynamique sans que le COM ne passe à l'aplomb du pied d'appui. À 6 km h^{-1} , le mouvement du COM représente moins de 1 cm de part et d'autre de la ligne médiane. En revanche, aux basses vitesses, il est nécessaire que le COM passe au-dessus du pied porteur pour maintenir un équilibre quasi statique. Dans ce cas, le déplacement latéral du COM est de près de 3 cm dans chaque sens.

Orientation de la ceinture scapulaire

Dans la première partie de cet exposé, nous avons assimilé la partie supérieure du corps à un segment rigide et indéformable. Cependant si le tronc, le cou et la tête formaient un segment rigide, la tête suivrait les mouvements du bassin dans le plan transverse, se tournant alternativement vers la gauche et vers la droite au cours d'un cycle de marche. En fait, la colonne vertébrale va « absorber » les mouvements de rotation du bassin par un mouvement opposé de la ceinture scapulaire.

La Figure 19 présente l'orientation de la ceinture scapulaire et de la ceinture pelvienne lors de la marche à 4 km h^{-1} . Le mouvement de rotation de la ceinture scapulaire est (quasi) en opposition de phase avec le mouvement de rotation du bassin. Au contact initial, l'épaule gauche et la hanche droite sont en avant. L'amplitude de la rotation des deux ceintures est de l'ordre de $2,5^\circ$. Au milieu de la phase de simple appui (vers 30 % du cycle), l'axe de la ceinture scapulaire est perpendiculaire à l'axe de progression. Le bassin est, quant à lui, perpendiculaire à l'axe de progression vers 40 % du cycle. Au début de la phase préoscillatoire, l'épaule droite est en avant de l'épaule gauche. Au milieu de la phase oscillatoire, les épaules sont à nouveau au même niveau.

Notons que les mouvements de rotation des ceintures scapulaires et pelviennes dans le plan transverse sont accompagnés par un mouvement de balancement des membres dans le plan sagittal. De ce fait, les mouvements de balancement des membres inférieurs et supérieurs sont en opposition de phase, c'est-à-dire que le

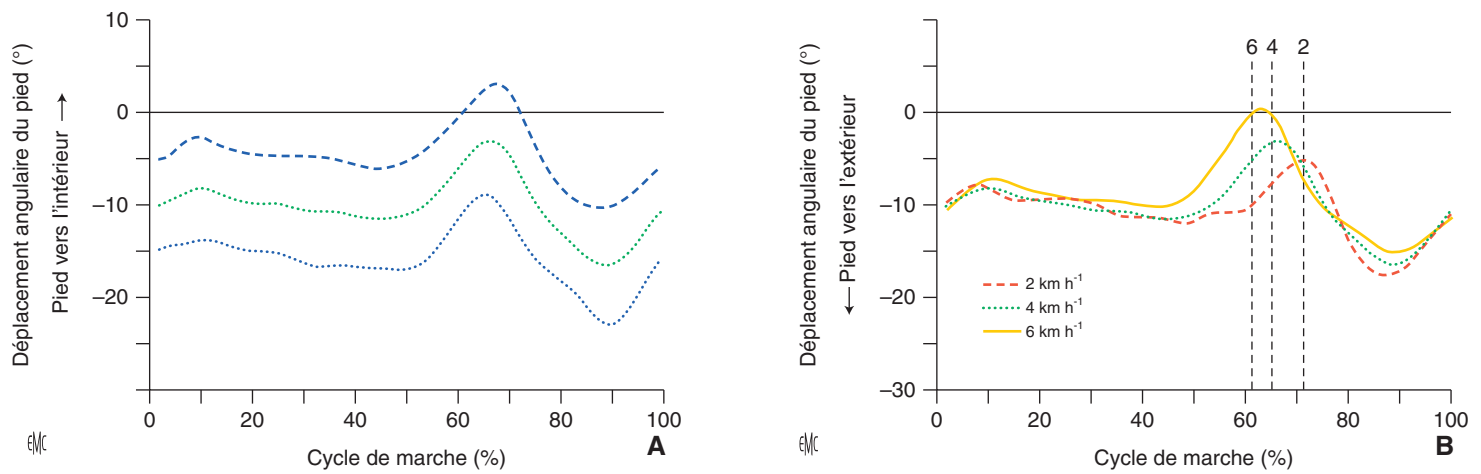


Figure 17. Mouvements de rotation du pied par rapport à l'axe de progression au cours d'un cycle de marche (A, B et C). Autres indications comme à la Figure 9.

