



HAL
open science

Marche

Philippe Dedieu, C Barthés

► **To cite this version:**

| Philippe Dedieu, C Barthés. Marche. EMC-Podologie, 2011. hal-03716895

HAL Id: hal-03716895

<https://hal.univ-reims.fr/hal-03716895>

Submitted on 7 Jul 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Marche

P. Dedieu, C. Barthés

La marche est le principal mode de locomotion de l'homme. Activité cyclique, elle sollicite l'ensemble de l'appareil locomoteur, plus particulièrement les membres inférieurs. Les nombreuses études menées au cours du temps, associées aux développements des moyens d'investigation, ont permis de l'appréhender sous ses différents aspects, notamment biomécaniques et physiologiques. Les paramètres spatiotemporels, aisément identifiables, ont ainsi pu être définis. D'autre part, les aspects cinématiques, cinétiques et neuromusculaires ont fait l'objet d'études permettant à ce jour d'identifier les différentes phases du déroulement de l'appui et les différents « acteurs » corporels, agissant en synergie, et donnant à la marche normale son adaptabilité et sa fluidité. De même, le rôle du pied, interface entre le corps en mouvement et le support, a particulièrement été étudié. Il occupe une position essentielle dans « l'échange » entre l'individu et son environnement. Ensemble composite polyarticulé, son rôle mécanique est favorisé par sa capacité à se déformer afin d'amortir les chocs et de s'adapter au relief et à se rigidifier afin de transmettre les forces qui s'y exercent. Il agit autant dans ce rôle mécanique d'amortisseur favorisant la stabilité et la transmission des efforts afin d'assurer une locomotion à coût énergétique optimal que dans un rôle « d'informateur » grâce aux nombreux capteurs podaux présents en particulier sous la voûte plantaire. Enfin, l'acquisition de la marche joue un rôle prépondérant dans le développement du jeune enfant et représente une étape essentielle dans son cheminement vers l'autonomie. Au-delà de la capacité offerte d'élargir l'espace à explorer, elle est le signe de la capacité du système nerveux central à contrôler les déséquilibres induits par la station debout et la locomotion bipède.

© 2011 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Locomotion ; Bipédie ; Cinématique ; Cinétique ; EMG ; Podobarométrie

Plan

| | |
|--|----|
| ■ Introduction | 1 |
| ■ Analyse descriptive de la marche | 2 |
| Caractéristiques spatiotemporelles de la marche | 2 |
| Variabilité de la marche | 2 |
| Cycle de marche | 2 |
| Décomposition fonctionnelle du cycle de marche | 3 |
| Dynamique de la locomotion | 4 |
| ■ Variables descriptives de la marche | 5 |
| Approche qualitative | 5 |
| Approche quantitative de la marche | 5 |
| ■ Équilibre et stabilité lors de la marche | 9 |
| ■ Description fonctionnelle de la marche | 9 |
| Cheville | 9 |
| Genou | 10 |
| Hanche | 11 |
| Bassin et ensemble « tête-tronc-bras » | 11 |
| Approche fonctionnelle du bassin | 12 |
| ■ Approche fonctionnelle du pied à la marche | 13 |
| Couplage interarticulaire | 13 |
| Approche fonctionnelle du pied lors du cycle de marche | 13 |
| ■ Approche coordinative de la marche | 14 |
| ■ Acquisition de la marche | 15 |
| ■ Initiation du pas | 15 |

■ Introduction

La marche est le mode de locomotion le plus utilisé par l'homme. Indissociable de la bipédie, elle apparaît après l'acquisition de la station debout et atteint une forme mature après plusieurs mois d'expérience. Elle s'adapte aux circonstances environnementales grâce à une grande flexibilité de coordination entre les composantes de l'appareil locomoteur. Cette adaptabilité dépend des potentiels d'amplitude articulaire alliés aux potentiels musculotendineux de mobilisation des segments osseux. Activité cyclique, sa dépense énergétique est optimale à vitesse spontanée par l'action en synergie des composantes ostéo-articulaires et neuromusculaires de l'appareil locomoteur. Les altérations de fonctionnement de ces composantes locomotrices – qu'elles soient d'origine fonctionnelle ou pathologique – n'empêchent pas la marche grâce à la possibilité de compensations par l'ensemble locomoteur polyarticulé. Il en résulte alors une marche plus ou moins adaptative en fonction des causes et des compensations qu'elles induisent. Ces actions compensatrices peuvent elles-mêmes générer des douleurs qu'il convient d'aborder en relation avec le fonctionnement global de l'appareil locomoteur. Dans ce contexte, le pied joue un rôle majeur d'interface entre le corps en mouvement et le support transmettant à l'un et à l'autre les forces et efforts induits par l'un et par l'autre. De sa capacité à s'adapter dépend une marche efficiente, c'est-à-dire dont le rapport efficacité/coût énergétique est favorable.

Activité multifactorielle, la marche est le reflet d'une volonté qui se traduit par l'action conjointe d'effecteurs mobilisés par des forces dans un contexte environnemental changeant. Elle répond au projet de locomotion en assurant l'équilibre, en maintenant des postures adaptées à la réalité ostéo-articulaire de l'individu et en mobilisant l'ensemble des segments corporels afin de générer des mouvements. Aussi, son étude va porter essentiellement :

- sur la cinématique, qui décrit le mouvement en termes de déplacements spatiotemporels ;
- sur la cinétique, qui aborde les forces nécessaires à la réalisation de ces mouvements ;
- sur l'activité neuromusculaire qui produit les forces nécessaires à la mobilisation ;
- sur l'activité du système nerveux central qui initie et contrôle le mouvement.

■ Analyse descriptive de la marche

Activité cyclique (et conceptuellement symétrique), la marche est le principal moyen de locomotion de l'homme. Bouisset [1] la définit comme « un déplacement consistant en une translation de l'ensemble du corps, consécutive à des mouvements de rotation articulaire ». Qu'on l'aborde dans ses aspects comportementaux ou physiologiques, les indicateurs utilisés sont d'abord basés sur l'observation du comportement moteur. D'autre part, une approche basée sur les différentes parties du cycle de marche apporte des indications fonctionnelles sur la marche observée.

Caractéristiques spatiotemporelles de la marche

Quelques indicateurs de la marche sont aisément observables et quantifiables [2, 3].

Longueur du pas

Il s'agit de la distance entre deux contacts successifs au sol du même pied. Cette longueur est dépendante des données anthropométriques du sujet étudié, ainsi, bien sûr, de variables fonctionnelles comme l'amplitude articulaire. Aussi, plus qu'aux valeurs absolues, on s'attache à observer la valeur relative à ces variables et la symétrie d'ensemble. La longueur du pas s'exprime en mètre.

Longueur du demi-pas

Il s'agit de la distance entre l'avant du pied qui est au sol et l'arrière du pied qui se pose. Comme pour la longueur du pas, l'intérêt de cette variable est dans la prise en compte de la symétrie de marche. La longueur du demi-pas s'exprime en mètre.

Écartement des talons

Appelée aussi largeur de pas, l'écartement des talons est la distance habituellement mesurée entre le milieu de chaque talon. Il s'exprime en mètre.

Comme abordé dans les paragraphes précédents, cette distance, dépendante des orientations intersegmentaires cuisse-jambe-arrière-pied, est aussi un indicateur de la stabilité de la marche et de l'aisance du sujet.

Angle d'ouverture du pas

Cet indicateur est défini par l'angle entre la direction du déplacement et l'axe anatomique du pied centré sur le deuxième rayon et s'exprime en degrés. Il est important d'évaluer cet angle lorsque le pied est en appui au maximum de sa surface. En effet, il convient d'éviter les erreurs dues à la rotation externe du pied qui varie au cours du déroulement de l'appui au sol. Viel et al. [2] distinguent trois groupes de marcheurs. Le premier groupe est caractérisé par une rotation externe du pied à l'attaque du pas suivie d'une rotation interne lors de l'appui et d'une rotation externe au moment où le pied

quitte le sol. Le second groupe se caractérise par une rotation externe du pied à l'attaque du pas qui est augmentée lors de l'appui. Le pied est en revanche en rotation interne lorsqu'il quitte le sol. Enfin, il distingue un troisième groupe dont les rotations sont inversées pour chaque membre inférieur.

Fréquence de marche

Il s'agit du nombre de demi-pas effectués pendant une durée donnée. Elle s'exprime en pas/min.

Durée du pas

Cette valeur découle de la valeur de la fréquence de marche. En effet, elle correspond à la durée divisée par la fréquence de marche. Mais, attention, la fréquence correspond au nombre de demi-pas pour 60 secondes ou de pas pour 120 secondes.

$$\text{Durée du pas (s)} = 120/\text{fréquence (pas/min)}$$

Vitesse de marche

Il s'agit de la distance couverte en un temps donné. Elle se mesure en mètres par seconde (m/s). Elle peut se calculer à partir de la fréquence de marche et de la longueur du pas. Comme pour la durée du pas, il convient de se rappeler que la fréquence correspond au nombre de demi-pas pour 60 secondes ou de pas pour 120 secondes.

$$\text{Vitesse de marche (m/s)} = \text{longueur de pas (m)} \times \text{fréquence (pas/min)}/120$$

Elle peut aussi se calculer à partir de la longueur et de la durée du pas.

$$\text{Vitesse de marche (m/s)} = \text{longueur de pas (m)}/\text{durée du pas (s)}$$

Dépendant de la longueur du pas et de sa fréquence, la vitesse de marche s'intensifie par augmentation de la longueur du pas et/ou de la fréquence. En pratique, l'augmentation de la vitesse s'opère avec un ajustement conjoint des deux paramètres. Sekiya et Nagasaki [4] ont montré que le ratio longueur de pas/fréquence de marche restait sensiblement constant avec l'augmentation de la vitesse.

Normalisation

Lorsqu'on réalise des comparaisons de ces valeurs entre différents sujets, il est préférable d'utiliser une procédure de normalisation. Il s'agit de diviser la mesure à comparer par une mesure anthropométrique comme la taille ou la longueur d'un segment. On trouve ainsi des comparaisons de « facteur de pas », c'est-à-dire de longueur de pas/longueur du membre inférieur [5].

Variabilité de la marche

Le caractère cyclique de la marche s'accompagne d'une reproductibilité importante des mouvements des segments corporels impliqués [6]. Les variations de ces données peuvent être considérées comme l'expression d'imprécisions. Elles peuvent aussi être appréhendées comme l'adaptabilité du système neuro-musculo-squelettique aux contraintes environnementales [7, 8].

Cycle de marche [9]

La marche se caractérise par une alternance d'appui et d'oscillation de chacun des deux pieds. L'appui désigne la période pendant laquelle le pied est au contact du sol alors que l'oscillation est la période pendant laquelle le membre inférieur progresse vers l'avant sans être en contact avec le sol. L'aspect cyclique de ces événements permet d'isoler un cycle de marche comparable à ceux qui le précèdent ou à ceux qui le suivent.

Lors de la marche, des mouvements se déroulent dans les trois plans de l'espace. Cependant, la plupart d'entre eux ont lieu dans le plan sagittal qui sert de référence en particulier pour déterminer les différentes phases du cycle de marche.

Le cycle de marche débute lors du contact d'un pied au sol et se termine lors du contact suivant de ce même pied. Il est divisé en deux périodes : une période d'appui et une période d'oscillation. Une lecture fonctionnelle du cycle de marche permet de subdiviser ces deux périodes en plusieurs phases.

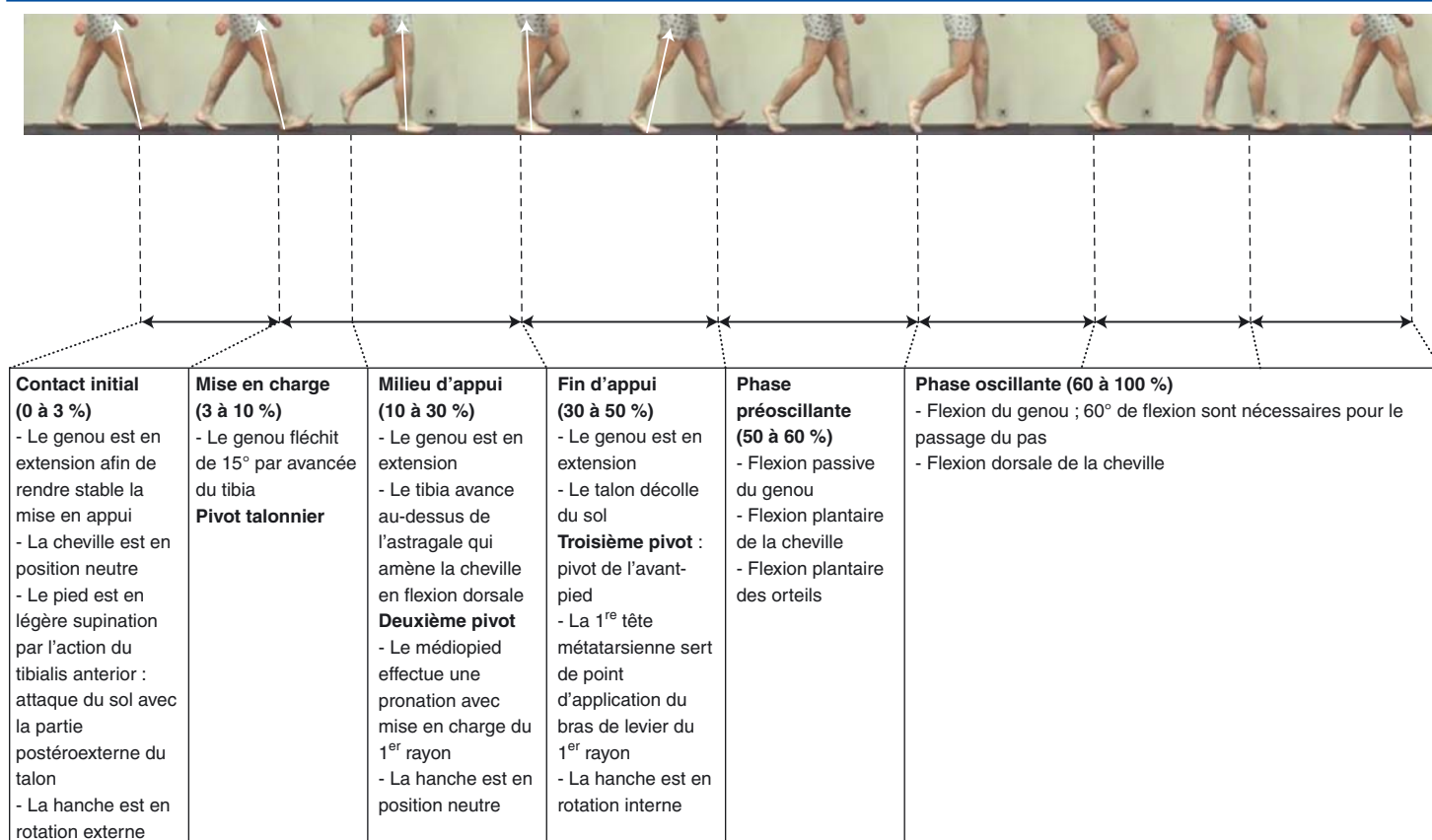


Figure 1. Cycle de marche et représentation de la réaction du sol.

Sur un plan macroscopique, l'appui est subdivisé en trois grandes parties. Deux parties sont caractérisées par l'appui de deux pieds au sol (ou double appui). Elles sont séparées par une partie où un seul pied est en appui (ou simple appui). Chaque membre inférieur est à tour de rôle en suspension et en appui, seul ou en même temps que l'autre pied.

