Anatomie et physiologie de la marche humaine

Philippe Dedieu

▶ **To cite this version:**

Philippe Dedieu. Anatomie et physiologie de la marche humaine. EMC-Podologie (Elsevier), 2020, 10.1016/S0292-062X(20)79343-8 . hal-03716896

HAL Id: hal-03716896
https://hal.univ-reims.fr/hal-03716896

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.

Anatomie et physiologie de la marche humaine

P. Dedieu

Résumé : *La marche est le mode de locomotion le plus utilisé par l'homme. Son acquisition marque une étape essentielle du développement de l'individu. Au même titre que la préhension, elle est un déterminant majeur de sa relation avec son environnement. Leroi-Gourhan suggère que « le cerveau a profité des progrès de l'adaptation locomotrice, au lieu de les provoquer ». En cela, « la locomotion (est) considérée ici comme le fait déterminant de l'évolution biologique (…) ». Dans ce contexte, l'analyse de la marche est l'examen dynamique et clinique de choix en podologie en particulier. Parce que la locomotion implique l'organisation et le contrôle de l'ensemble des composantes du corps, cet examen doit dépasser la seule évaluation de la fonction podale pour situer cette dernière dans une approche fonctionnelle globale. En cela, l'examen de la marche informe sur la façon dont l'ensemble des composantes corporelles agissent ensemble dans la réalisation d'un comportement collectif. L'examen clinique doit dès lors aborder l'ensemble des paramètres répondant au projet de locomotion, non seulement dans une approche isolée, mais aussi dans une perspective de liens. Ainsi, la description du mouvement en termes de déplacements spatiotemporels, de forces nécessaires à la réalisation de ces mouvements ou d'activité neuromusculaire qui initie, contrôle et mobilise ces forces, dépasse largement l'aspect visible mais reflète des actions sous-jacentes, présentes à des niveaux plus complexes de lecture.*

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots-clés : Marche ; Locomotion ; Appuis ; Mise en charge ; Mouvements

Plan

- **Acquisition de la marche** 1
  - Enfant et bipédie 1
  - Développement des capacités posturales 2
  - Développement des capacités motrices 2
  - Développement neurologique de la motricité 3
  - Gestion de l'équilibre 3
  - Évolution des caractéristiques cinématiques 4
- **Marche normale** 4
  - Cycle de marche 4
  - Décomposition fonctionnelle du cycle de marche 4
  - Caractéristiques spatiotemporelles de la marche 4
  - Caractéristiques biomécaniques de la marche 5
  - Caractéristiques neuromusculaires de la marche 7
  - Activité musculaire lors de la marche 7
- **Analyse de la marche** 7
- **Description fonctionnelle de la marche** 8
  - Cheville 8
  - Genou 8
  - Hanche 9
  - Bassin et ensemble « tête, tronc, bras » 9
  - Approche fonctionnelle du bassin 10
  - Mouvement alterné des ceintures pelviennes et scapulaires 10
- **Anatomie fonctionnelle du pied à la marche** 10
  - Couplages ostéoarticulaires 10
  - Synergie neuromusculaire lors du déroulement de l'appui 11
  - Lecture neuro-musculo-squelettique du déroulement de l'appui 12
- **Marche pathologique** 13
- **Apport de l'analyse de la marche dans l'examen clinique en podologie** 13

Acquisition de la marche [1–4]

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 [5]. Cet apprentissage s'effectue en différents stades successifs au fur et à mesure de la croissance et de l'assurance acquise par le jeune enfant en lien avec son expérience [6].

Enfant et bipédie

L'acquisition de la marche s'inscrit chez le jeune enfant dans un long processus d'élaboration des conduites motrices. Ce processus de transformation, continu, commence dès avant la naissance et dure de nombreuses années. Il s'accomplit dans une interaction permanente entre la maturation du système nerveux et les sollicitations de l'environnement.

Dans ce contexte, les conduites motrices élémentaires s'élaborent dans un premier temps à partir de comportements réflexes existant dès avant la naissance, les réflexes dits archaïques ou réflexes primaires. Comme tout réflexe, ce sont des réactions motrices innées (dès la naissance), stéréotypées (toujours les mêmes), involontaires (non contrôlées) et automatiques déclenchées par une stimulation externe ou interne spécifique.

S'ils sont caractéristiques des nouveau-nés [7], leur intensité varie d'un enfant à l'autre et d'une situation à l'autre. Ils sont systématiquement recherchés par le médecin lors du premier examen médical car ils témoignent du bon fonctionnement du système

Volume 22 > n°2 > avril 2020
http://dx.doi.org/10.1016/S0292-062X(20)79343-8

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

nerveux en rapport avec l'âge et d'un tonus musculaire satisfaisant.

Les réflexes primaires sont essentiellement en lien avec le tronc cérébral puisque, à la naissance, la maturation du système nerveux central demeure inachevée et la myélinisation des axones se fait initialement dans les voies sous-corticales [8]. Ultérieurement, cette myélinisation atteint les voies corticospinales (cortex cérébral) qui assurent l'intégration progressive des réflexes primaires et le contrôle volontaire des mouvements, généralement entre les troisième et sixième premiers mois de vie [9]. Bien que certains d'entre eux (par exemple le hoquet) restent présents tout au long de la vie, la persistance des réflexes peut être le signe d'un trouble du développement. De même, la réapparition de certains d'entre eux peut s'observer dans le cas de troubles neurologiques, notamment post-traumatiques [10]. Ainsi, un trouble du développement ou une lésion du système nerveux (par exemple, paralysie cérébrale, traumatisme crânien, accident vasculaire cérébral, démence, etc.) peuvent entraîner la persistance des réflexes primaires ou la réémergence de ceux-ci, ainsi que la perturbation de l'acquisition du contrôle moteur et des réactions posturales qui influencent le niveau de fonctionnement et d'autonomie de la personne dans ses activités de la vie quotidienne.

Parmi les réflexes primaires les plus connus, certains intéressent plus ou moins directement l'acquisition ou le réapprentissage de la locomotion.

Le réflexe de redressement et le réflexe de marche automatique se caractérisent par un redressement par extension des membres inférieurs et du tronc du nourrisson lorsqu'il est maintenu en appui sur les pieds en position verticale, légèrement incliné vers l'avant. Le jeune enfant peut sembler se mettre spontanément à « marcher » par l'extension alternée de ses membres inférieurs. Cependant, cette marche est impossible car il ne peut contrôler son équilibre.

Lors d'une stimulation sur la surface palmaire ou plantaire du nourrisson, le réflexe d'agrippement ou *grasping* se manifeste par une flexion brusque des doigts ou des orteils. Cette flexion peut être forte au point qu'il est possible de soulever l'enfant lorsqu'il serre le doigt d'un adulte. La préhension volontaire et l'adaptabilité du pied au sol par l'action en flexion des orteils deviennent possibles à la disparition de ce réflexe.

En présence d'un stimulus soudain, le réflexe de Moro ou réflexe de défense se caractérise par un brusque éloignement des membres du tronc suivi immédiatement d'un mouvement d'étreinte. Ce réflexe est symétrique. Une asymétrie peut être signe d'une atteinte neurologique.

Lorsqu'un enfant est couché sur le dos et qu'il tourne, ou qu'une tierce personne lui tourne la tête d'un côté, le réflexe tonique asymétrique du cou (ou réflexe de l'escrimeur) se manifeste par une extension du bras du même côté que celui vers lequel la tête est tournée ainsi qu'une flexion du bras opposé. Ce réflexe contribue au développement de la coordination visuomotrice ou de la préférence manuelle [11]. La persistance de ce réflexe retarde la dissociation entre les mouvements de la tête et les mouvements des membres. Dans ce cas, l'enfant ne pourrait étendre le bras d'un côté sans tourner la tête du même côté ou fléchir un coude sans tourner la tête du côté opposé. Il aurait aussi des difficultés à ramener ses deux membres vers l'axe médian du corps. Il lui serait ainsi difficile voire impossible d'amener de la nourriture à sa bouche ou de tenir un objet devant lui à l'aide d'une main tout en le regardant.

Enfin, lorsqu'un enfant est assis ou à quatre pattes et qu'il penche sa tête vers l'avant, le réflexe tonique symétrique du cou se manifeste par une flexion des membres supérieurs et une extension des membres inférieurs. À l'inverse, lorsqu'il bascule sa tête vers l'arrière, il effectue une extension des membres supérieurs et une flexion des membres inférieurs. La persistance de ce réflexe empêche le maintien de l'équilibre en étant à quatre pattes ou de ramper en fixant sa tête. De même, le passage de la position couchée à la position assise est affecté car, en levant la tête, ses membres inférieurs effectuent une extension, ce qui empêche le mouvement voulu.

L'abolition de ces réflexes est concomitante au développement du système nerveux. Tant que ce dernier n'est pas en capacité de faire face aux contraintes liées à la locomotion, la persistance des réflexes contribue à la protection et à la préservation de l'enfant.

Développement des capacités posturales [8]

Durant les deux premiers mois après la naissance, le maintien de la tête et du tronc est ainsi quasiment impossible pour le jeune enfant. Les muscles fléchisseurs de ses membres sont hypertoniques (toujours fléchis). Progressivement, les muscles axiaux du corps se tonifient. C'est à ce moment-là (vers le troisième ou le quatrième mois) que le jeune enfant peut alors tenir sa tête droite et son dos redressé. Il peut aussi rouler sur le côté. L'acquisition de ces habiletés motrices, en apparence éloignées de la marche, contribue pourtant à la préparation du jeune enfant aux enjeux de la locomotion, en particulier le nécessaire transfert du poids du corps d'un côté vers l'autre. Vers le cinquième ou sixième mois, il acquiert la capacité de rester assis s'il est tenu. Il peut s'appuyer sur les mains, rouler du dos sur le ventre, faire l'avion. Deux mois plus tard (septième et huitième mois), il tient assis seul et peut jouer avec ses pieds.

La reptation et le déplacement à quatre pattes se mettent en place lors des neuvième ou dixième mois, ainsi que la station debout avec appui. Ces étapes sont particulièrement importantes pour l'acquisition de la marche autonome. En effet, elles développent le transfert d'appui d'un côté vers l'autre, indispensable pour la marche comme la stabilisation dynamique du bassin [12].