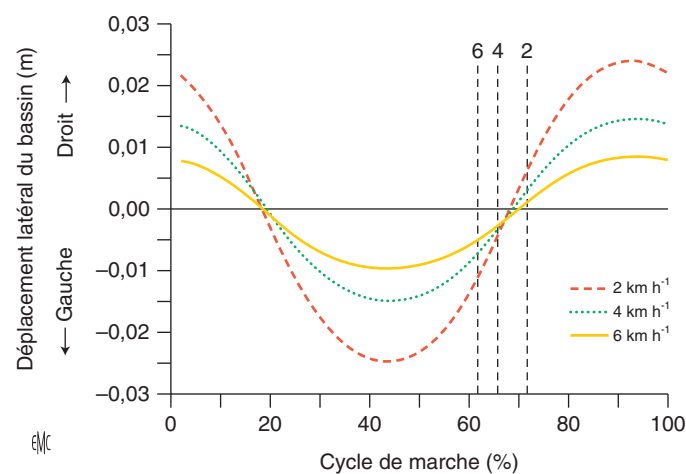
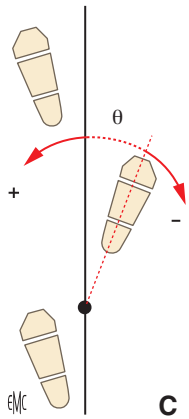


Figure 18. Mouvements latéraux du bassin (mesuré par un marqueur placé au niveau de la vertèbre S2). Les tracés montrent les valeurs moyennes obtenues chez 6 sujets à trois vitesses différentes. 0 correspond à la position debout. Les lignes verticales en pointillés indiquent la fin de la phase d'appui pour les différentes vitesses.

membre supérieur balance vers l'avant quand le membre inférieur du même côté balance vers l'arrière (et inversement).

■ Coordination intersegmentaire au niveau du membre inférieur

La fonction locomotrice est une activité complexe qui nécessite la mise en mouvement de la majorité des segments corporels. L'ensemble de ces mouvements requiert une coordination intersegmentaire, principalement au niveau du membre inférieur. En effet, comme nous l'avons vu dans les paragraphes

précédents, la marche implique les mouvements angulaires de plusieurs articulations disposant chacune de plusieurs degrés de liberté. Les mécanismes de coordination ont été étudiés depuis de nombreuses années, avec comme objectif principal de comprendre comment le système nerveux central (SNC) coordonne de manière stable et détaillée les différents segments et articulations afin de produire des mouvements complexes et précis. En ce sens, l'étude de la coordination consiste à investiguer les processus qui permettent au SNC d'établir des relations spatiotemporelles entre les différentes composantes du système corporel.

En théorie, le SNC pourrait contrôler indépendamment le mouvement de chaque segment corporel dans ces différents degrés de liberté. Cependant, diverses raisons laissent supposer qu'un tel contrôle fractionné ne serait pas facile à implémenter. Tout d'abord pour des raisons biomécaniques, en effet, le moment articulaire d'une articulation influence le mouvement articulaire non pas d'une seule articulation mais aussi des autres couplées à cette dernière de manière dynamique. Un moment musculaire au niveau d'une articulation entraînerait des mouvements non désirés aux articulations adjacentes, à moins que le couplage mécanique soit pris en compte par la commande motrice. Ensuite, beaucoup de muscles sont biarticulaires, croisant plusieurs articulations et influençant donc plusieurs degrés de liberté simultanément. En plus d'un couplage biomécanique, il y a aussi un couplage neuronal inhérent au contrôle moteur [4].