Les phases de double appui sont un caractère fondamental de la marche qui la distingue, entre autres, de la course. Les phases d'appui unipodal et de suspension sont parfois aussi appelées phase de soutien et phase de transport. Cette terminologie précise davantage leur rôle respectif. Le membre en appui permet la stabilité du corps pendant que le membre en oscillation permet l'avancée du segment.

Pour chaque membre inférieur, les phases d'appui et d'oscillation sont séparées par l'instant où le pied quitte le sol (le *toe off*). On retient comme durée relative habituelle de la phase d'appui 60 % de la durée totale du cycle de marche. Cette durée varie en fonction de la vitesse de marche. Il est intéressant de noter que plus la vitesse de marche augmente, plus le temps de double appui est diminué. A contrario, plus la vitesse de marche diminue, plus le temps de double appui est rallongé. La vitesse de déplacement est ainsi liée à la vitesse de transfert d'appui d'un côté vers l'autre [10].

Décomposition fonctionnelle du cycle de marche

La décomposition du cycle de marche en fonction du lien entre le pied et le sol (appui versus oscillation = non appui) ne rend pas compte des objectifs fonctionnels à chaque instant du pas (Fig. 1) (Tableau 1). Elle ne tient pas compte en particulier des adaptations liées aux conséquences du mouvement lui-même (posturales en particulier) et aux perturbations environnementales. Aussi, afin d'utiliser la description du cycle de marche en toutes circonstances, en particulier dans un contexte clinique, une décomposition du cycle de marche en trois phases

Tableau 1.

Quelques indications pour repérer facilement les différentes phases du cycle de marche lors de l'observation.

| | Phase | Repère | Évènement marquant |
|------------|---|--------|--|
| 0 à 2 % | Contact initial | | |
| 2 à 10 % | Réponse à l'appui | à 10 % | = Décollage du pied opposé |
| 10 à 30 % | Milieu d'appui | à 30 % | = Le talon décolle du sol |
| 30 à 50 % | Fin d'appui | à 50 % | = Contact du pied opposé |
| 50 à 60 % | Phase préoscillante (début de la flexion du genou, appui sur le seul avant-pied) | à 60 % | = Le pied quitte le sol |
| 60 à 73 % | Début de la phase oscillante (hanche et genou fléchissent de façon à passer le pas sans accrocher le pied) | à 73 % | = Les 2 pieds sont ± dans le même alignement dans le plan sagittal |
| 73 à 87 % | Milieu de la phase oscillante (passif) (peu d'activité musculaire, le moment cinétique permet l'avancée : effet pendulaire) | à 87 % | = Le tibia de la jambe oscillante est vertical |
| 87 à 100 % | Fin de la phase oscillante, préparer le membre inférieur à l'attaque du pas suivant | | |

(et huit sous-phases) a été proposée. Elle s'appuie sur une description fonctionnelle et la participation des différents muscles et articulations peut être évaluée en fonction des besoins exprimés dans chacune des phases décrites.



Figure 2. Contact initial.



Figure 3. Décollement du talon.

Ces huit sous-phases décrivent trois tâches principales : la mise en charge, l'appui unipodal et l'avancée du segment.

Mise en charge

Lors de cette période, le membre inférieur qui arrive au sol doit absorber le choc et « accepter » le transfert du poids du corps de l'autre segment qui était en appui. La stabilité de l'appui est primordiale pour permettre ce double objectif mais aussi pour faciliter la progression.

Le premier événement est le contact initial du pied. Il se produit alors que l'autre pied s'apprête à quitter le sol. C'est le premier double appui.

Cette période de contact initial dure environ 3 % du cycle de marche. Elle s'effectue, dans le cas de la marche normale, par le talon externe (Fig. 2). Elle est suivie très rapidement par la phase de réponse à la charge dont le rôle essentiel est d'absorber le choc dû au contact initial, de stabiliser le membre inférieur et d'accepter le transfert de charge du pied qui va quitter le sol. Cette période se termine lorsque l'ensemble du poids du corps a été transféré et que le pied opposé quitte le sol. Elle dure environ 7 % du cycle de marche.

Appui unipodal

Alors que l'autre membre inférieur progresse vers l'avant, le membre en appui soutient l'ensemble du corps. La période d'appui unipodal est divisée en période de milieu d'appui et en période de fin d'appui. Lors du milieu d'appui (de 10 % à 30 % du cycle de marche), la plus grande surface du pied est au sol afin de maintenir stables les segments corporels et le tronc. Lorsque le talon commence à décoller du sol (30 % du cycle) (Fig. 3), débute la période de fin d'appui. Progressivement, le poids du corps est transféré vers l'avant-pied. Lorsque le pied qui oscillait prend contact avec le sol, débute le deuxième double appui et la période d'avancée du segment (Fig. 4).

Avancée du segment

Durant cette période, le membre inférieur qui était au sol s'allège progressivement par le transfert du poids du corps vers l'autre pied. Il quitte le sol, progresse vers l'avant et se prépare au contact qui marquera le début du cycle de marche suivant.

La période préoscillante commence environ à 50-60 % du cycle. Le membre inférieur s'allège par transfert du poids du corps vers l'autre segment avant de quitter l'appui au sol. Commence alors la phase d'oscillation. Le membre inférieur progresse vers l'avant. Cette phase est subdivisée en trois périodes. Le début de phase oscillante dure environ 13 % du cycle de marche. La flexion de genou et la flexion dorsale de la cheville permettent alors le passage du pas, c'est-à-dire la progression vers l'avant sans accrocher le pied au sol. Lors du milieu de la phase oscillante (de 73 % à 87 % du cycle de marche), le membre inférieur continue de progresser vers l'avant. Cette période se termine lorsque la jambe est verticale.



Figure 4. Début du double appui.

La dernière période (fin de phase oscillante) commence à 87 % et se termine à la fin du cycle de marche. Elle correspond à la préparation du membre inférieur à prendre contact avec le sol.

Considérant l'action combinée des deux membres inférieurs, la marche peut alors être perçue comme une succession de transferts du poids du corps d'un côté vers l'autre, entrecoupés d'appuis unipodaux.

Dynamique de la locomotion

Lors de la marche, le mouvement est rendu possible par l'action des forces musculaires mais aussi par l'action des forces induites par la réaction du sol lorsque le pied est en appui. En effet, à chaque instant du déroulement du pas, le sujet exerce une force dirigée dans les trois plans qui est proportionnelle à sa masse et à sa vitesse de déplacement entre autres. Conformément à la troisième loi de Newton, elle induit une force de réaction du sol appliquée au centre de pression de même direction mais de sens opposé. Elle est recueillie par une plateforme de force qui décompose sa direction et son intensité dans les trois plans.

Les forces générées par l'activité musculaire et par la réaction du sol agissent en synergie sur la mobilisation des articulations. Elles créent un moment de force qui est le produit de cette force par la distance séparant son point d'application du centre de rotation articulaire. Ces moments sont dits internes lorsqu'ils sont provoqués par des forces musculaires et sont dits externes lorsqu'ils sont provoqués par les forces de réaction du sol ou par la pesanteur.

La contraction musculaire peut être de trois types. Lorsqu'elle permet de rapprocher les deux segments sur lesquels il est inséré, le muscle effectue une contraction concentrique, sa longueur diminue. Lorsque, sous l'effet de forces extérieures, la contraction musculaire vise à freiner l'éloignement des deux segments sur lesquels il est inséré, le muscle effectue une

contraction excentrique. Sa longueur augmente malgré la contraction. Enfin, lorsque sous l'effet de forces extérieures, la contraction musculaire maintient les deux segments sur lesquels il est inséré à même distance, le muscle effectue une contraction isométrique. Sa longueur ne varie pas malgré la contraction [11].

Les forces qui s'exercent sur les différentes articulations produisent des moments (produit de la force par la distance séparant son point d'application du centre de rotation articulaire). L'articulation concernée effectue un mouvement de rotation autour de son axe articulaire à une certaine vitesse angulaire. La puissance exprime alors le produit du moment par la vitesse angulaire. Lorsque la contraction musculaire est concentrique, le mouvement de l'articulation va « dans le sens » de la contraction. On va alors parler de puissance fournie ou positive. Lorsqu'au contraire la contraction musculaire est excentrique, le mouvement de l'articulation ne va pas « dans le sens » de la contraction. On va alors parler de puissance absorbée ou négative.

L'action en synergie des différents groupes musculaires permet ainsi de « contrôler » les effets de la force de réaction et facilite une fluidité de la marche.

“ Point important

Les prérequis de la marche normale tels que définis par Gage [12] et fréquemment absents dans le cas de la marche pathologique [13] :

- stabilité lors de l'appui
- liberté du passage du pas lors de la phase d'oscillation
- prépositionnement correct du pied avant le contact Initial
- longueur de pas adapté
- consommation énergétique minimale

■ Variables descriptives de la marche

Comme tout mouvement corporel, la marche peut être décrite selon différentes approches. La plus usuelle (mais aussi la plus subjective) est l'approche qualitative alors qu'une approche quantitative (objective) permet de caractériser la marche au moyen de variables comparables d'un individu à l'autre ou d'un examen à l'autre.

Approche qualitative

Basée sur l'observation, l'approche qualitative vise à évaluer l'attitude et l'équilibre global du sujet lorsqu'il marche. Dans un premier temps, l'attention est portée sur le tronc ; ensuite, sur la stabilité du membre inférieur en appui ; enfin, sur le membre oscillant. Knudson et Morisson [14] proposent d'observer et d'évaluer des éléments caractéristiques de la marche : faible balancement corporel, activité des bras, faibles oscillations verticales, souplesse, stabilité d'appui et qualité de la poussée.

Facilement réalisable, ne demandant pas de moyens matériels d'évaluation, mais nécessitant néanmoins de l'habitude et de l'expérience, cette approche permet de caractériser un individu en replaçant la marche dans son caractère finaliste et expressif. Une attention particulière peut être portée à l'observation des mouvements du bassin. D'une grande variabilité entre les individus, ils caractérisent fortement les spécificités de la marche de chacun [15, 16].

Approche quantitative de la marche

Outre les paramètres spatiotemporels vus dans le chapitre précédent, la marche peut être caractérisée par des paramètres (bio)mécaniques, des paramètres physiologiques ou des paramètres fonctionnels.

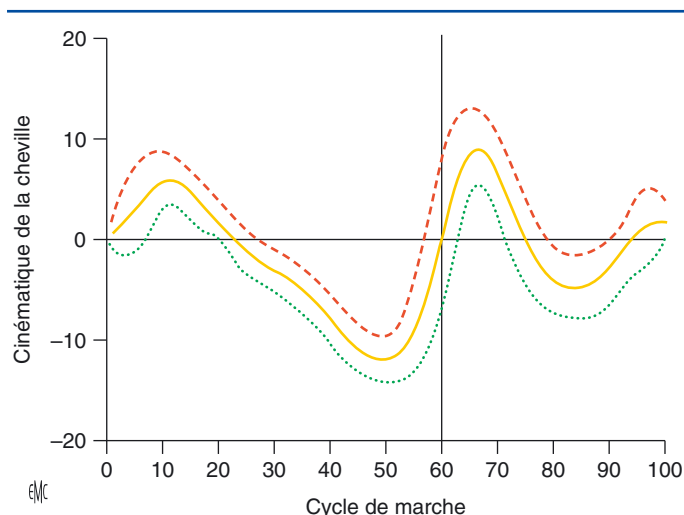


Figure 5. Cinématique de la cheville.

Caractérisation (bio)mécanique de la marche

La caractérisation (bio)mécanique de la marche consiste en l'étude des forces internes et externes qui agissent sur les segments corporels et des effets (mouvements) que ces forces produisent. Il s'agit de l'approche combinée du mouvement humain au travers des apports de la mécanique et des sciences du vivant.

Cinématique [9]

La cinématique (étymologie : « kinema » = mouvement) est l'étude des variables qui décrivent ou quantifient le mouvement en termes de déplacement, vitesse ou accélération, abstraction faite des causes qui le provoquent [17].

Habituellement, la marche est caractérisée par les déplacements articulaires de la cheville, du genou et de la hanche. Ils sont représentés sur une courbe avec en abscisse le cycle de marche normalisé (un cycle = 100 %) et en ordonnée l'amplitude articulaire du mouvement. La valeur 0° correspond à la position de référence de l'articulation concernée.

Cheville. Plan sagittal (Fig. 5) : après un léger mouvement de flexion plantaire lors du contact initial et lors de la mise en charge, la cheville effectue un mouvement de flexion dorsale jusqu'à la fin d'appui (50 % du cycle). Toute la surface du pied étant au contact du sol, ce mouvement est réalisé par l'avancée du tibia. Lors de la phase préoscillante, la cheville effectue un rapide mouvement de flexion plantaire qui atteint son maximum lorsque le pied quitte le sol. Lors de la phase oscillante, la cheville revient en position neutre.

Les mouvements dans le plan frontal et dans le plan horizontal sont de faible amplitude et souvent sujets à erreurs en raison de la difficulté à les quantifier. En réalité, ils ne concernent pas la cheville mais essentiellement l'articulation sous-talienne.

Genou. Plan sagittal (Fig. 6) : la courbe représentant la cinématique du genou dans le plan sagittal a une forme de double bosse représentant deux périodes de flexion. La première période de flexion correspond à la mise en charge. Son amplitude est d'environ 15°. Lors de l'appui unipodal, le genou tend vers l'extension. La deuxième période de flexion commence en fin d'appui pour atteindre son maximum au milieu de la période d'oscillation où le genou tend à nouveau vers l'extension qui est quasi complète lors du contact initial.

Hanche. Plan sagittal (Fig. 7) : lors du contact initial, la hanche est en flexion. Tout au long de l'appui, elle effectue un mouvement d'extension qui atteint son maximum au début de la phase préoscillante. Lorsque le pied quitte le sol, elle est en position neutre essentiellement par l'avancée de la cuisse due à la flexion du genou. Elle atteint son maximum de flexion en milieu de phase oscillante.

Plan frontal : lors du contact initial et lors de la mise en charge, la hanche est en adduction. Elle amorce alors un mouvement d'abduction pour atteindre la position neutre en

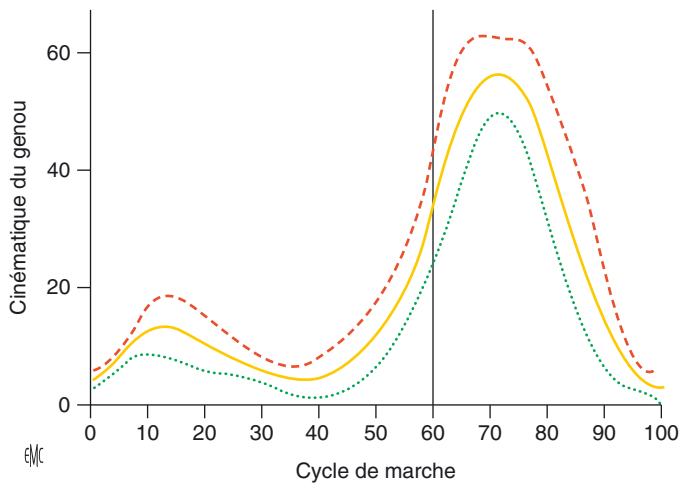


Figure 6. Cinématique du genou.