Dans ce contexte, les premiers pas interviennent vers la fin de la première année [13]. La marche se développe jusqu'au 18^{e} mois environ. Jusqu'à l'âge de 3 ans, l'enfant perfectionne sa marche jusqu'à pouvoir monter seul un escalier, courir, sauter à cloche-pied, etc.

Développement des capacités motrices

Le développement des comportements moteurs s'effectue grâce à l'interaction entre quatre grands processus distincts : l'équilibration, l'automatisation, la coordination et la dissociation. Plusieurs stades reflètent les différentes étapes du développement de ces processus et des apprentissages qui leur sont liés.

Équilibration

L'organisation du progrès moteur s'effectue prioritairement autour de la maîtrise de l'équilibre (jusqu'à 4 ans environ) [14].

Premier stade : refus du déséquilibre

Cette période vise à éviter tout déséquilibre ressenti caractérisé par un abaissement du centre de gravité (déplacement à quatre pattes ou à plat ventre) et une multiplication des points d'appui.

Deuxième stade : acceptation du déséquilibre et rééquilibration a posteriori

Lors de cette période d'acquisition de l'équilibre, le jeune enfant provoque une rupture de sa situation d'équilibre par des actions motrices déséquilibrantes : renversements, rotations, balancements, afin de pouvoir générer du mouvement.

Troisième stade : équilibre anticipé

À ce stade, les mécanismes d'anticipation des déséquilibres et d'ajustements posturaux s'opèrent avant le déclenchement de l'action motrice.

Automatisation

Ce processus exprime la capacité d'un sujet à produire une action sans modalités de contrôle volontaire. L'automatisation ouvre la possibilité d'entreprendre une autre tâche en même temps [15].

Premier stade : la centration

Le premier stade d'acquisition de l'automatisation passe par la mobilisation la plus complète possible des afférences sensorielles (principalement visuelles) et se caractérise par la lenteur de réalisation des actions, ainsi que par une succession de temps d'arrêt.

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

Deuxième stade : automatisation progressive

Ce stade d'automatisation se caractérise par la mise en correspondance des informations sensorielles, en particulier visuelles et kinesthésiques. Si tout le corps sert à prendre des informations, une sélectivité s'opère entre les déterminants sensoriels afin d'optimiser l'adaptabilité et la précision du mouvement. L'action est plus fluide et tend à être dépourvue d'arrêts.

Troisième stade : décentration

À ce stade, l'action ne demande plus de concentration et le coût attentionnel de son exécution est limité.

Coordination

Le processus de coordination se caractérise par la capacité à enchaîner différents actes moteurs, gestes, tâches ou actions dans un souci d'efficacité et d'efficience [16].

Premier stade : juxtaposition des actions

Dans un premier temps, la succession des actions est entrecoupée d'arrêts ou de transitions marquées entre les actions qui sont indépendantes les unes des autres. Les arrêts sont d'autant plus longs que les actions engagées demandent des organisations motrices différentes, comme par exemple marcher et franchir un obstacle, ou courir et sauter.

Deuxième stade : anticipation partielle

À ce stade, le nombre et la longueur des arrêts diminuent et la succession d'actions s'enchaîne avec fluidité.

Troisième stade : coordination des actions

Les actions s'enchaînent avec disparition des temps d'arrêt.

Dissociation

Ce processus facilite l'indépendance segmentaire lors de la réalisation d'une action motrice. Il s'agit de ne mobiliser que les segments corporels nécessaires à la réalisation de la tâche [8].

Premier stade : syncinésies

À ce stade, la mobilisation des segments corporels est excessive par des contractions musculaires majorées provoquant des mouvements parasites involontaires, inutiles ou étrangers au mouvement demandé. Les réponses motrices sont exagérées, occasionnant une forte dépendance segmentaire et, par voie de conséquence, une fatigue attentionnelle excessive.

Deuxième stade : dissociation partielle

La dissociation segmentaire commence à s'opérer pour les articulations proximales. En revanche, les articulations intramembres restent fortement dépendantes. Pour le membre supérieur par exemple, on note une forte dépendance entre les mouvements du poignet et du coude, alors que les mouvements avec l'épaule sont davantage indépendants.

Troisième stade : différenciation

La dissociation segmentaire concerne aussi les articulations distales, avec des réponses motrices localisées. Une motricité fine est alors possible, c'est-à-dire nécessitant une grande indépendance entre les articulations mises en jeu. Ce stade est atteint à partir de 6 à 7 ans.

Ces différents processus contribuent au développement moteur global qui est soumis à plusieurs lois, comme des vérités immuables, qui s'articulent selon un rythme variable suivant l'enfant et l'environnement :

- loi de différenciation : l'activité motrice est d'abord globale, puis s'affine, devient de plus en plus élaborée et localisée. Le bébé passe d'une motricité réflexe à une motricité volontaire ;
- loi de variabilité : la progression dans l'acquisition motrice est non uniforme et non continue, avec une alternance de périodes de progression rapide suivies de stagnations et de possibles régressions. Chaque enfant évolue donc à son rythme. L'acquisition de la marche en atteste avec un âge moyen, mais surtout une variabilité de l'âge de la marche autonome, très étendus ;
- loi de succession, qui se décompose elle-même en deux lois :
  - loi de progrès céphalocaudal : le progrès moteur se fait du haut vers le bas du corps, depuis la libération du point d'appui de la tête vers la verticalisation des membres inférieurs,
  - loi proximodistale : du centre vers l'extérieur. Le contrôle des segments proximaux du corps (le tronc et les épaules) intervient avant celui des segments distaux comme la main ou le pied.

Développement neurologique de la motricité [15, 17]

Le développement moteur est progressif (cf. supra). Il est fortement lié à la maturation du système nerveux et à l'expérience qui exprime les sollicitations de l'environnement.

Avec la myélinisation progressive des axones, l'établissement des connexions synaptiques est un facteur important du développement de la motricité. Selon les régions cérébrales, la cinétique des connexions est variable. Ainsi, si au niveau du cortex visuel primaire la synaptogenèse est très rapide entre le deuxième et le quatrième mois, elle diminue fortement à partir du huitième mois. En revanche, au niveau du cortex frontal, la synaptogenèse est croissante au cours des trois premières années, puis diminue à partir de la cinquième année. La densité de synapse atteint son stade adulte vers l'âge de 16 ans.

De même, l'organisation progressive de l'activité électrique du cerveau contribue au développement de la motricité et de la locomotion. À la naissance, l'électroencéphalogramme permet d'objectiver une activité électrique cérébrale de très faible amplitude et de très faible fréquence. Jusqu'à l'âge de 3 mois, le tracé de l'activité électrique cérébrale ne montre pas de différences de tracé entre la veille et le sommeil, ou si le bébé ouvre ou ferme les yeux. Après 3 mois, le tracé électroencéphalographique devient différent selon que le l'enfant ouvre ou ferme les yeux. Cette différence montre que le cerveau commence à intégrer des informations issues des stimulations sensorielles extérieures.

Vers 8 à 9 mois, les activités de veille et de sommeil se différencient aussi dans leurs aspects électroencéphalographiques.

Enfin, l'organisation progressive des grands systèmes neurofonctionnels permet le passage d'une activité motrice régie uniquement par le système sous-cortical (voies extrapyramidales) à une motricité plus fine contrôlée par le système cortical : voie pyramidale dont la myélinisation est plus tardive.

Le jeune enfant, lors de l'acquisition de la marche, est confronté aux difficultés inhérentes à la bipédie, ainsi qu'à ses propres limites de croissance et de maturation neuromusculaires. Ces éléments doivent rester à l'esprit afin de ne pas considérer comme « anormale » une marche seulement « immature » [18, 19].

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 [20].

La première difficulté à laquelle doit faire face le jeune enfant est la nécessité de se redresser et de se tenir debout, généralement avec appuis. Entre 10 et 12 mois, il doit acquérir la capacité à transférer le poids de son corps sur l'un ou l'autre de ses membres inférieurs. Conjointement, la force musculaire se développe afin de soutenir le poids du corps, notamment lors de l'appui unipodal caractéristique de la marche [20].

Gestion de l'équilibre

La marche du jeune enfant se distingue de la marche mature par une largeur de pas augmentée pour limiter les sources de déséquilibre antéropostérieur. Aussi, lors des premières semaines de la marche autonome, les déplacements latéraux sont plus importants que la longueur des pas [16]. Le déplacement vers l'avant

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

du membre oscillant nécessite une stabilité d'appui permise par l'activité en synergie des muscles agonistes et antagonistes de la cheville que l'immaturité neuromusculaire du jeune enfant rend difficile [21].

Ainsi, le contrôle conjoint 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 [22].

Après avoir acquis le contrôle du tronc et la stabilisation du bassin [23], le jeune enfant va aquérir la stabilité des épaules et de la tête après quelques semaines de marche autonome [6]. Dans ce contexte, afin de progresser vers l'avant, il va adopter différentes solutions motrices visant à limiter l'instabilité. Mc Collum et al. [24] en dénombrent trois principales. Le *twister* utilise des mouvements de rotation du tronc afin de « lancer » ses membres inférieurs vers l'avant. Le *faller* va utiliser le déséquilibre antérieur pour progresser vers l'avant quand le *stepper* procède par déplacements latéraux. De même, la position des bras évolue conjointement 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 [25].

Évolution des caractéristiques cinématiques

Les caractéristiques cinématiques de la marche du jeune enfant présentent une grande variabilité qui se réduit progressivement avec l'âge [26]. Sur un plan cinétique, on note une relative similitude entre les jeunes enfants à partir de 2 ans et les adultes [27]. Oeffinger et al. [28] 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.

En revanche, 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. Ainsi, la sollicitation plus importante de l'articulation de la hanche chez le jeune marcheur précède la sollicitation de la cheville en flexion plantaire jusqu'à ce que cette articulation puisse 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 ».