Au vu des mouvements fins et complexes que nous sommes capables de réaliser, il est raisonnable de penser que les interactions complexes entre les composants du système locomoteur sont d'une manière ou d'une autre prises en compte par le SNC [5, 6], afin d'en simplifier leur contrôle. Une solution pour le SNC serait de réduire le nombre initial de degrés de liberté pour réaliser des assemblages fonctionnels entre les nombreux composants a priori indépendants afin de produire un mouvement coordonné [7]. En effet, des systèmes complexes, composés d'un grand nombre d'éléments a priori indépendants interagissant entre eux, présentent la particularité de faire émerger spontanément des formes de coordination plus ou moins stables.

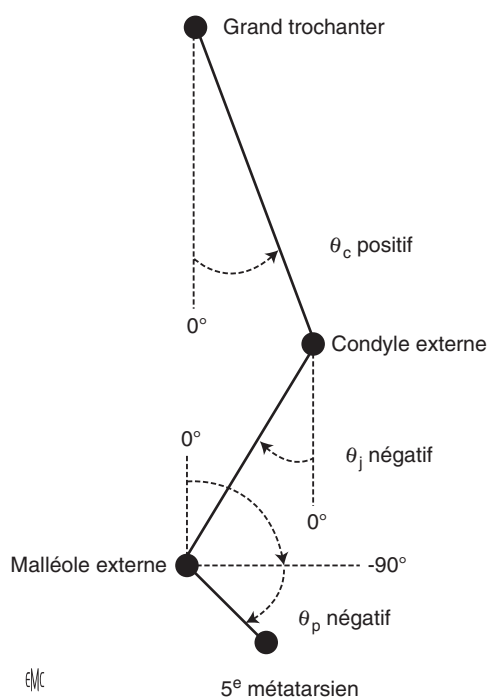
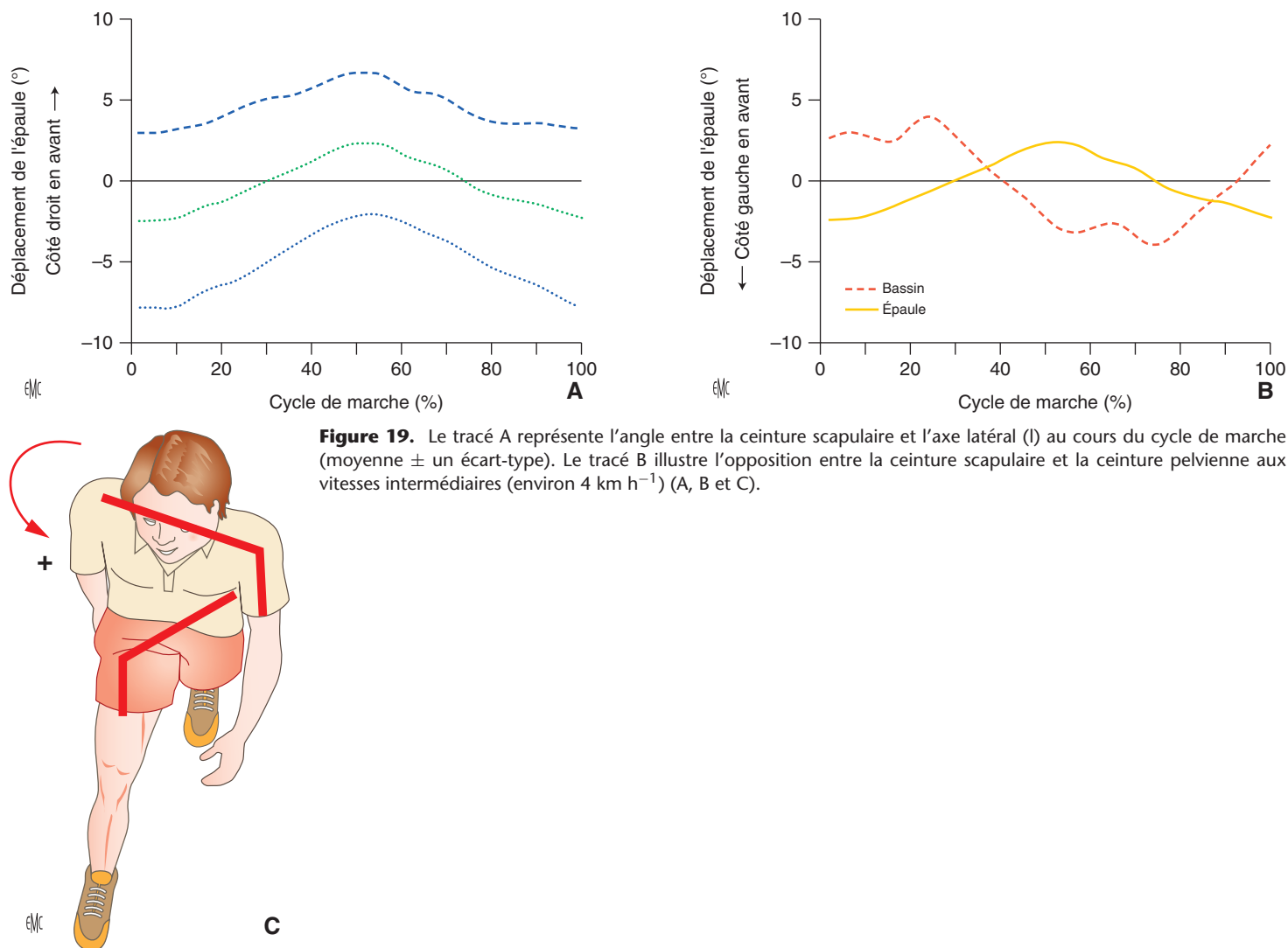
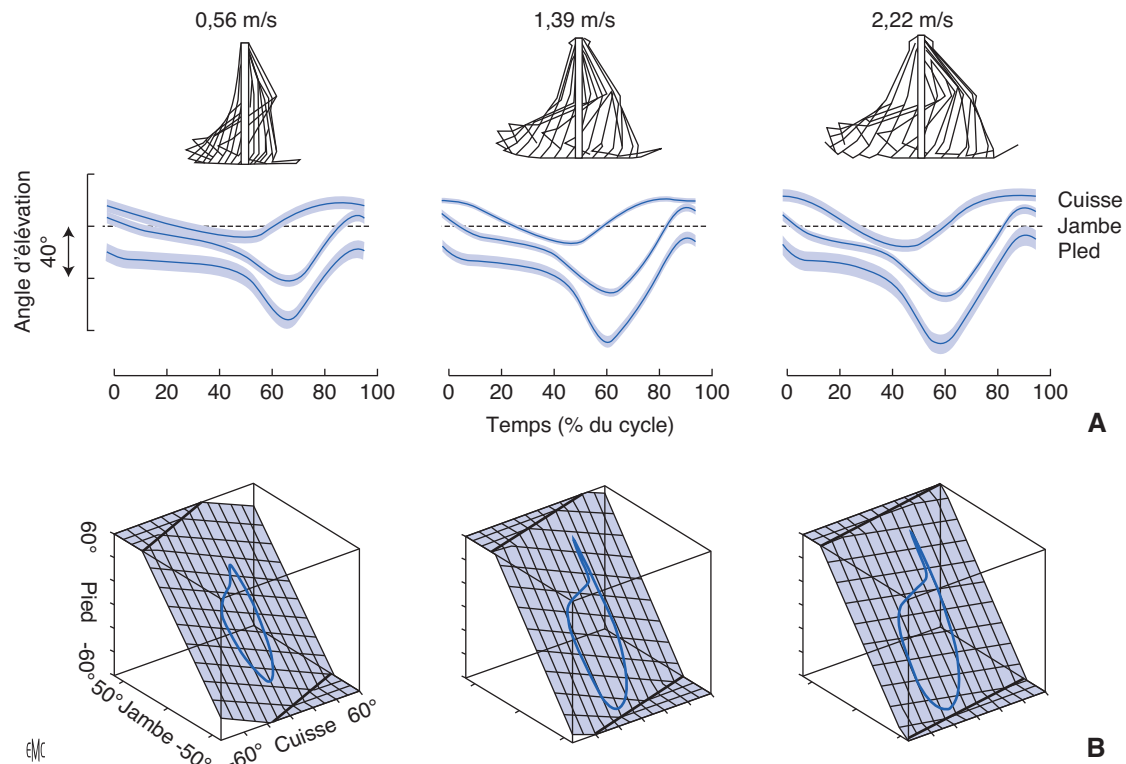