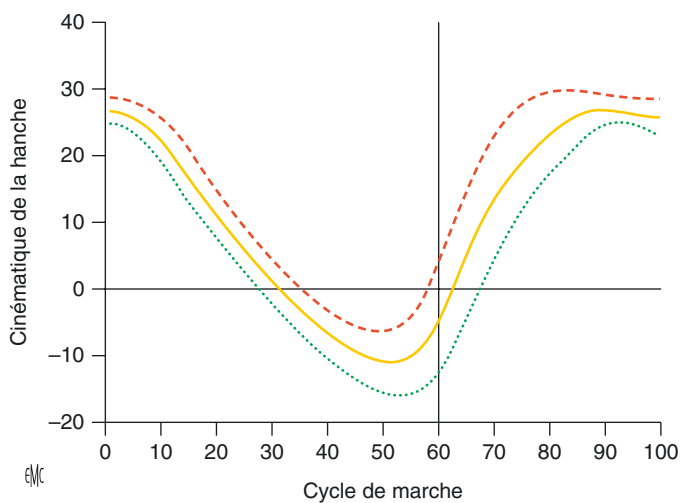


Figure 7. Cinématique de la hanche.

fin d'appui. Dès le début de la phase oscillante, la hanche effectue un mouvement d'adduction.

Plan horizontal : les mouvements de la hanche dans le plan horizontal sont à distinguer des mouvements du bassin.

Lors du contact initial, la hanche est en position neutre. Elle effectue un mouvement de rotation interne lors de la mise en charge puis, tout au long de l'appui tend vers la rotation externe avec un maximum lorsque le pied quitte le sol.

Cinétique

La cinétique (étymologie : « kinetikos » = mobile) est l'étude des forces qui génèrent le mouvement. Ces forces peuvent être musculaires. Elles mobilisent les leviers osseux et génèrent alors des moments internes autour des articulations. Ces forces peuvent être aussi la résultante de la lutte de l'individu contre la gravité qui crée des forces de réaction du sol et des forces inertielles dues au mouvement. Ces forces, externes, agissent aussi sur les leviers osseux et génèrent des moments articulaires externes. Il convient de rappeler qu'un moment de force génère un mouvement de rotation autour d'un axe et qu'il est le produit de la force perpendiculaire au levier par la distance entre le point d'application et l'axe. Ainsi, dans le cas du corps humain, les forces peuvent être des « charges » comme le poids du corps ou du segment (c'est-à-dire masse multipliée par la gravité), les forces de réaction du sol ou les forces d'inertie alors que les forces musculaires produisent les « efforts » qui contrebalancent ces « charges » [18]. L'étude des forces est indissociable de l'étude des leviers. En effet, un levier est un système simple qui permet d'exploiter au mieux les forces afin de mobiliser les

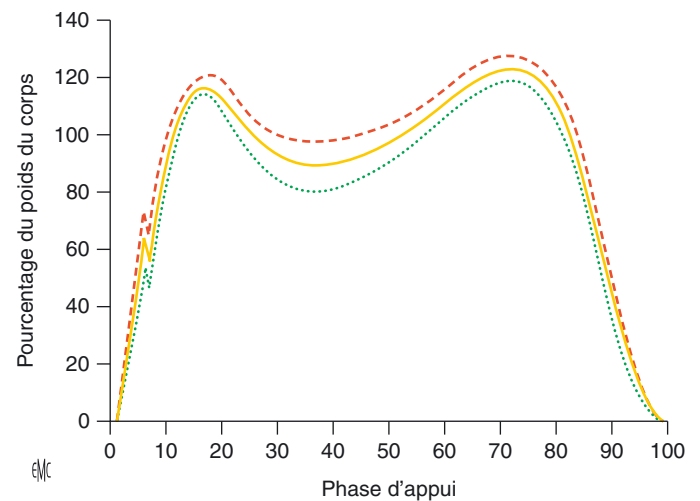


Figure 8. Forces verticales.

segments osseux autour d'un axe de rotation. Le principe sous-jacent du levier est de produire un avantage mécanique entre la charge à déplacer ou le mouvement à produire et l'effort nécessaire à cet effet. Les leviers sont classés en trois catégories :

- le levier « interappui » où le point d'application de l'effort et le point d'application de la charge sont de part et d'autre de l'axe de rotation (ou de l'articulation) (exemple : le bassin dans le plan frontal lors de l'appui unipodal) ;
- le levier « interrésistant » où le point d'application de la charge est situé entre l'axe de rotation et le point d'application de l'effort (exemple : le pied lors de la période pré-oscillante) ;
- le levier « intereffort » où le point d'application de l'effort est entre l'axe de rotation et le point d'application de la charge (exemple : la flexion de l'avant-bras).

S'agissant de la locomotion (et de la marche en particulier), il est important de garder à l'esprit que la force de réaction du sol génère des moments externes qui produisent des mouvements qui seront contrôlés ou opposés par des efforts musculaires.

La force de réaction du sol est enregistrée par une plate-forme de force lorsque le pied est en appui. Elle se décompose dans les trois plans. Il est intéressant de noter que les différences entre les forces mesurées en laboratoire et celles mesurées par des systèmes embarqués lors de la locomotion sont comparables [19].

Dans le plan sagittal, la représentation caractéristique de la composante verticale de la force de réaction du sol est en « double bosse » (Fig. 8). Lors de la mise en charge, la force augmente très rapidement et son intensité atteint 120 % du poids du corps. On note cependant un bref palier caractéristique de l'amortissement de tissus mous du talon. L'intensité de la force diminue ensuite au cours de l'appui unipodal. Sa valeur est inférieure à 100 % du poids du corps entre autres par « l'allègement » dû à la force cinétique produite par le membre oscillant. Lors de la poussée, l'intensité de la force atteint de nouveau une valeur proche de 120 % du poids du corps en raison du poids du corps et des efforts nécessaires à la propulsion.

La composante antéropostérieure (Fig. 9) de la force de réaction du sol est d'abord dirigée vers l'arrière (force freinatrice) jusqu'au début du milieu d'appui où progressivement elle inverse son orientation pour être dirigée vers l'avant après le décollage du talon jusqu'à ce que le pied quitte le sol.

Dans le plan frontal (Fig. 10), la composante médiolatérale de la force de réaction du sol est dirigée vers l'axe médial du corps lors du contact initial et la mise en charge puis latéralement jusqu'au décollage du pied. L'intensité de la force est relativement faible et représente moins de 10 % du poids du corps.

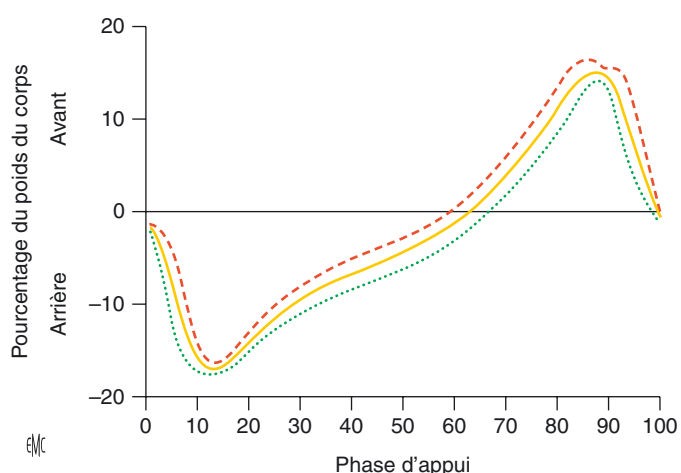


Figure 9. Forces antéro-postérieures.

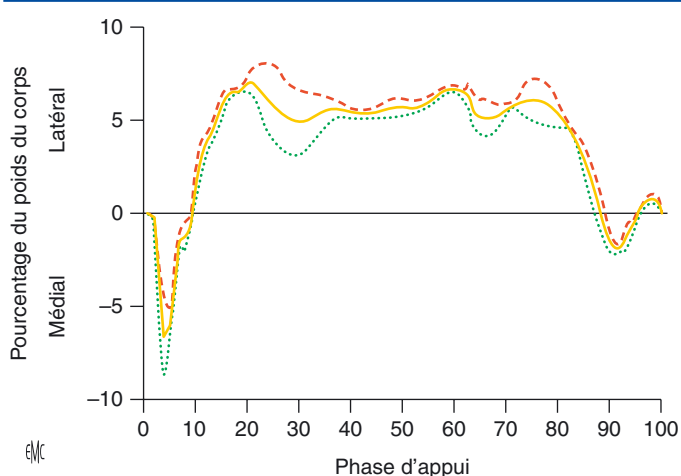


Figure 10. Forces médiolaterales.

Centre de gravité – Centre de masse – Centre de pression

Ces trois termes et ce qu'ils définissent sont parfois confondus.

La cinétique, comme vu ci-dessus, mesure les forces qui créent le mouvement. Parmi ces forces, les forces externes dépendent du poids du corps qui induit une réaction du sol selon la troisième loi de Newton. L'ensemble du corps est, bien entendu, soumis à la pesanteur et la force gravitationnelle s'exerce sur la totalité de ses composants. Le centre de gravité est le point résultant de l'ensemble des forces de gravitation agissant sur l'ensemble du corps. On peut le décrire aussi comme le point où s'applique le poids total du corps. Celui-ci est le résultat du produit de la masse du corps par la constante gravitaire. Cette masse totale est elle-même la somme de la masse de chaque composant du corps. Le centre de masse est le point moyen (ou barycentre) de l'ensemble de « points » corporels possédant une masse.

Le centre de gravité et le centre de masse sont des points conceptuels qui n'ont pas d'existence propre. Ils représentent la répartition du poids ou de la masse du corps.

Le corps est un ensemble composite, non uniforme, qui peut adopter différentes postures. Aussi, le centre de gravité se déplace-t-il constamment et, en fonction des mouvements réalisés, il peut se situer à l'intérieur du corps comme à l'extérieur (c'est le cas par exemple lors du saut en hauteur). Sa projection au sol (ligne de gravité) à l'intérieur (ou non) de la base d'appui détermine la stabilité (ou non) de l'individu. Lors de l'appui unipodal, alors que le membre oscillant avance, la projection du centre de gravité « sort » de la surface de la base d'appui déterminée par le pied au sol. Ce temps d'instabilité se termine dès le début du double appui, lorsque la projection du

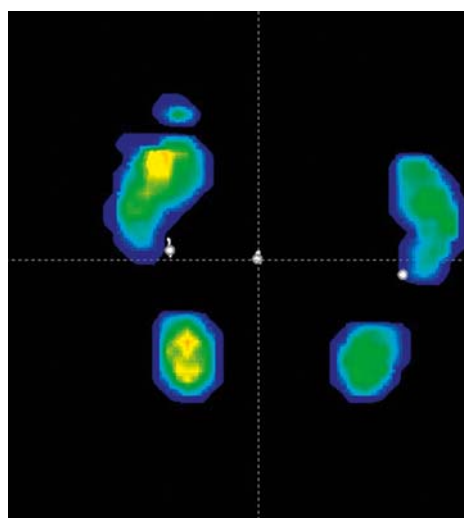


Figure 11. Enregistrement podobarométrique « statique ».

centre de gravité se situe à l'intérieur de la surface déterminée alors par les deux appuis au sol. La capacité de « gestion » de ces successions d'instabilité est un critère d'aisance à la marche notamment chez le jeune enfant, la personne âgée ou le patient.

La détermination du centre de gravité à un instant donné s'effectue à l'aide du principe des moments de force autour de différents axes. Il existe des tables reprenant segment par segment sa position déterminée en pourcentage de la longueur [20].

Le centre de pression correspond au point d'application de la force de réaction du sol. Il peut être situé sur la surface plantaire lors de l'appui unipodal ou en dehors des surfaces de contact lors du double appui.

Baropodométrie

Lors de la marche, l'appui au sol provoque des pressions sur la surface plantaire du pied. Elles correspondent à la répartition de la force sur la surface effectivement en appui. Il est bon de se rappeler que Marey [21], pour ses études exploratoires de la locomotion, avait déjà conçu un système d'étude des pressions plantaires. Si les mesures baropodométriques « statiques » renseignent peu sur la locomotion (Fig. 11), les analyses de déroulement de l'appui au sol (analyses « dynamiques ») et le développement de systèmes embarqués permet de suivre la trajectoire du déroulement de l'appui au travers de l'évolution du tracé de la pression moyenne.

Elles permettent d'envisager l'effet réel du chaussant sur le déroulement de l'appui mais aussi d'envisager une prévention efficace des pathologies de sursollicitation, cutanées en particulier [22, 23]. De même, cet examen, facilement réalisable, permet d'aborder de façon plus fonctionnelle le pied à la marche et d'envisager des thérapeutiques mieux ciblées [24]. Par exemple, l'analyse baropodométrique apparaît comme un moyen fiable dans la détection et le suivi clinique de patients atteints de la maladie de Parkinson [25].

Au-delà des renseignements sur les effets localisés de la marche sur les pressions plantaires, l'étude baropodométrique chez le sujet valide permet d'analyser plus en détail la participation de chaque membre à l'amorti, à la stabilité et à la propulsion et leurs asymétries éventuelles [26].

Caractérisation physiologique de la marche

La marche normale nécessite une activité musculaire très ciblée qui contribue à lutter contre la gravité, à stabiliser l'appui ou à produire du mouvement. De même, la réaction du sol induisant des moments de forces au niveau des différentes articulations concernées, l'activité musculaire contribue à contrôler ces mouvements générés par des forces externes. Cette activité s'exprime selon des modes de contraction différents en

fonction des circonstances et nécessite des ressources énergétiques adaptées. La mesure de l'activité électrique musculaire permet d'appréhender de façon globale l'action en synergie nécessaire à une marche qui soit la plus efficiente possible, c'est-à-dire dont le ratio dépense énergétique/rendement moteur est le plus adapté.

Modes de contraction musculaire

L'activité musculaire s'exprime selon trois modes de contraction différents (isométrique, concentrique, excentrique). Il est important de garder à l'esprit que le terme contraction ne signifie pas nécessairement une modification de longueur du muscle mais signifie en revanche une activité musculaire.

Une contraction isométrique ne produit pas de déplacement, elle contribue à fixer ou à stabiliser une articulation. La tension qu'elle génère est égale aux forces externes qui agissent sur les segments corporels concernés. Malgré l'absence de déplacements, les tendons sont soumis à des tensions importantes. La force maximale produite par ce type de contraction et l'énergie nécessaire sont intermédiaires entre ce qui concerne les contractions concentriques et excentriques. Les muscles stabilisateurs ou antigravitaires agissent en isométrique afin de maintenir en position des segments osseux.

Lorsque la contraction musculaire entraîne un rapprochement des insertions musculaires, contraction concentrique, la force produite est supérieure aux forces externes. Elle tend à accélérer le déplacement. La force maximale produite par ce type de contraction est inférieure à celle produite en isométrique. En revanche, les mouvements sont plus rapides. Le coût énergétique est très élevé. Lors de la phase de propulsion, les fléchisseurs plantaires de la cheville agissent en concentrique.

Enfin, lorsque malgré la contraction musculaire, les insertions musculaires s'éloignent, contraction excentrique, la force produite est inférieure aux forces externes. Elle contribue à résister. Lors d'une contraction excentrique, la force produite est très élevée (et supérieure à celle produite en isométrique ou en concentrique). En revanche, son coût énergétique est peu élevé [27]. Lors de la phase de mise en charge, les fléchisseurs dorsaux de la cheville agissent en excentrique.