■ Marche normale

Afin d'analyser correctement la marche d'un patient en particulier, il convient de se référer au déroulement de la marche normale. Celle-ci se définit par les fonctions à remplir par l'appui aux différentes phases de la progression en fonction de l'individu, et non sur des critères temporels ou topographiques. Ainsi, une approche basée sur les différentes parties du cycle de marche et aux besoins fonctionnels auxquels elles doivent répondre apporte des indications sur la marche observée. Cette approche doit être préférée à une décomposition du cycle de marche basée uniquement sur une succession de phases topographiques du pied (taligrade, plantigrade et digitigrade). En effet, cet aspect est conditionné par de nombreux paramètres (vitesse de marche, éléments anatomo-physiologiques, etc.) et ne peut être directement lié aux aspects fonctionnels nécessaires à la marche.

Cycle de marche

Classiquement, la marche se caractérise par une alternance d'appui et d'oscillation de chacun des deux membres inférieurs. L'appui désigne la période pendant laquelle le pied « reçoit » le poids du corps, le supporte et le « transfère » vers l'autre pied en étant en contact avec le sol, alors que l'oscillation est la période pendant laquelle le membre inférieur progresse vers l'avant.

La marche se caractérise par la permanence d'au moins un pied en appui sur le sol. Aussi, la période d'appui pour chacun des membres inférieurs étant plus longue que la période d'oscillation, la présence d'un « double appui » est caractéristique de la marche par rapport à la course. Plus la vitesse de marche augmente, plus la durée du double appui diminue ; a contrario, plus la vitesse de marche diminue, plus la durée du double appui est allongée. En effet, la vitesse de déplacement est liée à la vitesse de transfert d'appui d'un côté vers l'autre, transfert qui s'opère lors du double appui [29].

Ainsi, chaque membre inférieur est à tour de rôle en suspension et en appui, seul ou en même temps que l'autre pied. 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.

Classiquement, le cycle de marche se décrit dans le plan sagittal (Fig. 1). Il débute lors du contact d'un pied au sol et se termine lors du contact suivant de ce même pied.

Décomposition fonctionnelle du cycle de marche

Une décomposition fonctionnelle du cycle de marche en trois phases (et huit sous-phases) a été proposée afin de rendre compte des objectifs fonctionnels à chaque instant du pas [30]. Elle permet de décrire la marche en toutes circonstances avec les trois tâches principales : la mise en charge, l'appui unipodal et l'avancée du segment. Le Tableau 1 indique les repères facilement identifiables pour retrouver les différentes phases.

Lors de la mise en charge, le membre inférieur qui se pose par le talon externe (contact initial) doit absorber le choc et reçoit le poids du corps qui était précédemment en appui sur l'autre membre (réponse à la charge). La stabilité d'appui est primordiale.

C'est le premier double appui qui se termine lorsque l'ensemble du poids du corps a été transféré et que le pied opposé quitte le sol.

Lors de l'appui unipodal, le membre en appui soutient l'ensemble du corps pendant que l'autre membre progresse vers l'avant. Cette période est divisée en milieu d'appui et en fin d'appui. Lors du milieu d'appui, toute la face plantaire du pied est au contact du sol afin de maintenir stables les segments corporels et le tronc. La fin d'appui est caractérisée par le décollement progressif du talon. Lorsque le pied qui oscillait prend contact avec le sol, débute la phase de préoscillation. Le poids du corps est transféré progressivement. Le membre inférieur qui était au sol s'allège progressivement par le transfert du poids du corps vers l'autre pied.

Durant la période d'avancée du segment, le membre inférieur progresse vers l'avant et se prépare au contact qui marque le début du cycle de marche suivant.

Lors du début de phase oscillante, la flexion de genou et la flexion dorsale de la cheville permettent le passage du pas, c'est-à-dire la progression vers l'avant sans accrocher le pied au sol. Lors du milieu de phase oscillante, le membre inférieur continue de progresser vers l'avant par flexion de hanche et se termine lorsque la jambe est à la verticale. La fin de phase oscillante correspond à la préparation du membre inférieur à prendre contact avec le sol.

Ainsi, la marche peut être envisagée comme une succession de transferts du poids du corps d'un côté vers l'autre, entrecoupés d'appuis unipodaux (Fig. 2).

Caractéristiques spatiotemporelles de la marche

Les caractéristiques spatiotemporelles de la marche sont souvent les premières valeurs descriptives que l'on utilise. Cependant,

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

Contact initial et mise en charge	Milieu d'appui	Fin d'appui	Phase préoscillante	Début de phase oscillante	Milieu de phase oscillante	Fin de phase oscillante
• Le genou passe d'une position en extension afin de rendre stable la mise en appui vers une légère flexion par avancée du tibia. • La cheville effectue une légère flexion plantaire par rabattement du pied. L'axe de rotation est le talon : **pivot talonnier.** • Le pied est en légère supination par l'action du Tibialis anterior • La hanche est en flexion et en rotation externe	• Le genou est en quasi-extension afin de stabiliser l'appui. • Le tibia avance au-dessus du talus. La cheville effectue une flexion dorsale : **deuxième pivot.** • Le médiopied progresse en pronation avec mise en charge du premier rayon. • La hanche est en position neutre.	• Le genou est en extension. • Le talon décolle du sol et pivote autour des têtes métatarsiennes : **troisième pivot** • La première tête métatarsienne sert de point d'application du bras de levier du premier rayon. • La hanche est en rotation interne.	• Le genou est en flexion passive. • La cheville et les orteils effectuent une flexion plantaire.	• Le genou est fléchi et progresse vers l'avant par flexion de la hanche. • Flexion dorsale de la cheville.	• Le genou effectue une extension « passive » (« effet bâton de cloche »). • La cheville est en position neutre.	• Le membre inférieur se prépare au contact initial à venir. • Le genou est en quasi-extension. • La cheville est en position neutre.

Figure 1. Cycle de marche.

Tableau 1.
Quelques repères pour identifier les différentes phases de la marche.

Phase	Repère d'analyse
Contact initial	Le pied rentre en contact avec le sol
Fin de la réponse à l'appui	Décollage du pied opposé
Fin du milieu d'appui	Le talon décolle du sol
Fin de la phase de fin d'appui	Contact du pied opposé
Fin de la phase préoscillante	Le pied quitte le sol
Fin du début de la phase oscillante	Les 2 pieds sont plus ou moins dans le même alignement dans le plan sagittal
Fin du milieu de la phase oscillante	La jambe oscillante est verticale
Fin de la fin de la phase oscillante = contact initial	Le pied rentre en contact avec le sol

Figure 2. La marche peut être envisagée comme une succession de transferts du poids du corps d'un côté vers l'autre.

elles sont très dépendantes des données anthropométriques du sujet étudié. Une exploitation judicieuse de ces valeurs nécessiterait une normalisation. Aussi, plus qu'aux valeurs absolues, il faut s'attacher à observer la valeur relative de ces variables et la symétrie d'ensemble. Classiquement, on utilise comme référence la longueur du membre inférieur du sujet. Ainsi, le paramètre étudié (la longueur de pas par exemple) est divisé par la longueur sol-grand trochanter, ce qui permet une comparaison interindividuelle.

La première caractéristique spatiotemporelle de la marche est la longueur du pas, c'est-à-dire la distance entre deux contacts successifs au sol du même pied. Elle s'exprime en mètres.

La largeur de pas, c'est-à-dire l'écartement des talons, est la distance entre le milieu de chaque talon. Elle dépend de l'orientation dans le plan frontal des segments du membre inférieur. Elle est un indicateur de la stabilité de la marche et de l'aisance du sujet.

L'angle d'ouverture du pas est défini par l'angle entre la direction du déplacement et l'axe anatomique du pied centré sur le deuxième rayon. Il s'exprime en degrés et se mesure de façon fiable lorsque le pied est en appui sur toute sa surface afin d'éviter les erreurs dues à la rotation externe du pied au fur et à mesure du déroulement de l'appui au sol [31].

La fréquence de marche, appelée aussi cadence de marche, caractérise le nombre de pas effectués pendant une durée donnée. Elle s'exprime généralement en pas par minute (pas/min).

La vitesse de marche caractérise la distance couverte en un temps donné. Elle se mesure en mètres par seconde (m/s), et peut se calculer à partir de la fréquence de marche et de la longueur du pas.

Dépendant de la longueur du pas et de sa fréquence, la vitesse de marche augmente 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. Le ratio longueur de pas/fréquence de marche reste sensiblement constant avec l'augmentation de la vitesse [32].

Caractéristiques biomécaniques de la marche

La caractérisation (bio)mécanique de la marche consiste en l'étude des forces générées ou subies par les segments corporels et de leurs effets sur son déroulement. Il s'agit de l'approche combinée du mouvement humain au travers des apports de la mécanique et des sciences du vivant. Les différents paramètres de la marche sont représentés au cours d'un cycle dont la durée

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

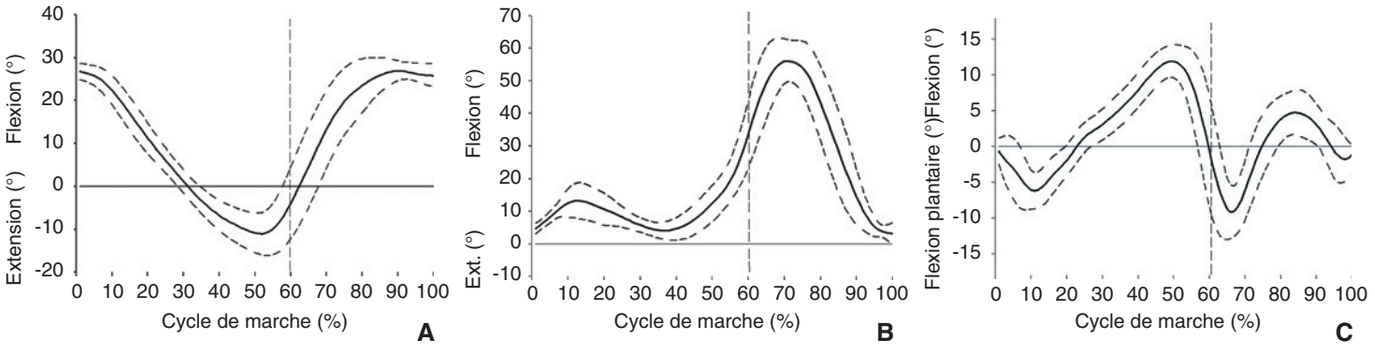

Figure 3. Courbes cinématiques de la hanche (A), du genou (B) et de la cheville (C) dans le plan sagittal.

relative est de 100 unités, soit 100 %. Un calcul de normalisation permet la transformation d'une durée réelle (en secondes) en une durée relative (en %). Ainsi, chaque évènement est décrit (sur un plan temporel) en pourcentage du cycle de marche. Rappelant que la marche se caractérise par la permanence d'au moins un pied en appui sur le sol, donc par la permanence d'un double appui lors de chaque cycle, on peut décrire un cycle de marche comme une durée relative d'appui toujours supérieure à 50 % de la durée relative du cycle. Rappelant aussi que la durée réelle et relative du double appui dépend de la vitesse de marche, le début, la fin ou la durée de chaque phase fonctionnelle du cycle de marche, exprimés en pourcentage, sont indicatifs d'une vitesse. Cette précision est essentielle lorsqu'il s'agit de comparer deux cycles de marche (chez un même sujet ou chez deux sujets différents).

