

Activité musculaire au cours de la marche normale

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

Résumé : Bien qu'elle implique aussi des mouvements de la partie supérieure du corps, la marche est essentiellement assurée par les mouvements du bassin et des membres inférieurs. Cette activité complexe met en jeu de nombreux muscles dont l'action est coordonnée par le système nerveux central (SNC). En pathologie, cette coordination peut être perturbée pour différentes raisons (altération de la commande motrice, manque de mobilité, douleur, etc.). Pour le kinésithérapeute, il est donc important de pouvoir détecter ces anomalies et d'en connaître leur(s) cause(s). La marche est un mouvement trop rapide et trop subtil pour pouvoir être examiné par la simple observation. C'est pourquoi, il est nécessaire de recourir à l'électromyographie (EMG) pour analyser l'activité des différents muscles au cours du cycle de marche. En effet, lorsqu'ils s'activent, les muscles vont générer un signal électrique qui va pouvoir être détecté par des électrodes appliquées sur (ou sous) la peau. Dans ce chapitre, nous évoquerons l'origine du signal EMG. Nous décrivons ensuite l'activité des principaux groupes musculaires du membre inférieur lors de la marche à vitesse intermédiaire. Nous terminerons en abordant le problème de la coordination musculaire. En effet, plusieurs dizaines de muscles interviennent à des moments précis du cycle de marche pour engendrer un mouvement harmonieux ne nécessitant pas une dépense énergétique démesurée. En principe, le SNC pourrait contrôler l'activité de chaque muscle individuellement. Dans ce cas, le contrôle moteur serait fractionné et difficile à implémenter. Il semble que le SNC ait résolu le problème d'une façon plus appropriée en créant des synergies entre les groupes musculaires. Cet article est le second d'une série de trois consacrés à la marche normale. Dans le premier, nous analysons les mouvements des segments des membres inférieurs. Le dernier article est consacré à la mécanique et à l'énergétique de la marche normale.

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

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

Mots-clés : Locomotion ; Marche ; Électromyographie ; Activité musculaire ; Synergie musculaire

Plan

■ Origine du signal EMG	1
■ Traitement du signal EMG	2
■ Action des principaux muscles du membre inférieur au cours d'un cycle de marche	3
Activités des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche	3
Activités des muscles abducteurs et adducteurs de hanche	4
Activités des muscles rotateurs de hanche	4
Activités des muscles fléchisseurs-extenseurs du genou	4
Activités des muscles fléchisseurs-extenseurs de la cheville	5
■ Influence de la vitesse de progression sur l'activité musculaire au cours de la marche	6
■ Synergies musculaires	6
■ Conclusion	9

■ Origine du signal EMG

Un muscle strié est composé de plusieurs centaines de fibres musculaires organisées en unités motrices. Pour rappel, une unité motrice est constituée d'un motoneurone et de toutes les fibres qu'il innerve (de 3 à 6 fibres pour les muscles des yeux à plusieurs centaines pour les muscles des cuisses). La force minimale qu'un muscle peut développer correspond à l'activation d'une seule unité motrice. La gradation de la force développée par le muscle va dépendre du nombre d'unités motrices recrutées. Ce recrutement peut être modulé tant sur le plan spatial (nombre d'unités motrices recrutées dans le muscle) que sur le plan temporel (fréquence de décharge des motoneurones).

Une fibre musculaire au repos présente une différence de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur de la membrane musculaire, appelée « différence de potentiel intracellulaire ». L'intérieur de la fibre a un potentiel de -65 et -90 mV par rapport à l'extérieur. Lorsque la fibre est excitée par le motoneurone, la polarité de la membrane s'inverse. Cette inversion de polarité est suivie par une phase de restauration du potentiel de repos. La zone sur laquelle la