Lors de la marche, une grande partie de l'activité musculaire est excentrique. Cependant, un même muscle ne réalise pas qu'un seul mode de contraction. Souvent, une contraction excentrique précède une contraction concentrique qui bénéficie de l'énergie emmagasinée par l'étirement préalable. Lors de la marche par exemple, les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville effectuent des contractions excentriques lors des phases de milieu et de fin d'appui avant de se contracter de façon concentrique lors de la phase préoscillante.

Dans de nombreuses situations motrices, la puissance musculaire est prédominante par rapport à la force fournie. Elle est le produit de la force par la vitesse de déplacement. Ainsi, lors d'une contraction isométrique, la puissance est nulle. Lors de la marche, la puissance est positive lorsque de l'énergie (donc du mouvement) est générée. Le mode de contraction musculaire est concentrique. A contrario, la puissance est négative lorsque de l'énergie est absorbée (le mouvement est freiné). Le mode de contraction est excentrique.

L'analyse combinée de la cinématique, de la cinétique et de l'activité musculaire permet de déterminer le mode de contraction musculaire.

Activité musculaire lors de la marche

Lors de la locomotion, le rôle des muscles est triple. Ils doivent freiner (ou contrôler), stabiliser ou accélérer le déplacement de segments corporels. Pour les muscles biarticulaires, ces actions sont modulées par la position des segments impliqués. Lors de l'appui unipodal par exemple, la position du tronc agit sur la tension exercée sur le genou par les ischiojambiers. Ces actions musculaires ne sont pas isolées mais sont coordonnées dans leur période et leur intensité d'activation pour former un pattern d'activation musculaire.

L'électromyogramme (EMG) dynamique permet de déterminer les périodes d'activation des muscles et non l'intensité de la force produite. À l'aide d'aiguilles implantées dans le muscle ou,

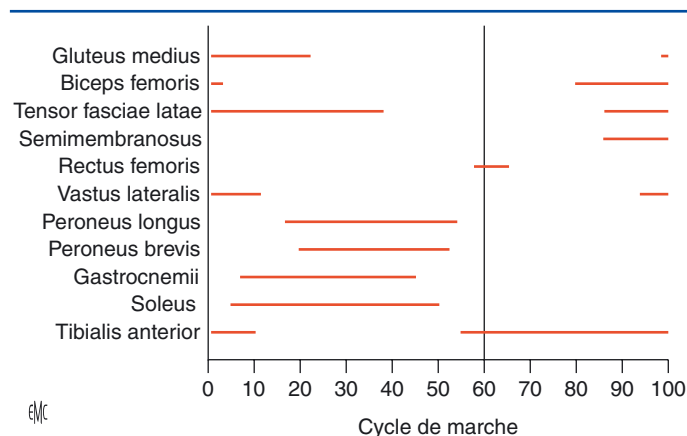


Figure 12. Activité musculaire lors de la marche.

plus fréquemment maintenant et de façon non invasive, à l'aide d'électrodes de surface, l'activité électrique des muscles est étudiée. Ces capteurs enregistrent l'activité des motoneurones α et sont positionnés en regard des zones de moindre diaphonie afin de limiter les « bruits » parasites. En effet, en raison de la faible intensité des signaux étudiés, il est important de veiller à ne pas recueillir l'activité électrique d'un muscle voisin ou à ne pas altérer la qualité de l'enregistrement par des artefacts cutanés par exemple. Aussi, afin de minimiser ces difficultés, le projet européen SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) propose les localisations et les tailles de capteurs adaptées pour un recueil de données optimal.

Normalisée en fonction du cycle de marche, l'activité de chaque muscle peut alors être mise en lien avec les données cinématiques et cinétiques. Cette activité produit un travail (W , exprimé en Joules) qui correspond au mode de contraction. Il est le produit de la force exprimée par le déplacement de son point d'application. Il est donc positif lorsque le déplacement va dans le même sens que la force, a contrario, il est négatif lorsque le déplacement s'effectue dans le sens opposé. Autrement dit, lors d'une contraction de type concentrique le travail est positif, lors d'une contraction de type excentrique le travail est négatif et lors d'une contraction de type isométrique, le travail est nul. La puissance (P , exprimée en Watts) décrit la quantité de travail fournie en fonction du temps. Positive, elle produit du mouvement. Négative (ou absorbée), elle freine le mouvement [28].

L'étude du pattern d'activation musculaire de la marche normale (Fig. 12) permet d'objectiver l'activité musculaire dans son ensemble. Elle permet en particulier de noter des anomalies temporelles de contraction : anticipée, prolongée, permanente, absente ou éventuellement inversée.

Aspects énergétiques

L'activité musculaire est nécessaire pour mobiliser les segments corporels impliqués dans la marche mais aussi pour lutter contre des forces de résistance liées en particulier à la gravité. Cette activité est rendue possible par un apport d'énergie. Cependant, comme évoqué précédemment, elle n'est pas seule responsable du mouvement, en l'occurrence de la marche. Plusieurs formes d'énergie sont impliquées. L'énergie métabolique est obtenue à partir de l'alimentation par des processus métaboliques. L'énergie mécanique revêt plusieurs formes. Elle est une mesure de la capacité à réaliser un travail. Elle se présente sous forme d'énergie potentielle gravitationnelle qui est la capacité d'un corps à réaliser un travail en fonction de sa position dans le champ gravitaire. L'énergie associée au mouvement est l'énergie cinétique. Elle représente la capacité d'un corps à fournir un travail pour effectuer un déplacement. Elle dépend de la masse et de la vitesse. Elle peut être linéaire ou angulaire. Elle doit être dissipée pour que le corps s'arrête. Par exemple, pour s'arrêter de marcher, l'activité musculaire freine progressivement les segments corporels jusqu'à l'arrêt. En revanche, un arrêt brusque nécessite une activité freinatrice

beaucoup plus importante, donc plus coûteuse en énergie. L'augmentation ou la diminution de la vitesse de déplacement, donc de l'énergie cinétique, nécessite une dépense d'énergie chimique. Cette dépense est d'autant plus importante que la masse du marcheur est importante. Enfin, l'énergie élastique représente la capacité d'un corps à retrouver sa forme initiale après avoir subi une modification de sa forme initiale.

Ainsi, l'énergie nécessaire à la marche est d'origine métabolique (chimique) ou mécanique. Elle peut être emmagasinée. Le résultat des processus métaboliques est l'acide adénosine triphosphorique (ATP). Stocké en quantité rapidement épuisable mais suffisante pour initier le mouvement, il est produit par différentes filières métaboliques (aérobie, anaérobie alactique et anaérobie lactique) en fonction de la typologie du muscle et de l'effort à fournir.

La loi de la conservation de l'énergie indique que la somme des énergies impliquées dans le mouvement est constante. Elles ne peuvent alors que se transformer d'une forme à une autre. Par exemple, l'énergie chimique se transforme dans le muscle en énergie mécanique. Dans ce cas, cette transformation s'accompagne d'une production de chaleur.

Il existe différentes façons d'évaluer le coût énergétique de la marche. L'index de dépense énergétique (IDE) est un indicateur simple et facilement réalisable. Il représente le rapport entre la fréquence cardiaque moyenne lors de la 5^e minute d'une marche à vitesse spontanée sur la vitesse de marche [29]. La mesure du coût énergétique (exprimé en $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) est plus difficile à mettre en œuvre. Il représente la consommation d'oxygène utilisée par unité de masse corporelle en fonction de la vitesse de déplacement. Le coût ventilatoire représente la quantité d'air expiré par unité de masse corporelle en fonction de la vitesse de déplacement. Enfin, le coût cardiaque représente le nombre de pulsations en fonction de la vitesse de déplacement [30]. L'utilisation de ces indicateurs au cours de nombreuses études sur la marche a permis de déterminer que la vitesse spontanée était pour chaque individu la moins coûteuse en énergie [31]. Une courbe caractéristique en U indique clairement qu'à vitesses infra- ou supraspontanées, le coût métabolique de la marche est beaucoup plus important. Le coût énergétique de la marche est aussi affecté par la souplesse et l'amplitude articulaire [32]. Ce constat s'explique en particulier par la diminution d'énergie élastique potentielle due à la raideur et aux efforts nécessaires pour mobiliser les articulations. Il apparaît clairement que le coût énergétique de la marche dépend ainsi de nombreux facteurs. La vitesse de déplacement, la fréquence, la longueur des pas ou la distance ont une influence réelle [33]. L'optimisation énergétique de la marche passe par l'interaction de ces différents paramètres qui coopèrent de façon dynamique dans la réalisation de la marche.

Dans le cas de marches pathologiques, la mesure de l'index de dépense énergétique ou du coût énergétique facilite un suivi global indépendamment des facteurs sous-jacents à la réalisation de la marche.

■ Équilibre et stabilité lors de la marche

Outre le déplacement lui-même, un des enjeux de la marche est le maintien de l'équilibre pour des raisons évidentes de sécurité mais aussi pour des raisons énergétiques [34]. La localisation de deux tiers de la masse corporelle aux deux tiers supérieurs de la hauteur du corps permet de comparer souvent le corps humain à un pendule inversé, facteur intrinsèque d'instabilité. En effet, celle-ci est conditionnée par la projection du centre de gravité à l'intérieur de la base de support en position statique ou proche de cette dernière lors de la réalisation de mouvement. Hors, telle qu'elle est répartie, la répartition des masses du corps humain rend sa stabilité très sensible aux mouvements de la partie supérieure du corps. En position érigée, le contrôle en continu par le système neuro-musculo-squelettique maintient la projection du centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation et facilite cette stabilité. Dans le plan sagittal en particulier, deux stratégies, bien

connues, ont été décrites : la stratégie de cheville et la stratégie de hanche [35]. Les mouvements de flexion plantaire et dorsale de la cheville agissent habituellement sur le contrôle du pendule inversé. Cependant, lorsque les perturbations posturales sont trop importantes ou lorsque les muscles de la cheville ne peuvent agir efficacement, la stratégie de hanche contribue alors à la stabilisation du corps par une flexion afin de déplacer la projection du centre de gravité vers l'arrière ou par une extension afin de déplacer la projection du centre de gravité vers l'avant [36]. Dans l'ensemble, les muscles de la cheville (fléchisseurs et extenseurs) contribuent à la stabilité dans le plan sagittal alors que les muscles de la hanche (abducteurs et adducteurs) contribuent à la stabilité dans le plan frontal.

Lors de la marche, les stratégies d'équilibre sont différentes en particulier par la participation de la cheville à la locomotion. Sur un plan postural, c'est-à-dire l'organisation des segments corporels par rapport au vecteur gravitaire, la marche peut être perçue comme un déséquilibre maîtrisé. Dès l'initiation du pas, le centre de gravité est projeté vers l'avant, créant une instabilité antérieure qui initie la marche. À l'inverse, lors de l'arrêt, le centre de gravité se déplace vers l'arrière à l'intérieur de la surface d'appui [37]. Lors de la marche proprement dite, la projection du centre de gravité au sol évolue vers l'avant selon un tracé sinusoïdal qui longe à chaque pas la face médiale du talon du pied en appui. La stabilité dynamique de la marche est ainsi obtenue par l'alternance d'appui et par une largeur de pas diminuée. Le double appui, dans le cas d'une marche normale, ne peut être considéré comme une période de stabilisation. En effet, le transfert de poids s'effectue sur la surface limitée du talon alors que l'autre quitte le sol.

L'ensemble tête-tronc-bras (TTB), unité fonctionnelle « passagère » telle que définie par Perry [9], est articulé à l'unité fonctionnelle « locomotrice » par les hanches. En raison de sa masse et de son inertie, il est soumis à des accélérations horizontales majorées. L'activité musculaire au niveau du bassin et le long de la colonne vertébrale contrôle de façon active cet ensemble en particulier dans le sens antéropostérieur. Cette atténuation est progressivement étagée. L'accélération horizontale au niveau de la tête est 30 % inférieure qu'au niveau du bassin [38].

L'action de la ceinture scapulaire et le balancement des bras participent à la stabilisation de l'ensemble TTB. Lors du transfert de poids pendant le double appui, le mouvement de rotation du bassin crée un moment angulaire dans le plan horizontal. Il est contrebalancé par un mouvement de rotation opposé de la ceinture scapulaire. Le mouvement de balancement alterné des membres supérieurs est opposé au mouvement alterné des membres inférieurs. Lorsqu'une hanche est en flexion, l'épaule du même côté est en extension [39, 40]. Les mouvements pendulaires des bras, contrôlés par l'activité musculaire autour de l'épaule et du coude [41], neutralisent les effets des moments angulaires créés par les membres inférieurs autour de l'axe horizontal [42, 43]. Ainsi, par un effet inertiel, le balancement des bras contribue à la stabilité de la marche [44] afin de stabiliser la tête et la prise d'information visuelle [45].

Par cette action des bras, le moment angulaire du corps est réduit et l'essentiel de l'énergie cinétique contribue alors au déplacement rectiligne. Essentiellement stabilisateur dans le plan frontal, le rôle des bras est moindre dans le sens vertical.

■ Description fonctionnelle de la marche

Dans un premier temps, nous allons aborder la marche au travers de chacune des articulations du membre inférieur en mettant en perspective pour chacune des phases du cycle de marche l'analyse cinématique, cinétique et musculaire [9, 46] (Fig. 1).

Cheville

Lors du contact initial (0 % à 3 % du cycle de marche), la cheville est en position neutre. L'attaque du pas au sol s'effectue avec le talon externe par l'action du tibialis anterior.

Le vecteur de la force de réaction du sol (VRF) passe en arrière de l'articulation de la cheville. Il génère donc un moment de force externe de flexion plantaire.

Tibialis anterior, extensor hallucis longus, extensor digitorum longus sont actifs. Ces muscles, fléchisseurs dorsaux de la cheville freinent le rabattement du pied au sol facilité par le moment externe. Les muscles fléchisseurs plantaires ne sont pas actifs.

Lors de la réponse à la charge (3 % à 10 % du cycle de marche), dans une durée très brève, 60 % du poids du corps est transféré vers le pied qui vient de prendre contact avec le sol [9]. La cheville effectue un mouvement de flexion plantaire d'environ 10° sous l'effet du VRF contrôlé par les muscles fléchisseurs qui agissent alors en contraction excentrique. Cette flexion plantaire contrôlée contribue à l'absorption du choc. À la fin de cette phase, l'ensemble de la surface plantaire du pied est en appui au sol.

Au cours de cette période de « mise en charge », l'axe de rotation du pied dans le plan sagittal passe par le talon. Perry [9] nomme cet évènement le 1^{er} pivot ou pivot talonnier. Le VRF passe progressivement vers l'avant de l'axe articulaire de la cheville.

Lors du milieu d'appui, le maximum de surface plantaire du pied est en appui au sol. La jambe progresse vers l'avant et provoque une flexion dorsale de la cheville d'environ 5°. Il s'agit du 2^e pivot décrit par Perry : le pivot de la cheville. Le VRF est devant l'axe de la cheville. Il génère un moment externe de flexion dorsale qui est contrôlé par une contraction excentrique des fléchisseurs plantaires de la cheville. Ceux-ci « ralentissent » l'avancée du tibia et stabilisent le pied au sol. Le soleus, muscle monoarticulaire, est le principal acteur du ralentissement du tibia. Les gastrocnemii, muscles biarticulaires, agissent sur la flexion du genou, jusqu'à ce que la cheville soit positionnée en arrière du genou, ce qui augmente la contribution du quadriceps au début de la phase de milieu d'appui.