De même, dans la description de la marche normale, le pourcentage du cycle auquel se déroule un évènement par exemple reste indicatif d'une moyenne à vitesse spontanée, mais ne représente en rien une norme.

Cinématique [30]

La cinématique (étym. : *kinema* = mouvement) est l'étude du mouvement en termes de déplacement, vitesse ou accélération, abstraction faite des causes qui le provoquent (Hamill et Knutzen, 2009).

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

Cheville

Dans le plan sagittal, 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). Ce mouvement est réalisé par l'avancée du tibia alors que toute la surface du pied est au contact du sol. Lorsque le talon décolle du sol, 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 (Fig. 3A).

Dans les autres plans, les mouvements de la cheville sont de faible amplitude et souvent sujets à erreurs en raison de leur variabilité. Certains de ces mouvements par ailleurs ne concernent pas la cheville, mais davantage l'articulation sous-talienne.

Genou

Dans le plan sagittal, le genou est en quasi-extension lors du contact initial. Il effectue un léger mouvement de flexion lors de la mise en charge d'une amplitude d'environ 15°. Lors de l'appui unipodal, le genou est en extension. En fin d'appui, il effectue un mouvement de flexion important qui atteint son maximum au milieu de la période d'oscillation. Ensuite, il tend à nouveau vers l'extension pour le contact initial suivant (Fig. 3B).

Hanche

Dans le plan sagittal, la hanche est en flexion dès le contact initial. Tout au long de l'appui, elle effectue un mouvement d'extension qui atteint son maximum au début de la phase préoscillante. À partir de ce moment-là, en lien avec la flexion du genou, elle effectue à nouveau un mouvement de flexion. Lorsque le pied quitte le sol, elle est en position neutre. Elle atteint son maximum de flexion en milieu de phase oscillante (Fig. 3C).

Dans le plan frontal, la hanche est en adduction lors du contact initial et lors de la mise en charge. Elle effectue ensuite un mouvement d'abduction pour atteindre la position neutre en fin d'appui. Ce mouvement s'inverse au début de la phase oscillante.

Dans le plan horizontal, les mouvements de la hanche sont parfois confondus avec les mouvements du bassin. Lors du contact initial, la hanche est en légère rotation externe. Elle effectue un mouvement de rotation interne lors de la mise en charge, puis tout au long de l'appui et tend à nouveau vers la rotation externe lorsque le pied quitte le sol.

Cinétique

La cinétique (étym. : *kinematikos* = mouvement) est l'étude des forces qui génèrent le mouvement. Ces forces peuvent être musculaires. Elles mobilisent les leviers osseux et produisent des moments articulaires internes. Ces forces peuvent être dues aussi à la réaction du sol qui génère des moments articulaires externes. Lors de la locomotion, la force de réaction du sol génère des moments externes qui produisent des mouvements qui sont contrôlés ou opposés par des efforts musculaires [5].

La force de réaction du sol est enregistrée par une plateforme de force. Elle se décompose dans les trois plans.

La représentation de la composante verticale de la force de réaction du sol est en « double bosse ». Lors de la mise en charge, elle augmente très rapidement et son intensité atteint près de 120 % du poids du corps. Elle diminue ensuite au cours de l'appui unipodal. Sa valeur est inférieure à 100 % du poids du corps 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 supérieure à 100 % du poids du corps pour pouvoir réaliser la propulsion (Fig. 4).

La représentation de la composante antéropostérieure de la force de réaction du sol est dirigée vers l'arrière (force freinatrice) du contact initial jusqu'au début du milieu d'appui. Progressivement, elle se dirige vers l'avant après le décollement du talon jusqu'à ce que le pied quitte le sol.

La représentation de la composante médiolatérale de la force de réaction du sol est dirigée vers l'axe médial du corps lors du contact initial et de la mise en charge, puis latéralement jusqu'au décollement du pied. Son intensité est relativement faible et représente moins de 10 % du poids du corps.

Baropodométrie

Lors de la marche, les forces exercées par le pied sur le sol (et réciproquement) produisent des pressions, c'est-à-dire une force par unité de surface. La plateforme de baropodométrie composée d'une matrice de capteurs permet d'enregistrer ces pressions. Le traitement des données ainsi obtenues permet de déterminer une répartition précise des pressions plantaires. Il est aussi possible de déduire de ces valeurs, par le calcul du barycentre, le centre

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

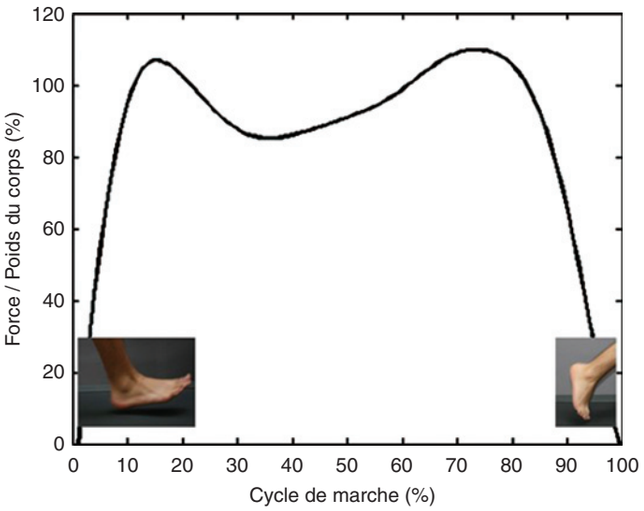

Figure 4. Composante verticale des forces exercées au sol lors de la marche.

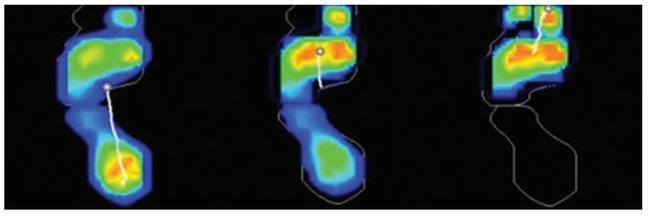

Figure 5. Déroulement de l'appui lors de la marche en baropodométrie.

de pression moyenne à chaque instant. Ainsi, pour l'examen de la marche, l'analyse des pressions au sol permet de suivre la trajectoire du déroulement de l'appui par l'évolution du tracé de la pression moyenne. Au-delà des effets de la marche sur les pressions plantaires et leur trajectoire moyenne, l'étude baropodométrique permet d'évaluer la participation de chaque partie du pied à l'amorti et à la stabilité de l'appui [33, 34] (Fig. 5).

Un intérêt non négligeable de cet examen est sa facilité d'utilisation sur le terrain, sportif en particulier. Un suivi des pressions plantaires au cours d'une compétition offre notamment des indications intéressantes sur les effets de la fatigue ou de la durée d'une épreuve sur la qualité des appuis au sol [35].

À ce titre, la baropodométrie est l'examen de choix pour analyser l'interface entre le pied et le support.

Caractéristiques neuromusculaires de la marche

L'activité musculaire lors de la marche contribue à lutter contre la gravité, à stabiliser l'appui et à produire du mouvement. De même, elle contribue au contrôle des mouvements générés par des forces externes. La mesure de l'activité électrique musculaire permet d'appréhender de façon globale l'activité du système neuromusculaire.

Modes de contraction musculaire

L'activité musculaire s'exprime selon deux modes de contraction différents (isométrique, anisométrique) selon que la contraction modifie ou non la longueur du muscle.

Une contraction isométrique ne produit pas de déplacement, elle contribue à fixer ou à stabiliser une articulation. Une contraction anisométrique concentrique entraîne un rapprochement des insertions musculaires. Elle tend à accélérer le déplacement. Enfin, lors d'une contraction anisométrique excentrique, malgré la contraction musculaire, les insertions musculaires s'éloignent. Elle contribue à résister, à freiner le mouvement.

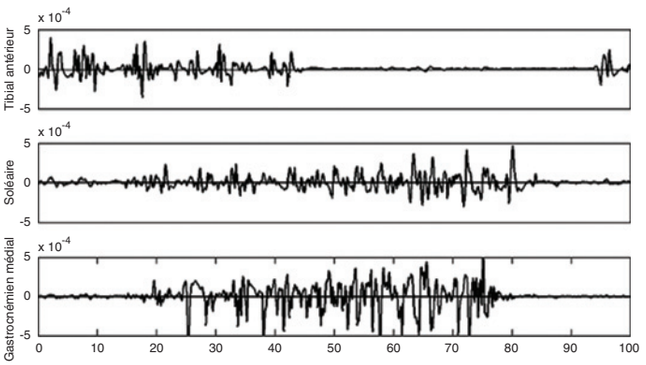

Figure 6. Signal électromyographique brut lors de l'appui du tibial antérieur, du soléaire et du gastrocnémien médial.

Lors de la marche, comme 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

Les muscles doivent freiner (ou contrôler), stabiliser ou accélérer le déplacement de segments corporels. 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 [30].