Figure 20. Les angles d'élévation de la cuisse θ_c (grand trochanter – condyle externe du genou), de la jambe θ_j (condyle externe du genou – malléole externe) et du pied θ_p (malléole externe – tête du V^e métatarsien). Les lignes verticales en traits discontinus correspondent à 0° (c'est-à-dire que le segment est vertical). La ligne horizontale en traits discontinus correspond à -90° pour le pied. Le signe des angles θ_c , θ_j , et θ_p est également illustré sur la figure.

**Figure 21.**

A. Évolution temporelle des angles d'élévation de la cuisse, de la jambe et du pied droits au cours d'un cycle de marche à basse (gauche), moyenne (centre) et grande vitesse. La ligne en traits discontinus correspond à 0° pour la cuisse et la jambe et à -90° pour le pied.

B. Les angles d'élévation des trois segments sont représentés l'un par rapport à l'autre dans un espace imaginaire à 3 dimensions (3D). Les angles de ces trois segments covarient entre eux, formant une courbe qui s'inscrit dans un plan. Cette courbe met en évidence le fait que les mouvements segmentaires sont synchronisés, permettant ainsi de réduire le nombre de degrés de liberté à contrôler par le SNC. Attention, sur les graphes (B), 0° correspond à l'angle d'élévation moyen sur le cycle (figure modifiée d'après Dewolf et al. [9]).

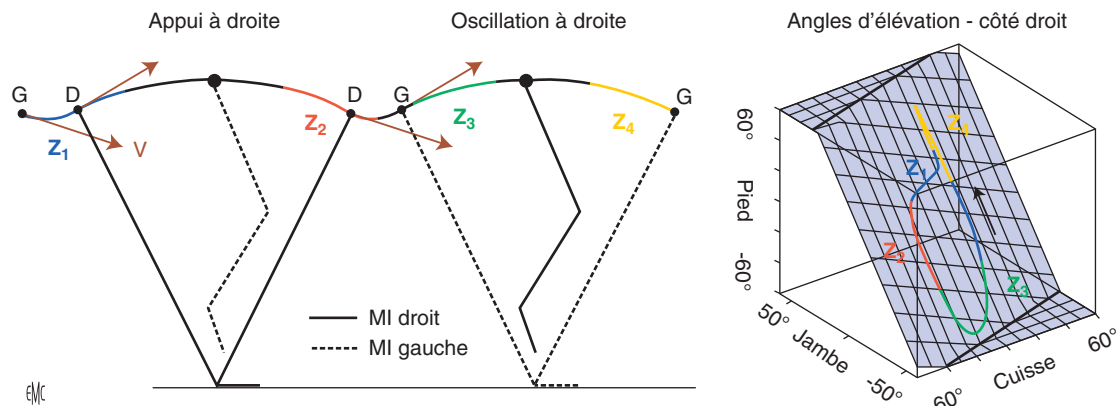


Figure 22. La correspondance entre les mouvements du centre de masse corporel (COM) et les différences phases de la variation coplanaire. Sur le schéma de gauche, les lettres D et G illustrent la position approximative des membre inférieurs droit et gauche au moment de l'attaque talon ; les lettres D et G sont décalées car le bassin est en rotation dans le plan transverse (Fig. 9). Les flèches brunes illustrent la redirection du vecteur vitesse (V) du COM durant la phase de double appui. La zone Z_1 correspond à l'attaque initiale, la mise en charge et au début du milieu d'appui. Z_2 correspond à la fin de l'appui et au début de la phase préoscillatoire. Z_3 correspond plus ou moins au début de l'oscillation et Z_4 correspond plus ou moins à la fin de l'oscillation. Sur le graphe de droite, le 0 sur les trois axes correspond à la moyenne des amplitudes des mouvements de la hanche, de la jambe et du pied (d'après Lacquaniti et al. [10]).