En fin d'appui, le talon décolle du sol. La cheville est en légère flexion dorsale, maintenue par l'action du soleus et des gastrocnemii. Le point d'appui (donc le point d'application du VRF qui passe à l'avant de la cheville) progresse vers l'avant-pied en regard des têtes métatarsiennes. Le moment externe est un moment de flexion dorsale dont la longueur du bras de levier est maximale. La combinaison entre la flexion de la cheville et le décollement du talon antérieure la projection du centre de gravité et accentue ainsi le déséquilibre antérieur. Le poids du corps est en totalité sur ce pied et augmente la tendance à la flexion dorsale. Les muscles fléchisseurs plantaires contrôlent l'avancée du tibia et le déséquilibre antérieur. L'axe de rotation du pied dans le plan sagittal passe par l'axe des têtes métatarsiennes. Il s'agit du 3^e pivot ou pivot de l'avant-pied.

Lors de la période préoscillante, le mouvement d'ensemble de la cheville est la flexion plantaire. Le poids du corps est rapidement transféré vers l'autre pied. Cet allègement facilite le passage de la cheville en flexion plantaire tout en diminuant l'effort musculaire nécessaire à cet effet. Il est intéressant de noter que le triceps, qui travaillait précédemment en excentrique agit alors de façon concentrique mais avec un effort nécessaire moindre.

Débutent alors la phase oscillante au cours de laquelle le membre inférieur doit progresser vers l'avant, le pied ne doit pas accrocher le sol et doit se préparer au contact suivant.

En début de phase oscillante, la cheville a un mouvement de flexion dorsale par action des muscles fléchisseurs de la cheville, en particulier le tibialis anterior. On note aussi un mouvement d'extension des orteils sous l'action de l'extensor hallucis longus et de l'extensor digitorum longus. Ces mouvements de la cheville contribuent à faciliter l'avancée du membre oscillant en préparant le passage du pas.

Lors du milieu de phase oscillante, la jambe passe à la verticale et le pied ne doit pas accrocher le sol. Le tibialis anterior et l'extensor hallucis longus augmentent leur activité afin de faciliter le passage du pas. Le relâchement d'intensité de contraction musculaire qui suit indique qu'à ce moment-là, le maintien de la cheville en position neutre n'est pas essentiel au bon déroulement du pas.

La période de fin de phase oscillante prépare le contact initial à venir. La cheville est en légère flexion plantaire puis maintenue en position neutre sous l'action des muscles fléchisseurs afin de se préparer au contact à venir.

Dans le plan frontal, l'action musculaire enregistrée indique une activité lors de la phase d'appui visant à maintenir la stabilité du pied [46].

Genou

Lors de la marche, les mouvements du genou dans le plan sagittal contribuent à l'absorption des contraintes dues au contact du pied avec le sol, au maintien de la stabilité et à la régulation des déplacements du centre de gravité. D'autre part, ils facilitent l'avancée du membre inférieur lors de l'oscillation. Dans le plan frontal, les positionnements du genou contribuent à la stabilité d'appui unipodal. Enfin, la faible amplitude de rotation participe au maintien des alignements ostéo-articulaires modifiés par les mouvements alternés d'avancée du tronc à chaque pas.

Pour une meilleure compréhension du rôle fonctionnel du genou lors de la marche, il est utile de commencer par la période de fin de phase oscillante.

En fin de phase oscillante, le genou est en extension quasi complète. Avec la flexion de la hanche, cette position permet de réguler la longueur de pas. Devant la brièveté de la durée de ce mouvement d'extension et devant l'importance du repositionnement du membre inférieur avant le contact initial, l'activité musculaire des vasti est importante et régulée par les muscles ischiojambiers. Le rectus femoris, muscle biarticulaire, ne participe pas à ce mouvement d'extension du genou car une flexion de hanche lors du contact initial serait préjudiciable. L'extension du genou et la flexion de la hanche sont régulées de façon excentrique par les muscles ischiojambiers.

Lors du contact initial (0 % à 3 % du cycle de marche), le genou doit résister à l'impact du pied au sol. Il est en extension quasi complète par l'action musculaire des muscles vasti. Le VRF passe en avant de l'articulation du genou. Il génère donc un moment d'extension du genou qui facilite le maintien de l'articulation en extension. Les muscles extenseurs et fléchisseurs du genou sont actifs afin de réguler l'extension du genou due notamment au VRF.

Lors de la réponse à la charge (3 % à 10 % du cycle de marche), le genou doit amortir le brusque transfert du poids du corps sur le membre inférieur qui vient de prendre contact avec le sol. Il doit aussi résister aux conséquences du contact afin de stabiliser le corps pour l'appui unipodal à venir. Alors que la cheville effectue un mouvement de flexion plantaire (1^{er} pivot), le VRF passe progressivement vers l'arrière du genou et crée un moment de flexion orienté au départ par l'activité des muscles ischiojambiers. Le quadriceps contrôle cette flexion par une activité excentrique et le maintien dans une amplitude d'environ 15°. Le genou, en synergie avec la flexion plantaire de la cheville, contribue ainsi à l'absorption du choc.

Dans le plan horizontal, Perry et Burnfield [9] indiquent un deuxième mécanisme au niveau du genou qui contribue à la stabilité de l'articulation et participe à l'absorption du choc. Lors de la mise en charge, l'arrière-pied effectue un mouvement de valgus qui ouvre l'angle talocalcanéen [47]. Le segment jambier subit un couple de rotation interne. Cette rotation est contrôlée par la mise en tension du tensor fasciae latae et du biceps femoris.

Dans le plan frontal, le transfert de poids implique un déplacement en adduction du genou afin d'aligner la projection du centre de gravité sur l'axe du membre nouvellement en appui.

Au cours du milieu d'appui, le genou va tendre vers l'extension afin d'assurer une stabilité maximale. Après la mise en charge, le quadriceps contrôle la flexion du genou. Le soleus assure la stabilité verticale du tibia, ce qui facilite l'avancée relative du fémur. Au milieu de cette période, jambe et cuisse sont alignés verticalement, le genou est en extension. Le VRF passe en avant de l'articulation et crée un moment d'extension. Le membre inférieur oscillant passe en avant de celui qui est en appui. L'activité musculaire du quadriceps diminue. L'extension

du genou est quasi passive avec le VRF légèrement à l'avant de l'articulation et l'activité des gastrocnemii. La stabilité du tibia est assurée par l'activité du soleus.

En fin d'appui, le genou est maintenu en extension par une bonne stabilité du tibia par rapport auquel le fémur continue d'avancer alors que le talon décolle du sol. L'inertie vers l'avant créée par le membre oscillant favorise l'extension de la hanche. Le 3^e pivot ou pivot de l'avant-pied facilite le maintien en extension du genou en conservant le VRF légèrement en avant de l'articulation. L'activité des gastrocnemii et du popliteus régule cette extension.

À la fin de cette période, le genou commence à fléchir. La flexion plantaire de la cheville et l'avancée du bassin reculent le VRF par rapport au genou. L'activité des gastrocnemii et du popliteus qui empêchait jusque-là l'hyperextension induit un mouvement de flexion du genou qui est déverrouillé.

Lors de la période préoscillante, le poids du corps va être transféré sur l'autre membre. Le centre de pression est sous l'avant-pied, le membre qui prend contact avec le sol est devant. La flexion plantaire de la cheville provoque l'avancée du segment jambier. Le transfert du poids vers l'autre côté crée un allègement qui rend plus sensible le genou au moment de flexion induit par le VRF qui passe en arrière.

Lors du début de phase oscillante, la flexion du genou doit faciliter le « passage du pas », c'est-à-dire permettre l'avancée du membre inférieur sans que le pied n'accroche le sol. La flexion dorsale seule de la cheville étant insuffisante, 60° de flexion du genou semblent nécessaires [9, 46]. Avec l'action des fléchisseurs du genou, en particulier le biceps femoris (caput breve), une position adéquate de flexion du genou dès la période préoscillante (40°) et la flexion rapide de la hanche contribuent à fléchir le genou par inertie. Ce mouvement est contrôlé par le rectus femoris.

En milieu de phase oscillante, dès que le pied est passé devant la hanche, le genou commence un mouvement d'extension. Facilité par le ralentissement puis l'arrêt de la flexion de hanche, ce mouvement se réalise de façon relativement passive par « effet battant de cloche ». Le segment jambier progresse alors vers l'avant par effet d'inertie. L'activité des muscles ischiojambiers permet de réguler ce mouvement d'extension.

Hanche

Alors que les mouvements de la cheville et du genou se caractérisent dans le plan sagittal par des alternances de flexion-extension au cours du cycle de marche, la hanche effectue un mouvement d'extension lorsque le pied est en appui au sol et un mouvement de flexion lors de la phase oscillante.

Lors du contact initial, la hanche est en flexion d'environ 20°. Cette valeur apparaît comme un bon compromis entre une longueur de pas suffisante et une bonne stabilité du pied. Le VRF passe largement en avant de l'articulation et crée un moment de flexion de hanche. Ce moment de flexion est contrôlé par l'activité des muscles ischiojambiers ainsi que par l'activité du gluteus maximus. Cette activité musculaire contrôle aussi l'avancée du tronc. En effet, alors que le pied se pose au sol et interrompt l'avancée du segment, le tronc continue d'avancer par inertie.

Lors de la mise en charge, la stabilité du membre inférieur nouvellement en appui est primordiale. Au début de cette période, le VRF passe en avant de l'articulation. Les muscles extenseurs de la hanche sont sollicités à des degrés divers en fonction de leur influence sur le genou. En effet, les ischiojambiers sont aussi fléchisseurs du genou, action qui serait préjudiciable à la stabilité. L'activité du gluteus maximus est croissante durant cette période. À la fin de la mise en charge, le VRF est proche de l'axe articulaire de la hanche et contribue ainsi à la stabilité de l'appui.

Dans le plan frontal, le transfert rapide du poids sur la jambe en appui nécessite une stabilisation du bassin sur la hanche. La projection du centre de gravité se déplace vers le pied en appui. L'activation importante des muscles abducteurs de la hanche contribue à stabiliser le bassin et le tronc devant le déséquilibre produit par la jambe oscillante.

Dans le plan horizontal, une amorce de rotation interne de la hanche due aux conséquences du mouvement d'éversion du pied en appui et une avancée du bassin par la flexion plantaire du pied qui quitte le sol participent aussi à la stabilisation de l'appui lors de la mise en charge.

Le mouvement d'extension de hanche amorcé va continuer jusqu'au début de la période préoscillante.

Lors du milieu d'appui le membre inférieur avance en pivotant sur la cheville (2^e pivot). L'extension du genou par l'activité des vasti induit une mise en tension des muscles ischiojambiers (en particulier le semimembranosus et le semitendinosus), extenseurs de la hanche. Ce mouvement est facilité par la position du VRF progressivement en arrière de la hanche et qui provoque un moment externe d'extension.

Dans le plan frontal, le bassin atteint sa position latérale maximale vers le milieu de la période. Il est stabilisé par l'action musculaire du gluteus medius et (surtout) du tensor fasciae latae ainsi que par le moment d'inertie vers l'avant et vers le haut du mouvement de flexion de la hanche du membre oscillant.

Lors de la période de fin d'appui, la hanche continue son mouvement d'extension. Le membre inférieur continue son avancée en pivotant sous l'avant-pied. Le VRF est en arrière de l'articulation. Le tensor fasciae latae contribue à maintenir un moment interne d'abduction. En fin de période, la composante de flexion de l'adductor longus contrôle l'extension de la hanche.

Dans le plan frontal, la projection du centre de gravité se déplace progressivement vers l'axe du corps. Le moment externe d'abduction et l'activité musculaire du tensor fasciae latae facilitent ce transfert progressif.

La période préoscillante commence par le contact du pied opposé au sol.

Le mouvement de flexion de la hanche que l'on observe alors est facilité par la flexion et l'avancée du genou par flexion plantaire de la cheville (3^e pivot). De même, l'activité du rectus femoris qui contrôle la flexion de genou, contribue aussi à la flexion de hanche. Enfin, l'activité des adductor longus et gracilis, qui contrôle le transfert vers le membre qui vient de se poser, participe à cette flexion. Juste avant que le pied ne quitte le sol, l'activité du sartorius, dans sa composante d'abduction et de rotation externe de la hanche, contrôle la composante d'adduction et de rotation interne des muscles adducteurs actifs. Le mouvement de flexion de hanche pendant cette période est très rapide et accélère le membre vers l'avant alors qu'il va quitter le sol.

Dans la continuité de la période préoscillante, la hanche continue son mouvement de flexion sous l'effet de la flexion plantaire de la cheville en début de phase oscillante. À vitesse spontanée, l'activité des fléchisseurs de hanche n'est pas utile dans la réalisation de ce mouvement. En revanche, à vitesse infrasponnée ou à vitesse suprasponnée, l'activité de l'iliclus contribue à cette flexion. L'activité simultanée du sartorius et du gracilis agit sur la flexion du genou mais aussi, respectivement, sur l'abduction et la rotation externe de hanche et sur l'adduction et la rotation interne de hanche. Enfin, le rectus femoris contrôle si nécessaire la flexion de genou.

Lors du milieu de phase oscillante, la hanche continue son mouvement de flexion dans la continuité du mouvement initié lors de la période préoscillante, quasiment sans activité musculaire.

L'activité excentrique des ischiojambiers freine le mouvement de flexion de la hanche en fin de phase oscillante. Agissant aussi sur le contrôle de l'extension du genou, ils contribuent à préparer le membre au contact initial. L'activité du gluteus maximus et de l'adductor magnus contrôle l'extension de hanche avant le contact alors que l'activité du gluteus medius contrôle la composante d'adduction des muscles fléchisseurs de hanche.