L'électromyogramme dynamique est l'examen de référence pour déterminer les périodes d'activation des muscles. À l'aide d'électrodes de surface, l'activité électrique des muscles est enregistrée. Ses variations d'intensité permettent de déduire les variations d'état de contraction [36, 37]. Ainsi, l'électromyogramme, bien que monitorant une activité électrique, n'est pas directement indicateur de la contraction réelle ni de la capacité à produire de la force. Normalisée en fonction de la durée du cycle de marche, l'activité électrique des muscles est alors mise en lien avec les données cinématiques et cinétiques, et exprimée en pourcentage du cycle de marche. L'étude du pattern d'activation musculaire de la marche normale 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 [38] (Fig. 6).

■ Analyse 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.

Basée sur l'observation, l'approche qualitative consiste à évaluer le comportement d'ensemble d'un sujet lorsqu'il marche. L'attention est portée essentiellement sur la stabilité en appui, mais aussi sur les mouvements d'ensemble du tronc, l'activité des bras et la qualité de la poussée [39]. Facilement réalisable 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.

L'approche quantitative consiste à mesurer différentes variables caractéristiques de la marche. Ainsi, outre les paramètres

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

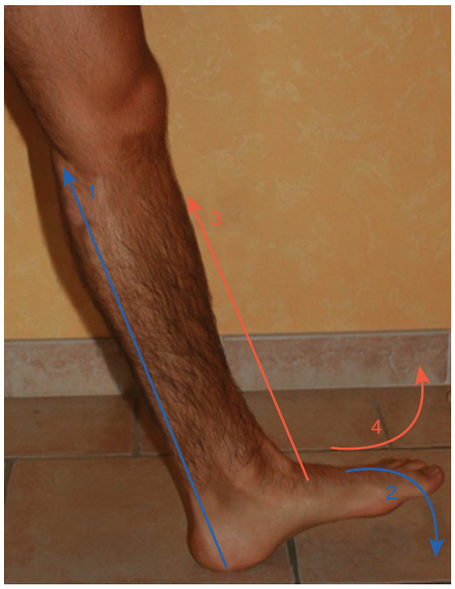

Figure 7. Lors de la réponse à la charge, le vecteur réaction du sol (1) passe en arrière de l'axe articulaire de la cheville et génère un moment externe de flexion plantaire de la cheville (2). Celui-ci provoque une contraction réflexe des muscles fléchisseurs de la cheville (3) qui génère un moment interne de flexion dorsale (4) qui freine le rabattement du pied au sol.

spatiotemporels, la marche peut être caractérisée par des paramètres cinématiques, cinétiques, électromyographiques, physiologiques ou des paramètres fonctionnels. Devant le nombre important de paramètres mesurables, la difficulté est de sélectionner les paramètres pertinents permettant de caractériser la marche de façon fidèle et de suivre les effets d'une thérapeutique.

L'approche fonctionnelle consiste à aborder la marche au travers de l'activité de chacune des articulations du membre inférieur mise en perspective de l'action à réaliser lors de la phase concernée du cycle de marche [30].

■ Description fonctionnelle de la marche

Cheville

En fonction de la vitesse de marche, le contact initial s'effectue plus ou moins en avant de la projection du centre de gravité au sol. Plus on marche vite, plus le contact initial est en avant. Dans ce cas, l'attaque du pas au sol s'effectue avec le talon externe par l'action du tibialis anterior, la cheville étant en position neutre. Plus on marche lentement, moins le contact initial est en avant de la projection du centre de gravité au sol. Dans ce cas, l'attaque du pas au sol tend à s'effectuer pied à plat. Dans certaines situations pathologiques (marche en steppant) ou apprises (danse par exemple), le contact initial peut s'effectuer au niveau de l'avant-pied.

Plus que la partie du pied qui entre d'abord en contact avec le sol, il convient d'analyser la capacité du pied à soutenir les contraintes liées à ce contact initial.

La réaction du sol induit un moment externe de flexion plantaire (Fig. 7).

Les muscles fléchisseurs dorsaux de la cheville freinent le rabattement du pied au sol provoqué par le moment externe.

Lors de la réponse à la charge, le poids du corps est transféré vers le pied qui vient de prendre contact avec le sol. La cheville effectue un mouvement de flexion plantaire contrôlé soit par les muscles fléchisseurs qui agissent alors en contraction excentrique lorsque le contact initial s'effectue sous le talon, soit par avancée du segment jambier lorsque le contact initial s'effectue sous le talon. Ce mouvement contrôlé contribue à l'absorption du choc.

L'axe de rotation du pied dans le plan sagittal passe par le talon. C'est le premier pivot ou pivot talonnier [30, 40]. Progressivement, la réaction du sol passe en avant de l'axe articulaire de la cheville.

Lors du milieu d'appui, le poids du corps repose sur un seul appui. Toute la surface plantaire du pied est en appui au sol. La jambe progresse vers l'avant et provoque une flexion dorsale de la cheville en moyenne d'environ 5° [30]. Il s'agit du deuxième pivot ou pivot de la cheville. La réaction du sol génère un moment externe de flexion dorsale contrôlé par les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville qui « ralentissent » l'avancée du tibia et stabilisent le pied au sol. Le soleus, muscle monoarticulaire, est le principal acteur du ralentissement du tibia. S'insérant sur la tubérosité postérieure du calcaneus et sur le tibia, sa contraction agit sur ces deux structures osseuses et contribue à une horizontalisation relative du calcaneus, facilitant alors la pronation du médiopied [41, 42]. Les gastrocnémii, muscles biarticulaires, agissent sur le genou en synergie avec les vastii.

La phase de fin d'appui est la phase la plus instable du pas. Le talon décolle du sol. La projection du centre de gravité « sort » du polygone de sustentation, ce qui entraîne une légère flexion dorsale de la cheville. Le point d'appui progresse vers l'avant-pied interne par l'avancée du talus sur le calcaneus [43]. Le moment externe est un moment de flexion dorsale dont la longueur du bras de levier est maximale. Le poids du corps est en totalité sur ce pied et augmente le moment de flexion dorsale. Les muscles fléchisseurs plantaires contrôlent l'avancée du tibia. L'axe de rotation du pied dans le plan sagittal passe par l'axe des têtes métatarsiennes. Il s'agit du troisième pivot ou pivot de l'avant-pied.

Lors de la période préoscillante, la cheville est la flexion plantaire. Le poids du corps est transféré vers l'autre pied. La réaction du sol facilite le mouvement en flexion plantaire de la cheville.

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

La cheville a d'abord un mouvement de flexion dorsale par l'action des muscles fléchisseurs de la cheville afin de faciliter l'avancée du membre oscillant en préparant le passage du pas.

La période de fin de phase oscillante prépare le contact initial à venir. La cheville est en légère flexion plantaire sous l'action des muscles fléchisseurs.

Dans le plan frontal, l'action musculaire enregistrée indique une activité visant à maintenir la stabilité du pied lors de la phase d'appui [30, 38].

Genou

Les mouvements du genou contribuent à l'absorption du choc lors du contact du pied avec le sol, au maintien de la stabilité de l'appui et à l'avancée du membre inférieur lors de l'oscillation. La faible amplitude de rotation contribue au maintien des alignements ostéoarticulaires lors des mouvements alternés d'avancée du tronc à chaque pas.

Lors du contact initial, le genou est en extension quasi complète par l'action musculaire des muscles vasti afin de résister à l'impact du pied au sol. La force de réaction du sol génère un moment d'extension. Les muscles extenseurs et fléchisseurs du genou sont actifs afin de réguler l'extension du genou.

Lors de la réponse à la charge, le genou doit absorber le transfert du poids du corps sur le membre inférieur qui vient de prendre contact avec le sol. Il doit stabiliser le corps pour l'appui unipodal à venir. Alors que la cheville effectue le premier pivot, la réaction du sol crée un moment de flexion contrôlé par les vastes en contraction excentrique. En synergie avec la flexion plantaire de la cheville, le genou contribue à l'absorption du choc.

Dans le plan horizontal, le genou contribue à la stabilité de l'appui en « accompagnant » la rotation interne du segment jambier associée à l'éversion du complexe arrière pied–médiopied [44, 45]. 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 tend vers l'extension contrôlée par le quadriceps et les gastrocnemii afin d'assurer la stabilité d'appui. Le soleus assure la stabilité verticale du tibia pour

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

permettre l'avancée relative du fémur. La réaction du sol passe en avant de l'articulation et crée un moment d'extension.

En fin d'appui, le genou est maintenu en extension avant de fléchir brutalement avec la flexion plantaire de la cheville. La réaction du sol et l'activité des gastrocnemii et du popliteus facilitent ce mouvement de flexion du genou.

Lors de la période préoscillante, le poids du corps est transféré sur l'autre membre.

Lors du début de phase oscillante, la flexion du genou contribue au passage du pas. Les fléchisseurs du genou, une position adéquate de flexion dès la période préoscillante (40°) et la flexion rapide de la hanche contribuent à fléchir le genou par inertie, contrôlé par le rectus femoris.

En milieu de phase oscillante, le genou commence un mouvement d'extension de façon relativement passive par « effet battant de cloche ». L'activité des muscles ischiojambiers permet de réguler ce mouvement d'extension.

En fin de phase oscillante, le genou est en extension quasi complète. L'extension du genou et la flexion de la hanche sont régulées de façon excentrique par les muscles ischiojambiers.

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. La réaction du sol 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 en appui est primordiale. La réaction du sol crée d'abord un moment de flexion contrôlé par les muscles extenseurs de la hanche. L'activité du gluteus maximus est croissante durant cette période, jusqu'à ce que la réaction du sol soit 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. Les muscles abducteurs de la hanche contribuent 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.

Lors du milieu d'appui, le membre inférieur avance en pivotant sur la cheville (deuxième pivot). L'extension du genou met en tension les muscles ischiojambiers, extenseurs de la hanche. Ce mouvement est facilité par la réaction du sol qui induit progressivement un moment externe d'extension.

Dans le plan frontal, le bassin atteint sa position latérale extrême. Il est stabilisé par l'action du gluteus medius et du tensor fasciae latae, ainsi que par le moment d'inertie du mouvement de flexion de la hanche du membre oscillant.