L'émergence d'une forme spatiotemporelle organisée a été démontrée durant la marche. En effet, bon nombre d'études expérimentales ont fourni des preuves de l'existence de lois de coordination qui conduisent à une réduction des degrés de liberté. En particulier, Borghese et al. (1996) [8] ont décrit une loi de coordination cinématique entre les différents segments du membre inférieur durant la marche. Observons les angles que forment les segments des membres inférieurs par rapport à la verticale (appelés angles d'élévation) (Fig. 20). Les changements temporels de ces angles sont présentés à trois vitesses de marche

(lente, intermédiaire, rapide) à la Figure 21A. Lorsque l'angle d'élévation de la cuisse est positif, cela signifie que le genou est devant la hanche, si l'angle de la jambe est positif, la cheville est en avant du genou. L'angle d'élévation du pied est toujours négatif. Si la valeur absolue de cet angle augmente, les orteils se déplacent vers l'arrière par rapport à la cheville.

Les angles d'élévation de la cuisse, de la jambe et du pied n'évoluent pas indépendamment les uns des autres, mais ils covarient. En effet, lorsque les angles d'élévation de la cuisse, de la jambe et du pied sont mis en graphe les uns par rapport aux autres

dans un espace tridimensionnel imaginaire (3D, 3 dimensions), ils forment une boucle qui se trouve dans un plan (2D, 2 dimensions ; Fig. 21B), réduisant ainsi les degrés de liberté du système « membre inférieur ».

La Figure 22 illustre la correspondance entre la position du centre de masse corporel (COM) et la boucle de variation coplanaire. La boucle « tourne » dans le sens antihorloger (flèche noire). La phase Z_1 correspond au moment où le pied se pose à plat sur le sol. À ce moment, la cuisse part vers l'arrière. La phase Z_2 correspond à la fin de l'appui durant laquelle la cuisse termine son mouvement vers l'arrière, la cheville effectue un mouvement vers l'arrière par rapport au genou (l'angle d'élévation de la cuisse devient plus négatif), et le pied s'incline vers l'arrière (extension de la cheville) pour exercer une poussée sur le sol afin d'accélérer le COM vers l'avant et vers le haut. La phase Z_3 correspond au début de l'oscillation durant laquelle la cuisse effectue un mouvement vers l'avant (flexion de la hanche) pour initier la phase oscillatoire. D'abord, l'angle d'élévation de la jambe devient moins négatif puis augmente en positif. Durant la seconde partie de Z_3 , la jambe oscille vers l'avant et l'orientation du pied se rapproche de l'horizontale. La phase Z_4 correspond à la fin de l'oscillation. L'angle d'élévation de la cuisse change peu et le genou effectue un mouvement d'extension (Fig. 15) qui amène le pied devant le genou. À ce moment, l'angle d'élévation du pied est compris entre -70° et -90° (c'est-à-dire que les orteils sont plus hauts que la cheville).

L'orientation du plan de covariance et la forme de la boucle dépendent de l'amplitude et de la phase entre les angles d'élévation des différents segments^[9]. Quand la vitesse augmente, la taille de la boucle s'agrandit (Fig. 21) indiquant que l'amplitude des mouvements segmentaires augmente. De plus, on peut observer une rotation du plan de covariance. Cette rotation signifie que la coordination intersegmentaire est modifiée.

De manière générale, des changements d'orientation du plan ou de la forme de la boucle ont été mis en relation avec la performance des sujets dans différentes conditions de marche^[11]. Par exemple, des pathologies des structures du système nerveux, telles que les ganglions de la base^[12] ou le cervelet^[13], affectent la variation coplanaire. Il est également de coutume de penser qu'une déviation de la boucle du plan reflète une coordination suboptimale.