Bassin et ensemble « tête-tronc-bras »

Le bassin se compose des deux os coxae, de l'os sacrum et de l'os coccygis. Il est le siège de mouvements symétriques entre les deux os coxae (formant une unité) et l'os sacrum, de mouvements asymétriques entre chaque os coxae et l'os sacrum et de

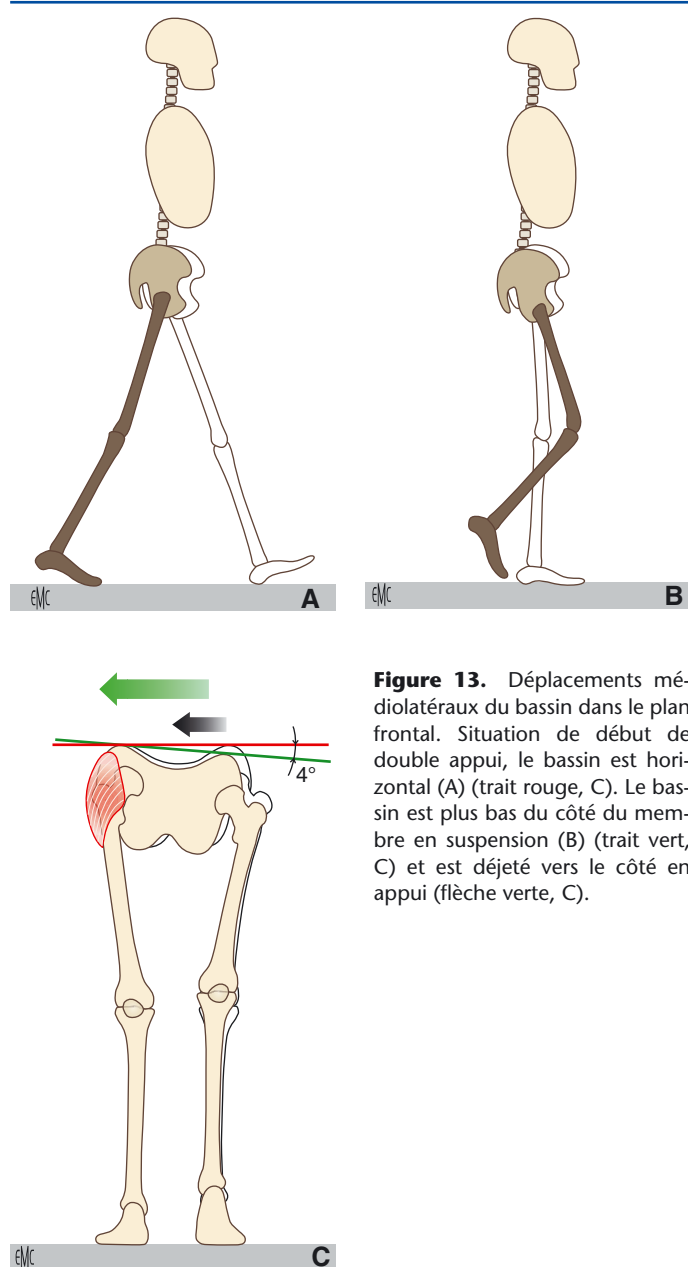


Figure 13. Déplacements médiolatéraux du bassin dans le plan frontal. Situation de début de double appui, le bassin est horizontal (A) (trait rouge, C). Le bassin est plus bas du côté du membre en suspension (B) (trait vert, C) et est déjeté vers le côté en appui (flèche verte, C).

mouvements lombopelviens entre le bassin et la colonne vertébrale, formant une unité, autour des têtes fémorales [48]. Il est le lien entre l'unité fonctionnelle « locomotrice » et l'unité fonctionnelle « passagère » telles que définies par Perry [9]. L'ensemble des groupes musculaires impliqués autour du bassin concourent à minimiser les déplacements afin de stabiliser la position érigée du tronc et à maintenir la tête dans une position neutre.

Tout au long du cycle de marche, les mouvements du bassin s'effectuent dans les trois plans. En appui sur la hanche du membre portant, ces mouvements de faible amplitude traduisent des évolutions posturales continues. Dans le plan horizontal, la rotation du bassin dans la direction du pied qui va entrer en contact avec le sol agit sur la longueur du pas et donne de la fluidité à la marche. Dans le plan frontal, les déplacements médiolatéraux au cours du cycle forment une sinusoïdale simple, le bassin se déplaçant alternativement vers le côté en appui. Les positions extrêmes sont atteintes lors du milieu d'appui lorsque l'ensemble du poids du corps repose sur le membre inférieur en appui. La position neutre se situe au début de la mise en charge, lors du transfert du poids du corps d'un pied sur l'autre (Fig. 13). Dans l'axe vertical, le bassin est abaissé du côté du membre oscillant lorsque le pied vient de quitter le

sol. Cet abaissement est contrôlé par les muscles abducteurs de la hanche et par les muscles stabilisateurs du bassin. Il est en position neutre en milieu de phase oscillante. La flexion de hanche et l'avancée du membre lors de la phase oscillante contribuent à atténuer l'abaissement du bassin. Dans le plan sagittal, Perry [9] décrit une antéversion de l'hémibassin du côté en appui au moment du transfert du poids du corps lors du double appui.

L'ensemble TTB est « posé » sur le bassin. Ces entités forment l'axe du corps et sont articulées entre elles par des structures mobiles (la colonne lombaire entre le bassin et le tronc, et la colonne cervicale entre le tronc et la tête). Elles contribuent à maintenir une indépendance relative et à atténuer les effets des mouvements des uns par rapport aux autres.

Les déplacements des segments axiaux (tête, tronc et bassin) accompagnent les déplacements des membres inférieurs. Le bassin est le siège principal de ces mouvements de faible amplitude qui sont dus essentiellement aux conséquences de l'impact lors du contact initial et des mouvements du membre en oscillation lors de l'appui unipodal. La colonne lombaire agit alors comme un véritable absorbeur de choc.

Dans le plan sagittal, les déplacements verticaux de l'ensemble « tête-tronc » sont identiques pour chacune de ces structures. Ils décrivent une double sinusoïdale au cours du cycle de marche dont le point le plus haut correspond à la période de milieu d'appui et le point le plus bas à la période de double appui. L'amplitude de ces déplacements augmente avec la vitesse (Fig. 14). Les déplacements antéropostérieurs sont plus importants au niveau du sacrum qu'au niveau respectivement du tronc et de la tête. De même, l'accélération antéropostérieure de la tête est largement diminuée par rapport au bassin et aux hanches. Cette atténuation est étagée tout le long de la colonne vertébrale, de la colonne lombaire jusqu'à la nuque [38]. Ces auteurs suggèrent que cette atténuation de l'accélération est anticipée (du haut vers le bas) avec stabilisation première de la tête.

Approche fonctionnelle du bassin [2, 9]

Lors du contact initial, le bassin apparaît en position de référence dans le plan frontal et dans le plan sagittal. Dans le plan horizontal en revanche, il est en légère rotation interne, du côté où le pied se pose au sol.

Dans le plan sagittal, lors de la réponse à la charge, l'os sacrum bascule vers l'avant. La transmission de ce mouvement à la structure sus-jacente est très atténuée, en particulier l'accélération avec une minimisation des effets au niveau de la tête. En conséquence, la colonne lombaire est davantage en extension. Dans le plan frontal, l'allègement du membre inférieur qui va quitter le sol induit une élévation relative du bassin du côté en appui. Ce mouvement est contrôlé par les muscles abducteurs de la hanche.

L'activité des muscles postérieurs vise à limiter les mouvements et l'accélération vers l'avant du tronc et du bassin.

Lors du milieu d'appui, le déplacement du tronc vers l'axe du membre inférieur porteur continue. En revanche, le bassin et le tronc dans les autres plans tendent à se maintenir en position neutre.

Avec le décollement du talon et la poussée antérieure avec le pivot de l'avant-pied, l'axe du corps s'élève lors de la période de fin d'appui. L'inertie liée à la poussée tend à provoquer une hyperextension et une antéversion du bassin. Le tronc est stabilisé par le rectus abdominus.

L'ensemble TTB est à son niveau le plus bas lors de la période préoscillante. Dans le plan horizontal, en légère rotation externe du côté qui va quitter le sol, il se déplace du côté qui vient de se poser au sol. Dans le plan frontal, il s'élève du côté qui vient de se poser au sol.

En début et en milieu de phase oscillante, le bassin retrouve sa position de référence dans le plan horizontal et effectue un mouvement de rétroversion dans le plan sagittal.

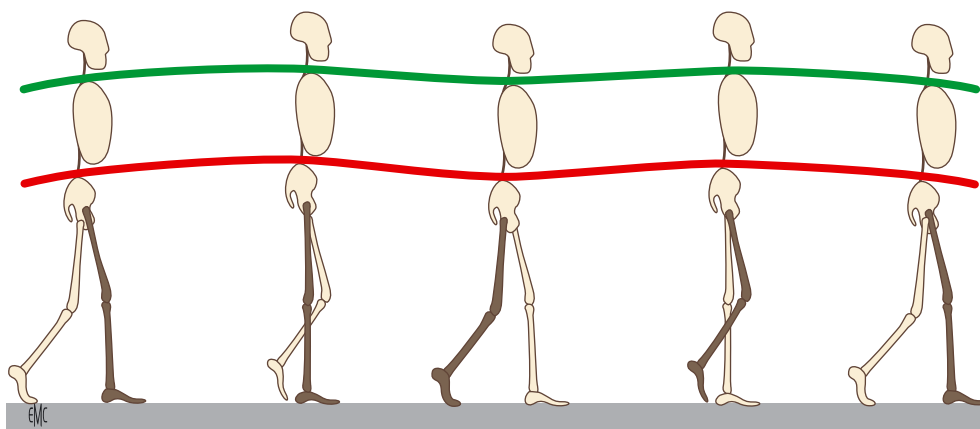


Figure 14. Déplacements du centre de gravité et de la ligne des épaules dans le plan sagittal. Noter l'aspect « parallèle » des deux tracés et leurs oscillations en fonction du moment du cycle de marche (plus haut lors de l'appui unipodal et plus bas lors du début du double appui).

Progressivement, les segments axiaux s'élèvent et atteignent leur position la plus haute en fin de phase oscillante. Dans le plan horizontal, le bassin amorce un mouvement de rotation interne vers l'avant.

Mouvement alterné des ceintures pelviennes et scapulaires

Le mouvement alterné des ceintures pelviennes et scapulaires (et l'opposition de phase entre les membres supérieurs et inférieurs) dans le plan horizontal est une caractéristique de la marche humaine. Umberger [49] explique clairement les effets cinétiques, cinématiques et énergétiques du balancement des bras lors de la marche. Si les variables cinématiques et cinétiques semblent être identiques dans le plan sagittal avec ou sans balancement des bras, il montre de larges différences dans le plan horizontal. Dans ce dernier cas, il évoque une augmentation du coût métabolique de la marche par rapport à la marche normale.

■ Approche fonctionnelle du pied à la marche

La synergie entre les articulations du membre inférieur est une condition essentielle du bon déroulement de la marche. Cependant, elle dépend aussi de la qualité de la liaison entre le corps et le support, c'est-à-dire du déroulement même de l'appui au sol au travers du pied et de ses effets sur les segments sus-jacents.

Le pied est une structure composite (22 os) polyarticulée qui lui permet de remplir un triple rôle d'amorti, d'équilibre et de progression au cours du déroulement du pas [47]. À cet effet, il doit allier des capacités de déformabilité possibles par l'orientation et la mobilité des différentes articulations, d'amortissement par les parties molles et la composante élastique des tendons et aponévroses et de transmission des forces par restitution d'énergie et haubannage dynamique des structures ostéo-articulaires.

Couplage interarticulaire

La complexité du pied a souvent amené à une simplification importante de ses mouvements, allant même parfois jusqu'à le modéliser en une structure rigide. Cependant, l'étroite relation entre les mouvements de ses différentes articulations et les mouvements des segments sus-jacents incite à une analyse plus poussée de ces différents couplages lors des différentes périodes du cycle de marche.

La plupart des mouvements de l'arrière-pied et de l'avant-pied se déroulent essentiellement dans le plan sagittal puis dans le plan horizontal. Ils ont davantage lieu, respectivement, avant la période de début d'appui et après la période de milieu d'appui lorsque le VRF s'exerce uniquement sur l'arrière-pied ou uniquement sur l'avant-pied. Les mouvements de l'avant-pied sont très limités lors de la période de début d'appui, lorsque toute la surface du pied est au contact du sol, correspondant à

l'intensité minimale du VRF [50]. Cependant, le couplage entre les mouvements de ces différentes articulations est clairement établi et leur combinaison conditionne la forme de l'arche longitudinale du pied. Sa concavité dans le plan sagittal décroît du contact initial jusqu'au début de la période de fin d'appui et augmente ensuite jusqu'à la fin de la période préoscillante. L'apport de ces complexes articulaires lors de la marche réside aussi dans le couplage dans les trois plans entre les différents segments. Ainsi, les mouvements de l'arrière-pied dans le plan frontal sont fortement couplés avec les mouvements de rotation du segment jambier dans le plan horizontal et les mouvements de l'avant-pied dans le plan sagittal et dans le plan horizontal. La force de ces couplages augmente avec la vitesse de déplacement. En revanche, le couplage dans le plan frontal entre l'arrière-pied et l'avant-pied est faible [51]. Ces relations articulaires de proche à proche agissent ainsi à distance et on note un lien entre les mouvements de pronation et de supination de l'arrière-pied et les mouvements de rotation interne/rotation externe de la hanche lorsque le pied est en appui [52]. Lafortune et al. [53] ont mis en évidence le rôle de compensation de la hanche lorsque des mouvements d'éversion ou d'inversion exagérés de l'arrière-pied lors de la marche augmentaient les mouvements de rotation interne ou externe du segment jambier. Au-delà des couplages interarticulaires, il est intéressant de noter la complémentarité d'action entre des structures très différentes du pied. Ainsi, une complémentarité d'action entre les tissus mous sous-talonniers, l'aponévrose plantaire et le complexe ostéo-articulaire de l'arrière-pied et du médiopied favorise l'absorption du choc lors de la mise en charge et du début de phase d'appui [54].

Approche fonctionnelle du pied lors du cycle de marche

Lors du contact initial, le pied touche le sol avec la partie postéroexterne du talon entre autres par l'action du tibial antérieur qui ralentit le rabattement du pied au sol. Cette période de double appui s'effectue, pour les deux pieds, sur une surface plantaire réduite qui ajoute à l'instabilité due au transfert de charge [2].

Lors de la mise en charge, le pied subit d'abord les forces d'impact avec les parties molles du talon. Il convient de noter la spécificité de ces tissus mous qui résistent à l'écrasement vertical mais se déplacent facilement latéralement [2]. Le transfert d'appui induit un mouvement d'éversion de l'articulation sous-taliennne. La rotation externe du calcaneus diminue le soutien de la tête du talus qui se dirige en interne avec l'axe du segment jambier. L'activité de l'extensor hallucis longus et de l'extensor digitorum longus facilite un mouvement d'éversion [55]. Les articulations médiotarsiennes sont moins contraintes. La concavité de l'arche longitudinale du pied diminue.

Pendant le milieu d'appui, le membre inférieur en appui progresse vers l'avant en pivotant sur le talus (2° pivot). L'activité excentrique du triceps sural et particulièrement du soleus contribue à stabiliser le talus tout en contrôlant l'avancée

du tibia. L'activité conjointe du tibialis posterior et du soleus provoque un mouvement d'inversion de l'articulation sous-talienne.

Ce mouvement d'inversion bloque les articulations médiotarsiennes et stabilise le médiopied et l'avant-pied qui vont supporter le poids du corps lors de la période de fin d'appui. Dès le décollement du talon, le pied agit comme un bras de levier dont le point d'appui est le pivot de l'avant-pied. Alors que le VRF génère un moment de flexion dorsale de la cheville, l'activité du soleus et des gastrocnemii contrôle l'avancée du tibia et suscite un mouvement de flexion plantaire. L'activité des peroneus longus, peroneus brevis et tibialis posterior contrôle les articulations sous-talienne et médiotarsiennes et l'activité du flexor hallucis longus stabilise les articulations métatarsophalangiennes. Cette stabilité est primordiale alors que le poids du corps progresse vers l'avant-pied et que les articulations métatarsophalangiennes se positionnent en flexion dorsale. L'action sur le 1^{er} rayon des flexor hallucis longus et brevis et, surtout, l'action du peroneus longus contribue à résister à la charge sur l'arche longitudinale du pied et à maintenir l'équilibre médiolateral de l'avant-pied [56]. La projection du centre de pression se situe alors dans le 1^{er} espace intermétatarsien. Il convient de noter l'action stabilisatrice passive de l'aponévrose plantaire mise en tension par la flexion dorsale des orteils [57]. La mobilité potentielle des articulations métatarsophalangiennes et l'activité musculaire excentrique des muscles fléchisseurs facilitent l'avancée complète du point d'appui.