Lors de la période de fin d'appui, la hanche continue son extension. Le membre inférieur avance en pivotant sous l'avant-pied. 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.

La flexion et l'avancée du genou par flexion plantaire de la cheville (troisième pivot) induisent le mouvement de flexion de la hanche. L'activité du rectus femoris qui contrôle la flexion de genou, contribue aussi à la flexion de hanche. De même, l'activité des adductor longus et gracilis qui contrôle le transfert vers le membre controlatéral participe à cette flexion. Ce mouvement de flexion de hanche est très rapide et projette le membre vers l'avant alors qu'il va quitter le sol.

En début de phase oscillante, la hanche continue son mouvement de flexion sous l'effet de la flexion plantaire de la cheville. À vitesse spontanée, l'activité des muscles fléchisseurs de hanche n'est pas utile dans la réalisation de ce mouvement. En revanche, à vitesse infraspontanée ou à vitesse supraspontanée, l'activité de l'iliacus 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 précédemment quasiment sans activité musculaire.

En fin de phase oscillante, l'activité excentrique des ischiojambiers freine le mouvement de flexion de la hanche. 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 et l'os sacrum, de mouvements asymétriques entre chaque os coxae et l'os sacrum, et de mouvements lombopelviens entre le bassin et la colonne vertébrale, formant une unité autour des têtes fémorales [46]. Il est le lien entre l'unité fonctionnelle « locomotrice » et l'unité fonctionnelle « passagère » telles que définies par Perry [30]. Les groupes musculaires 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.

Lors du cycle de marche, les mouvements du bassin s'effectuent dans les trois plans. Ils sont de faible amplitude et 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. Dans le plan frontal, les déplacements médiolatéraux 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 le poids du corps repose sur le membre 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. 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 [47]. 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 [30] décrit une antéversion de l'hémi-bassin du côté en appui au moment du transfert du poids du corps lors du double appui.

Les entités « tête-tronc-bras » forment l'axe du corps et sont articulées entre elles. Leurs déplacements accompagnent les déplacements des membres inférieurs.

Dans le plan sagittal, les déplacements verticaux de l'ensemble « tête-tronc » sont identiques pour chacune de ces structures. Ils décrivent une double sinusoïde 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. Les déplacements antéropostérieurs sont plus importants au niveau du sacrum qu'au niveau du tronc ou 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 au long de la colonne vertébrale, de la colonne lombaire jusqu'à la nuque [48].

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

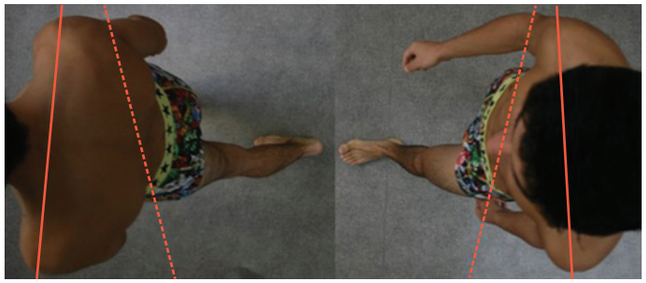

Figure 8. Opposition de phase entre les ceintures pelvienne et scapulaire lors du contact initial et lors de la phase préoscillante.

Ces auteurs suggèrent que cette atténuation de l'accélération est anticipée (du haut vers le bas) avec stabilisation initiale de la tête.

Approche fonctionnelle du bassin [30, 31]

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.

Lors de la réponse à la charge, l'os sacrum bascule vers l'avant dans le plan sagittal. La transmission de ce mouvement à la structure sus-jacente est très atténuée afin de minimiser les effets au niveau de la tête. Aussi, la colonne lombaire est davantage en extension. Dans le plan frontal, l'allègement du membre inférieur qui va quitter le sol provoque 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, le gluteus maximus en particulier, vise à limiter les mouvements et l'accélération vers l'avant de l'ensemble « tête-tronc-bras ».

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

Lors de la période de fin d'appui, c'est-à-dire lors du pivot de l'avant-pied, l'axe du corps s'élève avec le décollement du talon et avec la poussée vers l'avant. L'énergie cinétique ainsi créée tend à provoquer une hyperextension de la colonne lombaire et une antéversion du bassin. Le tronc est pour sa part stabilisé par le rectus abdominus.

L'ensemble « tête-tronc-bras » et le bassin sont à leur niveau le plus bas lors de la période préoscillante. Dans le plan horizontal, il se déplace du côté qui vient de se poser au sol et en légère rotation externe du côté qui va quitter le 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.

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 dans le plan horizontal et l'opposition de phase entre les membres supérieurs et inférieurs dans le plan sagittal sont des caractéristiques fortes de la marche humaine (Fig. 8). 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.

Figure 9. Examen du premier rayon.

Ainsi, cette coordination des ceintures pelvienne et scapulaire qui accompagne l'évolution de la position des bras peut apparaître comme un déterminant fiable de la marche humaine. Cette perception est renforcée par les modifications observées dans le domaine de la marche pathologique ou dans des conditions de forte contrainte chez l'adulte [50–53]. Une coordination en phase, c'est-à-dire avec symétrie entre les ceintures et caractéristique de la marche du jeune enfant, va être présente chez l'adulte.

■ Anatomie fonctionnelle du pied à la marche

La synergie entre les articulations du membre inférieur est une condition importante au bon déroulement de la marche. Cependant, elle dépend fortement 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 et articulations sus-jacents.

Le pied est une structure composite (22 os) et polyarticulée. Cette organisation particulière lui confère un triple rôle d'amorti, d'équilibre, ainsi que de stabilisation et de progression lors du déroulement du pas [44]. Pour cela, il doit allier :

- des capacités de déformabilité, rendues possibles par l'orientation et la mobilité des différentes articulations ;
- des capacités d'amortissement par les parties molles et la composante élastique des tendons et aponévroses ;
- des capacités de transmission des forces par restitution d'énergie et haubanage dynamique des structures ostéoarticulaires.

Couplages ostéoarticulaires

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 (Fig. 9).

Les mouvements conjoints de l'arrière-pied, du médiopied et de l'avant-pied se déroulent dans les trois plans de l'espace tout au long du déroulement de l'appui au sol. S'ils sont, pour certains, de faible amplitude, ils contribuent au bon enchaînement des fonctions d'absorption, de stabilité et de propulsion [54]. Le couplage entre les mouvements de ces différentes articulations est clairement établi et sa force augmente avec la vitesse de déplacement [55]. Ces relations articulaires de proche à proche agissent aussi à distance. Si le lien entre les mouvements de pronation/supination de l'arrière-pied et les mouvements de rotation interne/rotation externe est bien connu, il existe des relations plus « lointaines » comme celles entre l'arrière-pied et la hanche [56, 57].

Lors du contact initial, l'attaque du pas s'effectue avec la partie postéroexterne du talon (Fig. 10). Dans le plan horizontal, l'angle de divergence talocalcanéen est fermé. En raison des orientations articulaires de l'articulation talocrurale, l'ensemble du pied est en éversion [43, 58].

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

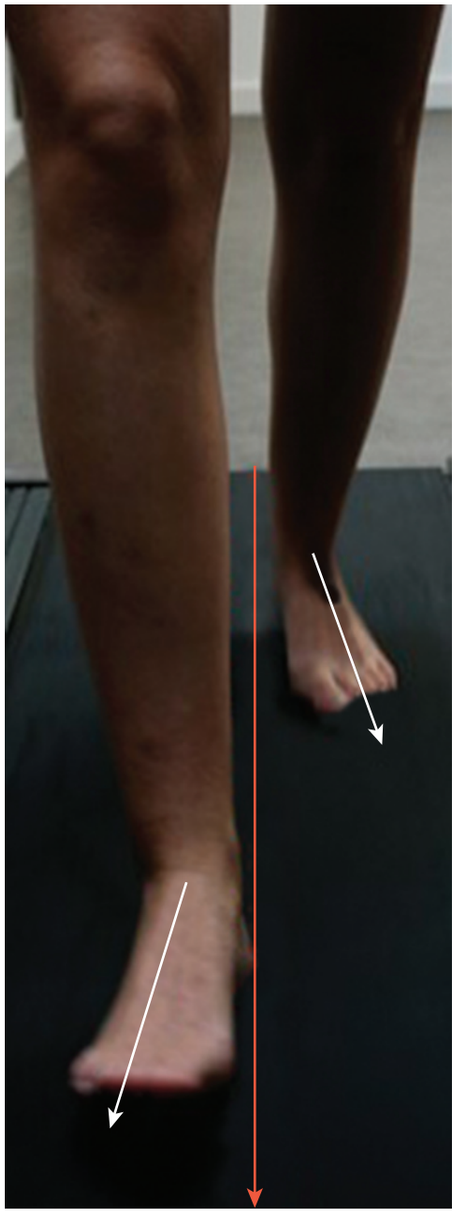

Figure 10. Angle d'ouverture du pied lors du contact initial et lors de la phase préoscillante.

La phase de mise en charge se termine lorsque l'avant-pied rentre en contact avec le sol, d'abord par le bord externe, puis progressivement jusqu'au bord interne [59].

Au fur et à mesure du déroulement de l'appui, l'ouverture de l'angle de divergence talocalcanéen induit un mouvement d'éversion du médiopied associé à un mouvement de rotation interne du segment jambier [45, 60]. L'orientation des surfaces articulaires du talus et du calcaneus avec, respectivement, le naviculaire et le cuboïde, évolue de telle sorte que dans le plan sagittal la hauteur de l'arche interne diminue. Sa concavité dans le plan sagittal décroît jusqu'au début de la période de fin d'appui et augmente ensuite jusqu'à la fin de la période préoscillante. Dans un remarquable travail, Suckel et al. [61] ont indiqué que les transmissions de force s'effectuaient alors davantage aux niveaux dorsal de l'articulation talonaviculaire et plantaire de l'articulation calcanéocuboïdienne. Cette asymétrie de transfert favorise alors un couple de torsion facilitant la sollicitation du premier rayon.