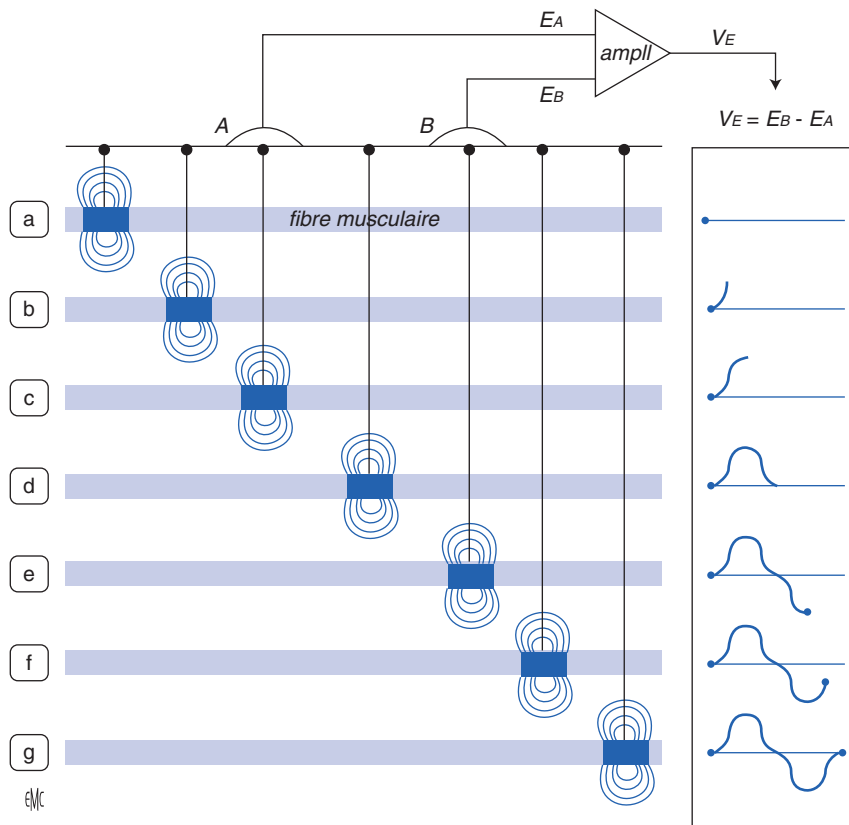


Figure 1. Évolution du signal EMG en fonction du passage de la zone de dépolarisation le long de la fibre musculaire. Deux électrodes (demi-cercles A et B) sont placées sur la peau à proximité de la fibre musculaire. La sortie de l'amplificateur (triangle) donne la différence entre le potentiel de l'électrode B (E_B) et de l'électrode A (E_A). Les différentes étapes du passage de la zone de dépolarisation (zone bleue) le long de la même fibre (zone bleu clair) sont présentées sur les schémas notés a à g. L'évolution temporelle du signal EMG est présentée à droite. L'EMG enregistré sur une seule fibre est un signal biphasique dont l'amplitude dépend de beaucoup de facteurs, tels que la taille de la fibre, la distance entre l'électrode et la fibre, etc.

membrane est dépolarisée est d'environ 10 mm. Cette zone se propage le long de la fibre musculaire depuis la plaque neuromotrice vers les extrémités du muscle à une vitesse de l'ordre de 5 m s^{-1} . Cette dépolarisation est à l'origine d'une chaîne de réactions qui, in fine, va entraîner l'accrochage des têtes de myosine sur l'actine, et ainsi engendrer le développement d'une force.

Cette zone de « dépolarisation-repolarisation » engendre un champ électrique qui se propage le long de la fibre. Lorsqu'on place deux électrodes EMG à proximité du muscle (sur la peau, par exemple), elles enregistrent le passage de ce champ électrique (Fig. 1). Ce signal est la différence de potentiel entre les deux électrodes ($VE = EB - EA$). Lorsque le champ électrique est loin des électrodes, celles-ci enregistrent le même signal et on a $EA = EB$ et $VE = 0$ (Fig. 1, a). Ensuite, la zone de dépolarisation s'approche de l'électrode A, on a EA inférieure à EB et le signal grandit (Fig. 1, b). Le signal est le plus grand lorsque la zone de dépolarisation passe sous l'électrode A mais pas encore sous l'électrode B (Fig. 1, c). Lorsque la zone de dépolarisation est détectée de la même façon par les deux électrodes, $EA = EB$ et $VE = 0$ (Fig. 1, d). Ensuite, la zone passe seulement sous l'électrode B et le signal devient négatif (Fig. 1, e), avant de ne plus être détecté par aucune des électrodes (Fig. 1, g). Le signal ainsi obtenu est appelé différence de potentiel extracellulaire.