Lors de la période préoscillante, le transfert d'appui vers le pied qui vient de toucher le sol s'effectue rapidement et allège de la même façon le pied qui va quitter le sol. L'allègement des muscles préalablement mis en tension provoque un rapide mouvement de flexion plantaire de la cheville qui augmente la flexion du genou. L'activité musculaire pour stabiliser le pied n'est plus nécessaire. Les forces de poussées qui s'exercent semblent être alors la conséquence d'un relâchement des tendons préalablement étirés [58]. Le mouvement de pivot sur les orteils évoque un 4^e pivot.

Au début et au milieu de la phase oscillante, la position du pied et l'activité musculaire doivent faciliter le passage du pas et la progression vers l'avant du membre oscillant. L'activité de l'extensor hallucis longus et de l'extensor digitorum longus alors que le pied qui oscille commence à croiser la jambe en appui provoque une extension des orteils qui accompagne le mouvement de flexion dorsale de la cheville. Cette activité est renforcée en fin de phase oscillante afin de contribuer à correctement positionner le pied pour le contact initial à venir.

■ Approche coordinative de la marche

En tant qu'activité rythmique, la marche est le résultat de l'action coordonnée de l'ensemble des segments corporels par une organisation très fine de contractions et de relâchements musculaires [59, 60]. Le contrôle moteur peut se définir comme la capacité à créer ou à réguler les mécanismes sous-jacents à cette organisation. Il interroge sur la façon dont le système nerveux central coordonne et régule l'action de l'ensemble des structures musculoarticulaires afin de réaliser un mouvement comme la marche.

Les mouvements sont le résultat de l'interaction entre des facteurs liés à l'individu, à la tâche à accomplir et à l'environnement. Au niveau de l'individu, la marche implique l'appareil locomoteur lui-même, mais également des processus sensoriels et cognitifs. Comprendre à ce niveau le contrôle moteur nécessite l'analyse du lien entre le système nerveux et les structures musculoarticulaires impliquées. En particulier, se pose le problème de la redondance des degrés de liberté ; un même mouvement peut être réalisé en mettant en œuvre différents effecteurs que le système nerveux doit « choisir » et coordonner dans un souci d'efficacité et d'efficience [61]. Les contraintes liées à la tâche nécessitent la prise en compte

des caractéristiques du mouvement qui conditionnent les « besoins » sensoriels et moteurs. La complexité, le caractère discret ou cyclique sont autant d'éléments essentiels dans le bon déroulement du mouvement [62]. Enfin, le caractère régulier et prévisible ou au contraire l'aspect irrégulier, inattendu et imprévisible de l'environnement influe sur la complexité et l'attention nécessaire à la mise en œuvre du mouvement.

Les différentes théories sur le contrôle moteur apportent des éclairages sur la façon dont le système nerveux intègre les différentes contraintes impliquées. Actuellement, deux approches importantes abordent cette question.

La théorie cognitive aborde le mouvement humain au travers de la notion de programme moteur qui peut être définie comme l'association structurée de commandes musculaires. Cette théorie du programme moteur est basée sur un grand nombre de situations expérimentales ayant mis en avant la possibilité de mouvement ordonné en l'absence d'information sensorielle. Par exemple, une stimulation de la moelle épinière chez l'animal permet de réaliser des mouvements cycliques comme la marche [63]. Cette approche de la motricité par la notion de programme moteur apparaît relativement flexible par rapport aux théories antérieures basées sur les réflexes. En effet, l'exécution du mouvement peut être réalisée autant par des stimulations sensorielles que par des processus centraux [64]. Si on applique cette définition de façon stricte, il doit exister autant de programmes que de situations, même pour des mouvements aussi élémentaires que la marche. En réponse à cette question, Schmidt [62] propose le concept de « programme moteur généralisé ». La réalisation d'un mouvement s'effectuerait sur la base d'un schéma commun à toutes les situations et caractérisé par des variables ajustables en fonction des circonstances. Le programme moteur généralisé organiserait une activation rythmique des muscles fléchisseurs et extenseurs qui serait régulée en temps réel par les informations afférentes grâce à des boucles de contrôle [65]. Pour Paillard [66], « l'existence d'une logique câblée d'unités synergétiques hiérarchisées et assemblées en unités de programmes finalisés [...] indique que les valeurs à contrôler par le système de pilotage d'un comportement moteur complexe restent toujours remarquablement simples [...] ». Il rappelle cependant que « le problème se trouve alors posé de l'écart que peut tolérer le système par rapport aux performances de sa logique câblée pour continuer de fonctionner en pilotage automatique ».

À cette limite du rôle des informations sensorielles dans le contrôle du mouvement s'ajoute le caractère « figé » du programme qui s'adapte difficilement à l'évolution du système au cours du temps pour un même mouvement. Lors de la marche par exemple, la fatigue, le poids d'un sac ou les variations de relief nécessitent des ajustements musculaires sinon un programme moteur identique produirait des résultats moteurs différents en fonction de l'évolution de ces situations.

En réponse à ces critiques, les tenants de l'approche dynamique considèrent que les mêmes principes s'appliquent à tout type de geste moteur, qu'il soit appris ou spontané, discret (comme frapper dans un ballon) ou cyclique comme la marche [67]. Sans rentrer dans des détails épistémologiques, les « dynamiciens » considèrent que le comportement moteur est un état stable qui émerge de l'interaction entre des contraintes environnementales, des contraintes propres à la tâche à réaliser et des contraintes propres à l'individu [68]. Le passage brutal, appelé transition, d'un état stable vers un autre état stable se produit lorsqu'un paramètre environnemental varie au point de rompre l'équilibre d'interaction. Ainsi, l'augmentation de la vitesse de déplacement provoque la transition de la marche à la course. Les travaux de Bernstein [61] suggèrent que la coordination des différents éléments corporels impliqués dans la réalisation d'un acte moteur passe par la capacité du système neuro-musculo-squelettique à gérer l'ensemble des degrés de liberté sous la forme d'une synergie (peut-être à définir). Le comportement moteur est alors l'expression d'une organisation multifactorielle et multiniveaux du système neuromusculaire mettant en jeu des facteurs biomécaniques, environnementaux ou liés aux contraintes mêmes de la tâche. Dans de nombreuses situations, les mouvements demandés nécessitent un apprentissage, c'est-à-dire, en termes dynamiques,

l'acquisition d'un nouveau patron de coordination [69, 70]. D'après les travaux de Bernstein [61], cette acquisition se fait en deux temps. Après une première phase de blocage ou de gel, s'établit un relâchement progressif des degrés de liberté. Cette acquisition donne lieu à une synergie qui traduit une nouvelle organisation entre les composantes qui se stabilise avec la pratique. Dans la continuité de ces notions de synergie, Kelso propose la notion de patron de coordination issue de la théorie des patrons dynamiques [71]. L'application à la locomotion des outils de cette approche dynamique offre des moyens intéressants d'appréhender la complexité du comportement moteur coordonné au travers de variables simples, détachées de tout lien spécifique avec les composantes anthropométriques ou biomécaniques [72-74]. Assimilant l'appareil locomoteur à un système d'oscillateurs couplés, la phase relative, mesure de synchronisation entre les oscillateurs, reflète la coordination entre les segments en mouvement. Sa variabilité traduit la stabilité du patron : elle indique la force du couplage entre deux segments corporels en mouvement [75]. Elle renseigne sur la capacité du système neuromusculaire à maintenir un état stable de coordination, c'est-à-dire un même patron de coordination [71]. En revanche, il est intéressant de noter que son augmentation significative dans l'analyse de la locomotion prédit la transition brutale d'un patron de coordination (exemple : la marche) vers un autre (exemple : la course). Après la transition vers ce nouveau patron, la variabilité revient à des valeurs moindres [76], indiquant la plus grande stabilité du nouveau patron adopté en réponse aux changements de contraintes individuelles et/ou environnementales.

■ Acquisition de la marche

L'acquisition de la marche est une étape essentielle du développement psychomoteur du jeune enfant. Elle nécessite la capacité à se maintenir en équilibre, c'est-à-dire à maintenir la projection du centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation lors de l'appui bipodal. Elle nécessite aussi de gérer l'instabilité médiolatérale et antéropostérieure liée à la projection du corps vers l'avant en prenant appui alternativement sur chaque pied [20]. Cet apprentissage s'effectue en différents stades qui se succèdent au fur et à mesure de la croissance et de l'assurance liée à la pratique [77].

Avant d'envisager de se déplacer, le jeune enfant doit pouvoir se redresser et se tenir debout, généralement avec appuis. Il est alors confronté à une instabilité liée à la diminution de la surface du polygone de sustentation (appui bipodal) et à l'élévation du centre de gravité. Au cours de cette période qui précède la marche proprement dite (entre 10 et 12 mois), il acquiert la capacité à transférer son poids de corps sur l'un ou l'autre de ses membres inférieurs. Il développe aussi sa force musculaire afin de soutenir son propre poids et d'envisager d'utiliser un seul membre en appui pour permettre ultérieurement le passage du pas [78].

La marche du jeune débutant présente des particularités qui la distinguent de la marche mature. Outre les aspects physiques relatifs à l'évolution de l'antéversion fémorale et de la torsion tibiale liées à la croissance [79], le jeune enfant, afin de résoudre les difficultés d'équilibre qui se posent à lui, va effectuer ses premiers pas avec une largeur de pas augmentée pour agrandir la surface du polygone de sustentation et limiter les sources de déséquilibre antéropostérieur. Dans le plan frontal, les mouvements de la hanche se caractérisent alors par une adduction limitée lors de la phase d'appui [5]. Durant les 3 premiers mois de la marche autonome, les déplacements latéraux sont plus importants que la longueur des pas [80]. Le déplacement vers l'avant s'effectue lors de l'appui unipodal par avancée du membre oscillant. Il requiert en particulier une activité en synergie des muscles agonistes et antagonistes de la cheville que l'immaturation neuromusculaire du jeune enfant rend difficile [81]. Aussi, le déplacement vers l'avant peut être comparé à une succession de chutes maîtrisées par la pose du pied au début du double appui. La stabilité latérale qui se développe bien avant la mobilité articulaire proprement dite, apparaît alors comme le facteur le plus important de l'acquisition de la marche chez l'enfant [82]. Kubo et Ulrich [83], confirmant Bril et Brenière [80],

précisent que le couplage entre la gestion des oscillations médiolatérales et antéropostérieures s'effectue en deux temps : d'abord la gestion de l'équilibre latéral auquel s'ajoute ensuite la gestion de l'équilibre antéropostérieur. Pour cela, le contrôle du tronc apparaît comme une étape importante [84] avec la stabilisation du bassin qui est présentée comme « un référentiel de base inhérent à chacune des activités posturocinétiques » [85]. La stabilisation des épaules et de la tête n'est adoptée qu'après quelques semaines de marche autonome [77].

Dans ce contexte, et afin de favoriser les déplacements vers l'avant, le jeune enfant va adopter des stratégies comportementales différentes. McCollum [86] en dénombre trois principales. Le « twister » va utiliser des mouvements de rotation du tronc afin de « lancer » ses membres inférieurs vers l'avant. Le « faller » va utiliser le déséquilibre antérieur quand le « stepper » va progresser par déplacements latéraux. Avec ces stratégies, la position des bras va évoluer avec l'aisance dans la marche. Elle passe progressivement d'une position haute et fixée (avec flexion des coudes) à une position plus basse et oscillante apparaissant au fur et à mesure du gain de stabilité [87, 88].

Sur un plan cinématique, la marche du jeune novice présente des spécificités, en particulier dans le plan sagittal. L'amplitude de la flexion extension de la cheville est limitée par la quasi-absence de flexion plantaire et par la limite de flexion dorsale. Le pied se pose « à plat ». Au niveau du genou, le mouvement caractéristique de piston avec flexion initiale lors du contact (contrôlée par une activité musculaire excentrique du quadriceps) suivie par une extension lors de l'appui unipodal n'apparaît qu'à l'âge de 4 ans.

Dans le plan horizontal, la marche du jeune enfant se caractérise essentiellement par une ouverture du pas plus importante.

Pendant, les caractéristiques cinématiques du jeune enfant présentent une grande variabilité qui se réduit progressivement avec l'âge [89].

Après avoir rappelé la difficulté technique d'obtenir un examen cinématique fiable chez le jeune enfant, Sutherland [5] indique une relative similitude de l'aspect des courbes cinétiques dans les trois plans entre les jeunes enfants dès 2 ans et les adultes. Cependant, le second pic de force (correspondant à la propulsion) est inférieur à 100 %, suggérant la limite développementale de l'activité concentrique des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville. Oeffinger et al. [90] rapportent une augmentation du moment externe de flexion dorsale de la cheville dans le plan sagittal au-delà de 4 ans avec une diminution d'absorption au niveau de l'articulation de la cheville et une augmentation de génération de puissance avec l'augmentation de l'âge. De plus, une diminution de génération de puissance au niveau de la hanche est rapportée aussi bien lors de l'extension de hanche pendant la phase préoscillante que lors de la flexion au début de la phase oscillante. Ces résultats suggèrent une sollicitation plus importante de l'articulation de la hanche chez le jeune marcheur avant, progressivement, de solliciter la cheville en flexion plantaire afin de générer la puissance nécessaire à la poussée.

Le jeune enfant, lors de l'acquisition de la marche, est confronté aux difficultés inhérentes à la locomotion bipède proprement dite, en particulier la stabilité dynamique. Il est aussi confronté à ses propres limites de croissance et de maturation neuromusculaires. Ces aspects essentiels de la marche du jeune enfant doivent rester à l'esprit afin de ne pas considérer comme « anormale » une marche seulement « immature ».

■ Initiation du pas

De manière générale, l'exécution volontaire d'un mouvement requiert la coordination de deux actions. La première action est relative à la tâche motrice envisagée alors que la seconde est relative à la préservation de l'équilibre postural afin que la tâche motrice puisse s'accomplir. En effet, la réalisation d'un mouvement induit des modifications d'équilibre qu'il est nécessaire d'anticiper. Cette transition entre posture stable et mouvement s'effectue en deux temps. Avant l'exécution du mouvement proprement dit, un premier temps préparatoire consiste à anticiper

les conséquences posturales à venir. Ainsi, des ajustements préalables anticipent les perturbations à venir et visent à maintenir l'équilibre. Ils sont spécifiques au mouvement concerné car adaptés aux perturbations posturales qu'il provoque.

L'initiation du pas (faire le premier pas) nécessite le passage d'une position d'équilibre stable à une situation de mouvement vers l'avant de l'ensemble du corps. Les ajustements posturaux nécessaires doivent créer les conditions dynamiques permettant le mouvement du corps vers l'avant mais aussi vers le pied qui sera en appui. Ces ajustements vont provoquer un « déséquilibre » qui sera neutralisé par le mouvement lui-même. Il se caractérise dans le plan sagittal par un recul du centre de pression [91]. Bouisset et Maton [11] indiquent que la durée et l'amplitude de la phase d'anticipation augmentent avec la vitesse de marche à venir.

Pour créer un mouvement, il faut une force. Lorsqu'une personne est immobile, la projection du centre de pression et la projection du centre de gravité sont confondues. Le centre de gravité est très inertielle, difficile à bouger alors que le centre de pression est au contraire très sensible. Un décalage entre les deux au niveau du pied qui va quitter le sol va produire un moment externe de flexion dorsale de la cheville en créant un couple de déséquilibre [92]. Sur un plan musculaire, le temps préparatoire à la marche commence par une désactivation bilatérale du soleus et des gastrocnemii suivie entre 60 et 100 ms plus tard d'une activation du tibialis anterior et du rectus femoris et du semitendinosus du membre qui restera en appui et du Gluteus medius du membre qui va quitter le sol. Ces phénomènes anticipateurs durent entre 360 et 575 ms avant le décollement du pied [11]. Ils provoquent d'abord un déplacement vers l'avant du centre de gravité du corps et vers l'arrière du centre de pression. L'effet combiné de ces actions musculaires va produire un moment externe de flexion dorsale de la cheville et un contrôle du centre de gravité dans le plan frontal.