Lors de la phase de fin d'appui, la stabilité de l'avant-pied est due au sens et à la direction des forces qui s'y exercent, contribuant à converger vers les deux rayons médians. Elle est due aussi à l'activité musculaire du peroneus longus, du tibialis

Figure 11. Lors de la propulsion, l'avant-pied doit rester le plus stable possible pour faciliter le déplacement et le transfert de charge vers le pied qui vient de se poser au sol.

posterior et des flexor hallucis longus et brevis [62]. Par leurs insertions, les deux premiers contribuent au maintien d'une cohésion d'ensemble de l'avant-pied. Cette « rigidification » optimise le bras de levier pour la poussée et la stabilisation dynamique pour un meilleur transfert des forces de poussée. Ainsi, alors que 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 avec les mouvements de l'avant-pied dans le plan sagittal et dans le plan horizontal, Pohl et al. [55] précisent que malgré les variations de vitesse les mouvements d'éversion-inversion de l'avant-pied sont peu variables, contrairement aux mouvements d'éversion-inversion de l'arrière-pied. Cette différence accrédite le fait que l'avant-pied, dans la phase critique de propulsion doit, quelles que soient les circonstances de vitesse notamment, rester le plus stable possible pour faciliter le déplacement et le transfert de charge vers le pied qui vient de se poser au sol (Fig. 11).

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 ostéoarticulaire de l'arrière-pied et du médiopied favorise l'absorption du choc lors de la mise en charge et du début de la phase d'appui [63].

Synergie neuromusculaire lors du déroulement de l'appui

Lors du contact initial et lors de la mise en charge, l'attaque du pas s'effectue avec la partie postéroexterne du talon (Fig. 10) sous l'action du muscle tibial antérieur et/ou des muscles extenseurs des orteils (cf. supra). L'activation de ces muscles a permis le passage du pas lors de la phase oscillante. Dans le plan frontal, le calcaneus est plus bas en dedans ; l'attaque postéroexterne avec la cheville en position neutre est donc, sur un aspect ostéologique, la plus stable. Dans le plan sagittal, la force de réaction du sol passe en arrière de l'axe articulaire de la cheville, ce qui induit, au niveau du calcaneus, un mouvement d'horizontalisation. Ce mouvement, par le ligament sous-talien notamment, entraîne le talus vers l'avant et en dedans. Dans le plan horizontal, l'angle de divergence talocalcanéen est fermé lors du contact initial et tend à s'ouvrir au cours de la mise en charge par avancée du talus. Par les orientations articulaires de l'articulation talocrurale, l'ensemble du pied amorce un mouvement progressif d'éversion [43, 58]. L'activité du soleus facilite la stabilisation du calcaneus (et son horizontalisation), tandis que l'activité du tibial antérieur et/ou des muscles extenseurs des orteils freinent le rabattement du pied au sol. La parfaite synergie de ces actions musculaires est facilitée par le mode de contraction

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

réflexe. En effet, le rabattement du pied sous l'effet de la force de réaction du sol induit un rapide étirement des fuseaux neuromusculaires du muscle tibial antérieur en particulier, entraînant, par le réflexe myotatique, une contraction réflexe de ce même muscle. Ce mode de sollicitation musculaire est particulièrement efficient. L'intensité de la contraction (c'est-à-dire le nombre d'unités motrices sollicitées) dépend de l'intensité de la stimulation (c'est-à-dire le nombre de fuseaux neuromusculaires sollicités). Tout ceci s'effectue dans une durée très brève, rendant impossible toute action corticale, qu'elle soit volontaire ou automatique. Une telle lecture peut être réalisée pour l'ensemble des muscles agissant sur le pied. Elle met de façon très nette l'accent sur l'adaptabilité de l'ensemble de la structure podale au sol.

Pendant la phase de milieu d'appui, avec l'avancée du tibia sur le talus, l'éversion du médiopied continue jusqu'au décollement du talon qui marque le début de la phase de fin d'appui. Lorsque le mouvement d'éversion a atteint sa position maximale, le naviculaire est dans sa position la plus basse [55]. Le mouvement de torsion qui en est la conséquence s'effectue le long d'un axe longitudinal et contribue à rigidifier l'ensemble du pied. C'est alors que le talon peut décoller du sol, ce qui marque le début de la phase de fin d'appui. Cette rigidification transforme le pied en un véritable « bras de levier » capable, non seulement de soutenir le poids du corps, mais aussi de le transférer vers l'avant suivant le point d'appui antéro-interne [58]. Au fur et à mesure du déroulement de l'appui, l'ouverture de l'angle de divergence talocalcanéen induit un mouvement d'éversion du médiopied associé à un mouvement de rotation interne du segment jambier [45, 60]. L'orientation des surfaces articulaires du talus et du calcaneus avec, respectivement, le naviculaire et le cuboïde, évolue de telle sorte que dans le plan sagittal la hauteur de l'arche interne diminue [43]. Sa concavité dans le plan sagittal décroît jusqu'au début de la période de fin d'appui et augmente ensuite jusqu'à la fin de la période préoscillante. Dans un remarquable travail, Suckel et al. [61] ont indiqué que les transmissions de force s'effectuaient alors davantage aux niveaux dorsal de l'articulation talonaviculaire et plantaire de l'articulation calcanéocuboïdienne. Cette asymétrie de transfert favorise alors un couple de torsion facilitant la sollicitation du premier rayon.

Lors de la phase de fin d'appui, la stabilité de l'avant-pied est due au sens et à la direction des forces qui s'y exercent, contribuant à converger vers les deux rayons médians. Elle est due aussi à l'activité musculaire du peroneus longus, du tibialis posterior, et des flexor hallucis longus et brevis [62]. Par leurs insertions, les deux premiers contribuent au maintien d'une cohésion d'ensemble de l'avant-pied. Cette « rigidification » optimise le bras de levier pour la poussée et la stabilisation dynamique pour un meilleur transfert des forces de poussée. Ainsi, alors que 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 avec les mouvements de l'avant-pied dans le plan sagittal et dans le plan horizontal, Pohl et al. [55] précisent que malgré les variations de vitesse les mouvements d'éversion-inversion de l'avant-pied sont peu variables, contrairement aux mouvements d'éversion-inversion de l'arrière-pied. Cette différence accrédite le fait que l'avant-pied, dans la phase critique de propulsion doit, quelles que soient les circonstances de vitesse notamment, rester le plus stable possible pour faciliter le déplacement et le transfert de charge vers le pied qui vient de se poser au sol (Fig. 11).

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 ostéoarticulaire 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 [63].

Lecture neuro-musculo-squelettique du déroulement de l'appui

En tant qu'activité rythmique, la marche est le résultat de l'action coordonnée de l'ensemble des segments corporels. Ceux-ci sont mobilisés grâce à une organisation très précise dans le temps et en intensité de contractions et de relâchements musculaires [30, 64]. 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 les 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 [65, 66]. 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. Enfin, le caractère régulier et prévisible, ou au contraire l'aspect irrégulier, inattendu et imprévisible de l'environnement, influent sur la complexité et l'attention nécessaire à la mise en œuvre du mouvement.

Alors que 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, l'approche dynamique considère 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, entre 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 [65] 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, c'est-à-dire la capacité à commander un ensemble d'éléments distincts comme un « tout ». 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 [65], 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. 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 [71]. 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 [72]. Elle renseigne sur la capacité du système neuromusculaire à maintenir un état stable de coordination, c'est-à-dire un même patron de coordination [73]. 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 (par exemple, la marche) vers un autre (par exemple, la course). Après la transition vers ce nouveau patron, la

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

variabilité revient à des valeurs moindres [72, 74], indiquant la plus grande stabilité du nouveau patron adopté en réponse aux changements de contraintes individuelles et/ou environnementales.

■ Marche pathologique

La marche pathologique se caractérise par des asymétries des différents paramètres descriptifs du cycle de marche. Ces asymétries se traduisent par des boiteries plus ou moins visibles et repérables par le clinicien. Elle peut se traduire aussi par des variations symétriques d'ensemble lorsque les déficiences sont globales, notamment lorsque la cause est métabolique [31, 75]. Ces dégradations s'expriment par des changements plus ou moins visibles des paramètres spatiotemporels et/ou des paramètres biomécaniques. Les conséquences de ces troubles sur la marche, au-delà des boiteries ou des variations spatiotemporelles, portent aussi sur des surcoûts bioénergétiques plus ou moins importants [76]. Pour Gage et Schwartz [40], l'absence ou l'exagération d'un ou plusieurs des cinq critères suivants suffisent à définir une marche pathologique : stabilité d'appui (unipodal), liberté du passage du pas (en phase oscillante), prépositionnement adapté du membre inférieur à l'attaque du pas, longueur du pas adaptée et conservation de l'énergie.

Il convient donc de déterminer l'origine du trouble observé et le mécanisme conduisant à une marche pathologique. Quatre catégories de troubles de la marche semblent se dégager : les troubles douloureux d'origine cutanée, les troubles douloureux d'origine musculosquelettique, les troubles d'origine neurologique et les troubles d'origine psychogène [30].

Ces différents troubles vont se traduire par des modifications d'amplitude articulaire pouvant conduire à des altérations du déroulement de l'appui au sol ou dans la symétrie des transferts de poids du corps. Ils vont aussi se traduire par des mouvements adaptatifs des segments corporels dont l'amplitude va avoir des répercussions d'ensemble exagérées par rapport à la cause initiale.

■ Apport de l'analyse de la marche dans l'examen clinique en podologie

Le référentiel de formation à la profession de pédicure-podologue [77] indique, dès le premier semestre de formation, l'intérêt et l'importance de l'analyse de la marche d'un patient lors de l'examen clinique. Cette analyse, généralement réalisée à vitesse spontanée afin d'éviter les contraintes dues à une vitesse imposée [78], est une étape incontournable de la consultation. Elle permet de visualiser la mise en œuvre dans le temps et dans l'espace de l'ensemble des segments corporels lors du mode de locomotion le plus élémentaire. Prise comme une variable collective [69], elle rend compte de l'intégration des différents paramètres abordés, notamment lors d'un examen en décharge en situation fonctionnelle. L'examen de la marche facilite aussi le suivi du patient, en particulier les conséquences d'un traitement podologique dans une approche fonctionnelle essentielle.