■ Conclusion

La marche est le mode de locomotion pédestre qui permet une mobilité importante : se déplacer dans des endroits confinés, franchir un obstacle, monter une pente raide, marcher sur un sol meuble est possible en marchant, alors que c'est une tâche difficile en chaise roulante ou en bicyclette.

Dans ce chapitre, nous avons décrit les différentes phases du cycle de marche et le mouvement des segments du membre inférieur. Nous avons également évoqué la problématique de la coordination intersegmentaire. Sans interaction entre les segments corporels, les mouvements corporels seraient difficiles à implémenter.

Certaines pathologies vont perturber ces mécanismes et par conséquent diminuer les capacités locomotrices du patient, perturbant ainsi fortement ses activités de la vie journalière. Il est donc important que le kinésithérapeute connaisse les mouvements des différents segments corporels et la façon dont ils interagissent entre eux (coordination intersegmentaire) pour restituer au mieux les capacités locomotrices du patient.

Déclaration de liens d'intérêts : les auteurs n'ont pas transmis de déclaration de liens d'intérêts en relation avec cet article.

■ Références

- [1] Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare: Slack books; 1992, 524 pp.
- [2] Schepens B, Bastien GJ, Heglund NC, Willems PA. Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J Exp Biol* 2004;**207**:587–96.
- [3] Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991;**10**:575–87.
- [4] Bosco G, Poppele RE. Proprioception from a spinocerebellar perspective. *Physiol Rev* 2001;**81**:539–68.
- [5] Lacquaniti F, Grasso R, Zago M. Motor patterns in walking. *News Physiol Sci* 1999;**14**:168–74.
- [6] Soechting JF, Lacquaniti F. Invariant characteristics of a pointing movement in man. *J Neurosci* 1981;**1**:710–20.
- [7] Bernstein N. *The coordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press; 1967, 197 pp.
- [8] Borghese NA, Bianchi L, Lacquaniti F. Kinematic determinants of human locomotion. *J Physiol* 1996;**494**:863–79.
- [9] Dewolf AH, Ivanenko Y, Zelik KE, Lacquaniti F, Willems PA. Kinematic patterns while walking on a slope at different speeds. *J Appl Physiol* (1985) 2018;**125**:642–53.
- [10] Lacquaniti F, Ivanenko YP, Zago M. Patterned control of human locomotion. *J Physiol (London)* 2012;**590**:2189–99.
- [11] Bianchi L, Angelini D, Orani GP, Lacquaniti F. Kinematic coordination in human gait: relation to mechanical energy cost. *J Neurophysiol* 1998;**79**:2155–70.
- [12] Grasso R, Ivanenko Y, Lacquaniti F. Time course of gaze influences on postural responses to neck proprioceptive and galvanic vestibular stimulation in humans. *Neurosci Lett* 1999;**273**:121–4.
- [13] Martino G, Ivanenko YP, Serrao M, Ranavolo A, d'Avella A, Draicchio F, et al. Locomotor patterns in cerebellar ataxia. *J Neurophysiol* 2014;**112**:2810–21.

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

Laboratoire de physiologie et biomécanique de la locomotion, Institute of neuroscience (IoNS), Place Pierre de Coubertin, 1, B-1348 Louvain-la-Neuve, Université catholique de Louvain (UCLouvain), Belgique.

C. Detrembleur.

Laboratoire d'analyse de la marche pathologique, Institut de recherche clinique (IREC), Université catholique de Louvain (UCLouvain), avenue Mounier, 53, B1.53.07, 1200, Woluwe-Saint-Lambert, Belgique.

B. Schepens.

A.H. Dewolf.

Laboratoire de physiologie et biomécanique de la locomotion, Institute of neuroscience (IoNS), Place Pierre de Coubertin, 1, B-1348 Louvain-la-Neuve, Université catholique de Louvain (UCLouvain), Belgique.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Willems PA, Detrembleur C, Schepens B, Dewolf AH. Cinématique de la marche normale. EMC - Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation 2024;0(0):1-14 [Article 26-007-B-75].