Il est intéressant de noter que les ajustements préalables à l'initiation du pas s'effectuent autour des appuis.

Remerciements : Les auteurs remercient le professeur Pier-Giorgio Zanone, directeur du Laboratoire Adaptation Perceptivo-Motrice et Apprentissage, Université de Toulouse-UPS, pour son soutien et le professeur Pierre Moretto, Laboratoire Adaptation Perceptivo-Motrice et Apprentissage, Université de Toulouse-UPS, pour son soutien et sa relecture.



Références

[1] Bouisset S. *Biomécanique et physiologie du mouvement. Abrégés*. Paris: Masson; 2002.

[2] Viel E. *La marche humaine, la course et le saut*. Paris: Masson; 2000.

[3] Whittle MW. *Gait analysis, an introduction*. Oxford: Butterworth; 2002.

[4] Sekiya N, Nagasaki H. Reproducibility of the walking patterns of normal young adults: test-retest reliability of the walk ratio (step-length/step-rate). *Gait Posture* 1998;**7**:225-7.

[5] Sutherland D. The development of mature gait. *Gait Posture* 1997;**6**:163-70.

[6] Growney E. Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system. *Gait Posture* 1997;**6**:147-62.

[7] Wagenaar RC, Van Emmerik RE. Dynamics of pathological gait. *Hum Mov Sci* 1994;**13**:441-71.

[8] Hamill J. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999;**14**:297-308.

[9] Perry J, Burnfield J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare (NJ): SLACK Incorporated; 2010.

[10] Murray MP. Gait as a total pattern of movement. *Am J Phys Med* 1967;**46**:290-333.

[11] Bouisset S, Maton B. *Muscles, posture et mouvement*. Paris: Hermann; 1995.

[12] Gage JR, Schwartz MH. Normal Gait. In: Gage JR, Schwartz MH, Koop SE, Novacheck TF, editors. *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. London: Mac Keith Press; 2009. p. 31-64.

[13] Perry J. Normal and pathological gait. In: Bunch WH, editor. *Atlas of Orthotics. 2nd ed*. St Louis, MI: CV Mosby; 1985. p. 76-111.

[14] Knudson DV, Morrison CS. *Qualitative analysis of human movement*. Champaign (IL): Human Kinetics; 1997.

[15] Dujardin F. Dynamique pelvienne durant la marche habituelle. In: Pelissier J, Brun V, editors. *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson; 1994. p. 99-103.

[16] Dufour M, Pillu M. *Biomécanique fonctionnelle*. Paris: Masson; 2005.

[17] Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins; 2009.

[18] Gage JR, Schwartz MH. Consequences of brain injury on musculoskeletal development. In: Gage JR, editor. *The Identification and treatment of gait problems in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press; 2009. p. 107-29.

[19] Schepers HM, Koopman HF, Veltink PH. Ambulatory measurement of ground reaction force and estimation of ankle and foot dynamics. *J Biomech* 2007;**40**(suppl2).

[20] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken, New Jersey: John Wiley and Sons; 2005.

[21] Marey JE. *La machine animale. 1873/1993*. Paris: Germer Baillière; 1993.

[22] Descatoire A, Thévenon A, Moretto P. Baropodometric information return device for foot unloading. *Med Eng Phys* 2009;**31**:607-13.

[23] Burnfield JM, Few CD, Mohamed OS, Perry J. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;**19**:78-84.

[24] Toullec E, Barouk LS. Intérêt de la baropodométrie dynamique dans l'analyse de la chirurgie du pied plat valgus de l'adulte. *Med Chir Pied* 2004;**20**:17-22.

[25] Pihet D, Moretto P, Defebvre L, Thevenon A. Analyse de la marche dans la maladie de Parkinson par enregistrement baropodométrique à l'aide de semelles embarquées. *Rev Neurol* 2006;**162**:208-13.

[26] Femery V, Moretto P, Renaut H, Thévenon A, Lenseil G. Measurement of plantar pressure distribution in hemiplegic children: changes to adaptive gait patterns in accordance with deficiency. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2002;**17**:406-13.

[27] Newham DJ, Ainscough-Potts AM. Musculoskeletal Basis for Movement. In: Trew M, Everrett T, editors. *Human Movement, An Introductory Text*. London: Churchill Livingstone; 2001. p. 7-35.

[28] Grimshaw PN, Burden A. *Biomécanique du sport et de l'exercice*. Bruxelles: De Boeck; 2010 (p. 243-250).

[29] Cristol C, Bérard C. Evaluation fonctionnelle de la marche par l'index de dépense énergétique. Valeurs de référence chez l'enfant. *Ann Readapt Med Phys* 1998;**41**:429-33.

[30] Bernardi M, Macaluso A, Sproviero E, Castellano V, Coratella D, Felici F, et al. Cost of walking and locomotor impairment. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;**9**:149-57.

[31] Holt KG, Hamill J, Andres RO. Predicting the minimal energy costs of human walking. *Med Sci Sports Exerc* 1991;**23**:491-8.

[32] Gleim GW, Stachenfeld NS, Nicholas JA. The Influence of Flexibility on the Economy of Walking and Jogging. *J Orthop Res* 1990;**8**:814-23.

[33] Bertram JE. Constrained optimization in human walking: cost minimization and gait plasticity. *J Exp Biol* 2005;**208**:979-91.

[34] D'Angeli-Chevassut M, Gaviria M. La Marche Humaine Description et repères sémantiques. In: Pelissier J, Brun V, editors. *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson; 1994.

[35] Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci* 1985;**8**:135-50.

[36] Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;**3**:193-214.

[37] Jian Y, Winter DA, Ishac MG, Gilchrist L. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait Posture* 1993;**1**:9-22.

[38] Prince F, Winter DA, Stergiou P, Walt SE. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait Posture* 1994;**2**:19-25.

[39] Webb D, Tuttle RH, Baksh M. Pendular activity of human upper limbs during slow and normal walking. *Am J Phys Anthropol* 1994;**93**:477-89.

[40] Wagenaar RC, Van Emmerik RE. Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *J Biomech* 2000;**33**:853-61.

[41] Gutnik B, Mackie H, Hudson G, Standen C. How close to a pendulum is human upper limb movement during walking? HOMO. *J Comp Hum Biol* 2005;**56**:35-49.

[42] Li Y, Wang W, Crompton RH, Gunther MM. Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm swing. *J Exp Biol* 2001;**204**:47-58.

[43] Herr H, Popovic M. Angular momentum in human walking. *J Exp Biol* 2008;**211**:467-81.

[44] Pontzer H, Holloway JH 4th, Raichlen DA, Lieberman DE. Control and function of arm swing in human walking and running. *J Exp Biol* 2009;**212**:523-34.

- [45] Bramble DM, Lieberman DE. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature* 2004;**432**:345-52.
- [46] Penneçot GF. *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral*. Montpellier: Sauramps Medical; 2009.
- [47] De Doncker E, Kowalski C. *Cinésiologie et rééducation du pied*. Paris: Masson; 1979.
- [48] Oatis CA. *Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement*. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins; 2004.
- [49] Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech* 2008;**41**: 2575-80.
- [50] Hunt AF, Smith RM, Torode M, Keenan AM. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001;**16**:592-600.
- [51] Pohl MB, Messenger N, Buckley JG. Forefoot, rearfoot and shank coupling: Effect of variations in speed and mode of gait. *Gait Posture* 2007;**25**:295-302.
- [52] Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010;**25**:745-8.
- [53] Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ 3rd, Kalenak A. Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. *J Orthop Res* 1994;**12**:412-20.
- [54] Qian Z, Ren L, Ren L. A Coupling analysis of the biomechanical functions of human foot complex during locomotion. *J Bionic Engine* 2010;**7**(suppl1):S150-S157.
- [55] Kuhlmann JN, Guerin-Surville H, Baux S. Stabilité du tarse postérieur lors de l'attaque du pas. *Kinesither Scient* 1994;**338**:42-5.
- [56] Jacob HA. Forces acting in the forefoot during normal gait - an estimate. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001;**16**:783-92.
- [57] Carlson RE, Fleming LL, Hutton WC. The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsiflexion angle. *Foot Ankle Int* 2000;**21**:18-25.
- [58] Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukushima S, Kanehisa H, Maganaris CN. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 2001;**268**:229-33.
- [59] McMorris T. *Acquisition and performance of sports skills*. Chichester: John Wiley and Sons Ltd; 2004.
- [60] Higgins S. Motor Skill Acquisition. *Phys Ther* 1991;**71**:123-39.
- [61] Bernstein NS. *The co-ordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press; 1968.
- [62] Schmidt RA. *Apprentissage moteur et performance*. Paris: Vigot; 1999.
- [63] Grillner S, Zangger P. On the central generation of locomotion in the low spinal cord. *Exp Brain Res* 1979;**34**:241-61.
- [64] Keele SW. Movement Control in Skilled Motor Performance. *Psychol Bull* 1968;**70**:387-403.
- [65] Richard D, Orsal D. *Des activités motrices rythmiques. Neurophysiologie - Organisation et fonctionnement du système nerveux*. Paris: Dunod; 2001 (p. 387-416).
- [66] Paillard J. *Itinéraire pour une psychophysiologie de l'action*. ACTIO; 1986.
- [67] Kelso JA, Holt KG, Rubin P, Kugler PN. Patterns of human interlimb coordination emerge from the properties of non-linear, limit cycle oscillatory processes: theory and data. *J Mot Behav* 1981;**13**:226-61.
- [68] Bardy BG, Marin L, Stoffregen TA, Bootsma RJ. Postural coordination modes considered as emergent phenomena. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 1999;**25**:1284-301.
- [69] Zanone PG, Kelso JA. Evolution of behavioral attractors with learning: nonequilibrium phase transitions. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 1992;**18**:403-21.
- [70] Zanone PG. Une approche écologique-dynamique de la coordination. In: Albaret JM, Soppelsa R, editors. *Précis de rééducation de la motricité manuelle*. Marseille: Solal; 1999.
- [71] Kelso JA. *Dynamic patterns: the self-organization of brain and behavior*. Cambridge (Ma): Massachusetts Institute of Technology; 1995.
- [72] Schöner G, Kelso JA. Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems. *Science* 1988;**239**:1513-20.
- [73] Scholz JP, Kelso JA. A quantitative approach to understanding the formation and change of coordinated movement patterns. *J Mot Behav* 1989;**21**:122-44.
- [74] Kelso JA, Jeka JJ. Symmetry breaking dynamics of human multilimb coordination. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 1992;**18**:645-68.
- [75] Van Emmerik RE, Wagenaar RC, Van Wegen EE. Interlimb coupling patterns in human locomotion: are we bipeds or quadrupeds? *Ann N Y Acad Sci* 1998;**860**:539-42.
- [76] Diedrich FJ, Warren Jr. WH. Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 1995;**21**:183-202.
- [77] Assaiante C, Chabrol B. Développement et troubles de la marche chez l'enfant. *Rev Neurol* 2010;**166**:149-57.
- [78] Branger MF. Les étapes d'acquisition de la marche. In: Pelissier J, Brun V, editors. *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson; 1994. p. 1-6.
- [79] Jacquemier M, Glard Y, Pomero V, Viehweger E, Jouve JL, Bollini G. Rotational profile of the lower limb in 1319 healthy children. *Gait Posture* 2008;**28**:187-93.
- [80] Bril A, Brenière Y. Postural requirements and progression velocity in young walkers. *J Mot Behav* 1992;**24**:105-16.
- [81] Forssberg H. Ontogeny of human locomotor control. I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Exp Brain Res* 1985;**57**:480-93.
- [82] Yaguramaki N, Kimura T. Acquisition of stability and mobility in infant gait. *Gait Posture* 2002;**16**:69-77.
- [83] Kubo M, Ulrich BD. Early stage of walking: development of control in mediolateral and anteroposterior directions. *J Mot Behav* 2006;**38**: 229-37.
- [84] Haehl V, Vardaxis V, Ulrich B. Learning to cruise: Bernstein's theory applied to skill acquisition during infancy. *Hum Mov Sci* 2000;**19**: 685-715.
- [85] Assaiante C. La construction des stratégies d'équilibre chez l'enfant au cours d'activités posturocinétiques. *Ann Readapt Med Phys* 1998;**41**: 239-49.
- [86] McCollum G, Holroyd C, Castelfranco AM. Forms of early walking. *J Theor Biol* 1995;**176**:373-90.
- [87] Grimshaw PN, Marques-Bruna P, Salo A, Messenger N. The 3-dimensional kinematics of the walking gait cycle of children aged between 10 and 24 months: cross sectional and repeated measures. *Gait Posture* 1998;**7**:7-15.
- [88] Ledebt A. Changes in arm posture during the early acquisition of walking. *Infant Behav Dev* 2000;**23**:79-89.
- [89] Lasko-McCarthy P, Beuter A, Bideau E. Kinematic variability and relationships characterizing the development of walking. *Dev Psychobiol* 1990;**23**:809-37.
- [90] Oeffinger DJ, Augsburg S, Cupp T. Pediatric kinetics: Age related changes in able-bodied populations. *Gait Posture* 1997;**5**:155-6.
- [91] Brenière Y, Do MC. Modifications posturales associées au lever du talon dans l'initiation du pas de la marche normale. *J Biophys Biomech* 1987;**11**:161-7.
- [92] Mickelborough J, Van der Linden ML, Tallis RC, Ennos AR. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait Posture* 2004;**19**:50-7.

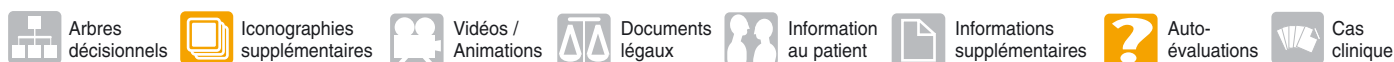
P. Dedieu, Podologue, doctorant (pdedieu@cict.fr).

Laboratoire adaptation perceptivo-motrice et apprentissage, Université de Toulouse UPS, 118, route de Narbonne, 31062 Toulouse cedex 9, France.

C. Barthés, Podologue.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Dedieu P., Barthés C. Marche. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Podologie, 27-020-A-15, 2011.

Disponibles sur www.em-consulte.com



Cet article comporte également le contenu multimédia suivant, accessible en ligne sur em-consulte.com et em-premium.com :

1 autoévaluation

[Cliquez ici](#)

2 iconographies supplémentaires

Iconographie supplémentaire 15

Enregistrement podobarométrique du déroulement d'un appui.

[Cliquez ici](#)

Iconographie supplémentaire 16

Pied lors du cycle de la marche dans le plan sagittal (a à k). a. Contact initial pied gauche. b. Mise en charge. c. Milieu d'appui. d. Fin de la phase de milieu d'appui. e. Fin d'appui. f. Contact initial pied droit. g. Mise en charge. h. Milieu d'appui. i. Fin d'appui. j. Fin de l'appui unipodal. k. Contact initial pied gauche.

[Cliquez ici](#)

[Cliquez ici pour télécharger le PDF des iconographies supplémentaires](#)