L'EMG est la somme des différences de potentiels extracellulaires de toutes les fibres qui se contractent. L'amplitude de ce signal EMG est un reflet de la force mise en jeu par le muscle, mais elle varie aussi en fonction de beaucoup d'autres facteurs : type d'électrodes, taille et position des électrodes par rapport aux fibres qui se contractent, morphologie du sujet, résistance de la peau, types de contraction (concentrique ou excentrique), vitesse de contraction, etc. C'est pourquoi les comparaisons intra- et interindividuelles de l'amplitude des EMG sont difficiles à mettre en œuvre. Le lecteur intéressé par la relation entre EMG et force musculaire peut se référer au livre de Bouisset et Maton (1995) [1].

■ Traitement du signal EMG

Il existe plusieurs façons d'analyser le signal EMG [1]. La Figure 2 présente deux traitements classiques de l'activité musculaire au

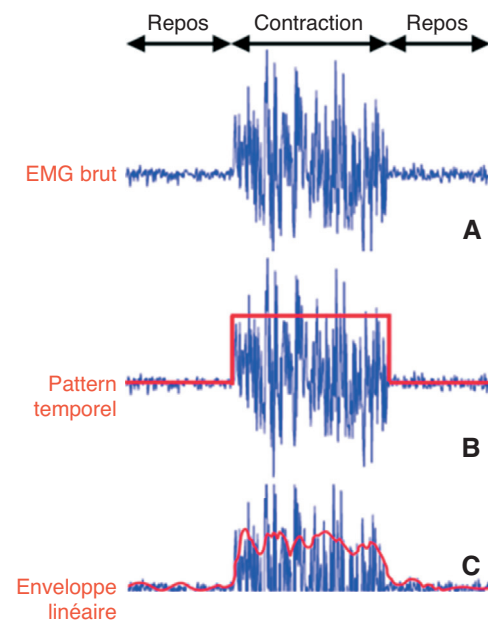


Figure 2.

A. Un exemple de signal EMG brut.

B. Le signal rouge représente le pattern temporel de l'EMG.

C. Le signal rouge représente l'enveloppe linéaire de l'EMG redressé.

cours de la marche : le pattern temporel et l'enveloppe linéaire. La Figure 2 A représente l'EMG brut tel qu'il est enregistré lors d'une contraction. Le signal rouge à la Figure 2 B représente le pattern temporel de l'EMG. Dans ce cas, on ne s'intéresse qu'au moment de la survenue de la contraction et à sa durée, et non pas à son intensité. Pour cela, l'expérimentateur fixe un seuil d'amplitude : sous ce seuil, le signal est bas et au-dessus de ce seuil, le signal est haut. Le signal rouge à la Figure 2 C représente l'enveloppe linéaire du signal. Il est obtenu en redressant l'EMG brut (c'est-à-dire en calculant sa valeur absolue) et en passant le signal redressé dans