Déclaration de liens d'intérêts : l'auteur n'a pas transmis de déclaration de liens d'intérêts en relation avec cet article.

■ Références

[1] Leroi-Gourhan A. *Le geste et la parole. Vol. 1. Technique et langage*. Paris: Albin-Michel; 1964.

[2] Dedieu P. *Dynamique de coordination chez l'homme. De la coordination intra-membre à la coordination inter-membres*. Paris: Presses Académiques Francophones; 2013.

[3] Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture* 2002;**16**:215–32.

[4] Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture* 2003;**17**:1–17.

[5] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: John Wiley and Sons; 2009.

[6] Assaiante C, Chabrol B. Développement et troubles de la marche chez l'enfant. *Rev Neurol* 2010;**166**:149–57.

[7] Rigal R. *Motricité humaine : fondements et applications pédagogiques. Tome 2 : Développement moteur*. Montréal: Presses Universitaires du Quebec; 2005.

[8] Piek JP. *Infant motor development*. New York: Human Kinetics; 2006.

[9] Schott J, Rossor M. The grasp and other primitive reflexes. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2003;**74**:558–60.

[10] Vreeling FW, Jolles J, Verhey FR, Houx PJ. Primitive reflexes in healthy, adult volunteers and neurological patients: methodological issues. *J Neurol* 1993;**240**:495–504.

[11] Gesell A, Ames LB. The Development of handedness. *J Genet Psychol* 1947;**70**:155–75.

[12] Assaiante C. Development of locomotor balance control in healthy children. *Neurosci Biobehav Rev* 1998;**22**:527–32.

[13] Hindley CB, Filliozat AM, Klackenberg G, Nicolet-Meister D, Sand EA. Differences in age of walking for five European longitudinal samples. *Hum Biol* 1966;**38**:364–79.

[14] Assaiante C, Mallau S, Viel S, Jover M, Schmitz C. Development of postural control in healthy children: a functional approach. *Neural Plast* 2005;**12**:109–18.

[15] Kolb B, Whishaw I. *Cerveau et comportement*. Bruxelles: De Boeck; 2002.

[16] Bril A, Brenière Y. Postural requirements and progression velocity in young walkers. *J Motor Behav* 1992;**24**:105–16.

[17] Bear MF, Connors BW, Paradiso MA. *Neurosciences : à la découverte du cerveau*. Paris: Éditions Pradel; 2007.

[18] Thelen E. *Advances in infancy research*. Norwood, NJ: Ablex; 1984.

[19] Thelen E, Smith LB. *A dynamic systems approach to the development of cognition and action*. New York: MIT Press; 1994.

[20] Branger MF. *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson; 1994.

[21] Yaguramaki N, Kimura T. Acquirement of stability and mobility in infant gait. *Gait Posture* 2002;**16**:69–77.

[22] Kubo M, Ulrich BD. Early stage of walking: development of control in mediolateral and anteroposterior directions. *J Motor Behav* 2006;**38**:229–37.

[23] 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.

[24] McCollum G, Holroyd C, Castelfranco AM. Forms of early walking. *J Theor Biol* 1995;**176**:373–90.

[25] Ledebt A. Changes in arm posture during the early acquisition of walking. *Infant Behav Dev* 2000;**23**:79–89.

[26] Lasko-McCarthey P, Beuter A, Biden E. Kinematic variability and relationships characterizing the development of walking. *Dev Psychobiol* 1990;**23**:809–37.

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

[28] Oeffinger DJ, Augsburger S, Cupp T. Pediatric kinetics: age-related changes in able-bodied populations. *Gait Posture* 1997;**5**:155–6.

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

[30] Perry J, Burnfield J. *Gait analysis: normal and pathological function*. New York: SLACK Incorporated; 2010.

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

[32] 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.

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

[34] Perrier A, Payan Y, Ha Van G, Vuillerme N. La baropodométrie en routine clinique. *Rev Podol* 2015;**63**:14–7.

[35] Farfaro M, Dumon L, Masmontet C, Cartayrade F, Speller A, Dedieu P. Effect of the distance run and the rest periods on the static plantar pressure during a 24-hour running race. *Eur J Hum Mov* 2019;**42**:15–29.

[36] Chang WN, Lipton JS, Tsirikos AI, Miller F. Kinesiological surface electromyography in normal children: range of normal activity and pattern analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 2007;**17**:437–45.

[37] Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1987;**67**:402–11.

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

[38] Dedieu P, Drigeard C, Gjini L, Dal Maso F, Zanone PG. Effects of foot orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking. *Clin Biomech* 2013;**28**:820–4.
[39] Knudson DV. *Qualitative diagnosis of human movement*. New York: Human Kinetics; 2013.
[40] Gage JR, Schwartz MH. *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. Clinics in developmental medicine*. London: Mac Keith Press; 2009.
[41] Mann RA. *Surgery of the foot*. St Louis: CV Mosby; 1986.
[42] Scott SH, Winter DA. Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *J Biomech* 1993;**26**:1091–104.
[43] Barnett C, Napier JH. The axis of motion of the ankle joint in man. Its difference upon the form of the talus and the mobility of the fibula. *Anatomy* 1952;**86**:1–8.
[44] De Doncker E, Kowalski C. *Cinésiologie et rééducation du pied*. Paris: Masson; 1979.
[45] Nester CJ. Rearfoot complex: a review of its interdependent components, axis orientation and functional model. *Foot* 1997;**7**:86–96.
[46] Oatis CA. *Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2004.
[47] Gard SA, Childress DS. The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Gait Posture* 1997;**5**:233–8.
[48] Prince F, Winter DA, Stergiou P, Walt SE. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait Posture* 1994;**2**:19–25.
[49] Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech* 2008;**41**:2575–80.
[50] Dedieu P, Zanone PG. Effects of gait pattern and arm swing on intergirdle coordination. *Hum Mov Sci* 2012;**31**:660–71.
[51] Lamoth CJ, Meijer OG, Wuisman PI, van Dieën JH, Levin MF, Beek PJ. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine* 2002;**27**:E92–9.
[52] Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: A kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech* 1992;**25**:1007–15.
[53] Wu W, Meijer OG, Lamoth CJ, Uegaki K, van Dieën JH, Wuisman PI, et al. Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clin Biomech* 2004;**19**:480–8.
[54] Hunt AF, Smith RM, Torode M, Keenan AM. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clin Biomech* 2001;**16**:592–600.
[55] 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.
[56] Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer 3rd HJ, Kalenak A. Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. *J Orthop Res* 1994;**12**:412–20.
[57] Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clin Biomech* 2010;**25**:745–8.
[58] Donatelli RA. *The biomechanics of the foot and ankle*. New York: FA Davis; 1996.
[59] Hutton WC, Dhanendran M. A study of the distribution of load under the normal foot during walking. *Int Orthop* 1979;**3**:153–7.
[60] Eslami M, Begon M, Farahpour N, Allard P. Forefoot-rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running. *Clin Biomech* 2007;**22**:74–80.
[61] Suckel A, Muller O, Langenstein P, Herberts T, Reize P, Wulker N. Chopart's joint load during gait: In vitro study of 10 cadaver specimen in a dynamic model. *Gait Posture* 2008;**27**:216–22.
[62] Jacob HA. Forces acting in the forefoot during normal gait - an estimate. *Clin Biomech* 2001;**16**:783–92.
[63] Qian Z, Ren L, Ren L. A coupling analysis of the biomechanical functions of human foot complex during locomotion. *J Bionic Engineer* 2010;**7**:S150–7.
[64] Basmajian JV. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1967.
[65] Bernstein NS. *The co-ordination and regulation of movements.* New York: Pergamon Press; 1937/1967.
[66] Turvey MT. Coordination. *Am Psychol* 1990;**45**:938–53.
[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 Motor Behav* 1981;**13**:226–61.
[68] Bardy BG, Marin L, Stoffregen TA, Bootsma RJ. Postural coordination modes considered as emergent phenomena. *J Exp Psychol* 1999;**25**:1284–301.
[69] Scholz JP. Dynamic pattern theory - Some implications for therapeutics. *Phys Ther* 1990;**70**:827–43.
[70] Zanone PG, Kelso JA. Evolution of behavioral attractors with learning: nonequilibrium phase transitions. *J Exp Psychol* 1992;**18**:403–21.
[71] Kelso JA, Jeka JJ. Symmetry breaking dynamics of human multilimb coordination. *J Exp Psychol* 1992;**18**:645–68.
[72] 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.
[73] Wheat JS, Glazier PS. *Movement system variability*. New York: Human Kinetics; 2006.
[74] Diedrich FJ, Warren Jr WH. Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *J Exp Psychol* 1995;**21**:183–202.
[75] Ducroquet R, Ducroquet J, Ducroquet P. *La marche et les boiteries, étude des marches normales et pathologiques*. Paris: Masson; 1965.
[76] Didier JP, Casillas JM. Bioénergétique de la marche. *Ann Phys Rehabil Med* 1986;**29**:169–87.
[77] Annexe 1. Journal Officiel de la République Française, Ministère des Affaires Sociales et de la Santé, 2015.
[78] Plotnik M, Bartsch RP, Zeev A, Giladi N, Hausdorff JM. Effects of walking speed on asymmetry and bilateral coordination of gait. *Gait Posture* 2013;**38**:864–9.

P. Dedieu, Maître de Conférences, Podologue (philippe.dedieu@univ-reims.fr).
EA 7507, PSMS, UFR-STAPS, Université de Reims Champagne-Ardenne, Reims, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Dedieu P. Anatomie et physiologie de la marche humaine. EMC - Podologie 2020;22(2):1-14 [Article 27-020-A-15].

Disponibles sur www.em-consulte.com

Arbres décisionnels | Iconographies supplémentaires | Vidéos/ Animations | Documents légaux | Information au patient | Informations supplémentaires | Auto-évaluations | Cas clinique

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.

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

1 autoévaluation

Cliquez ici

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés. - Document téléchargé le 13/05/2020 par Dedieu Philippe (1025108). Il est interdit et illégal de diffuser ce document.