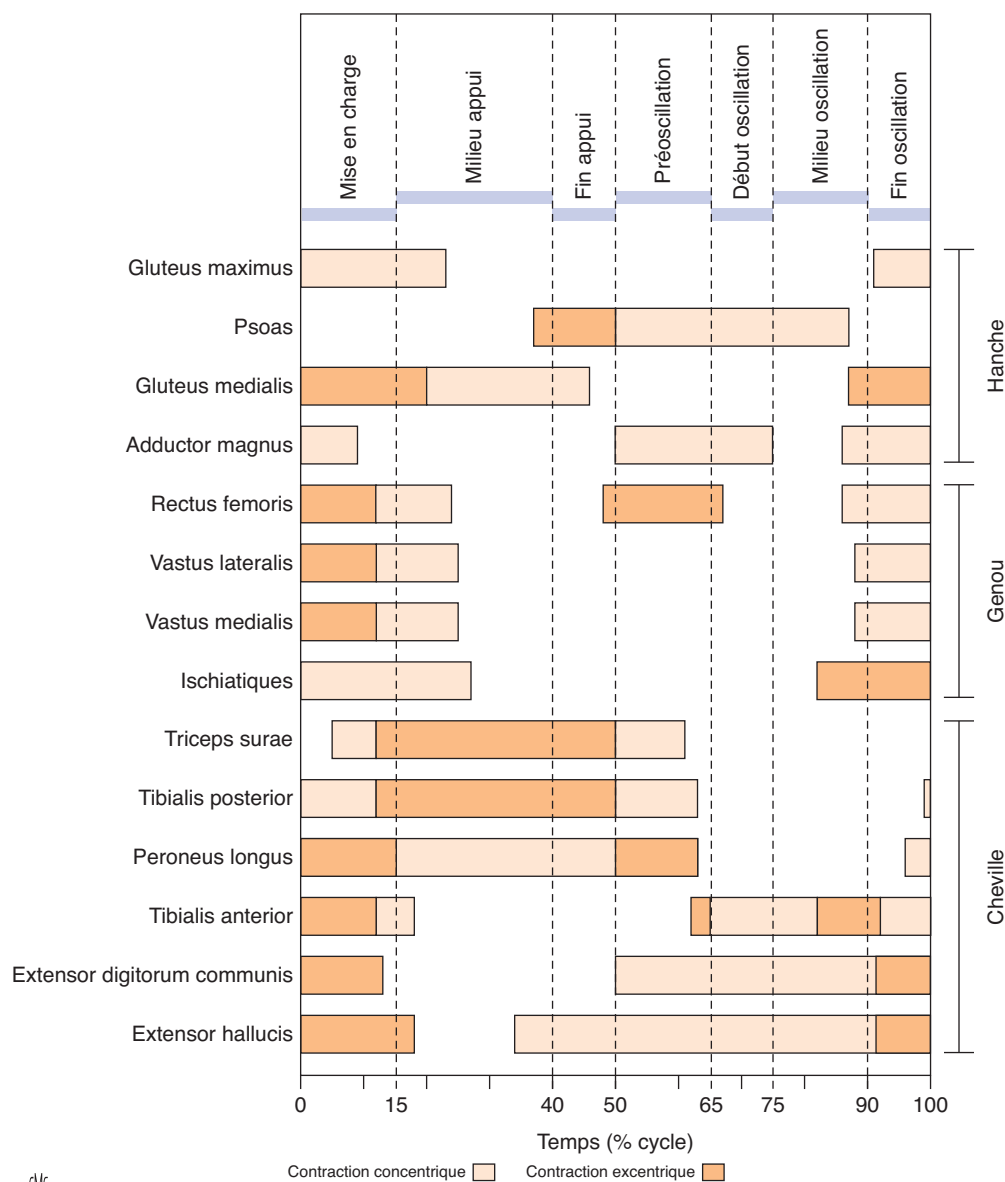


Figure 3. Pattern temporel type des muscles du membre inférieur au cours d'un cycle de marche à 4 km h⁻¹. Une contraction concentrique est présentée en beige et une contraction excentrique en brun. Cette présentation a l'inconvénient de ne pas indiquer l'intensité de la contraction.

un filtre passe-bas qui va suivre les contours (enveloppe) du signal redressé. Inman et al. (1981) [2] ont montré qu'au cours d'une contraction, l'enveloppe linéaire et la force musculaire évoluent de façon parallèle. Ces deux signaux augmentent et diminuent en même temps. L'évolution temporelle de l'enveloppe linéaire donne donc une idée qualitative de la façon dont la force du muscle change au cours de la contraction.

■ Action des principaux muscles du membre inférieur au cours d'un cycle de marche

Dans ce paragraphe, nous présenterons l'activité des principaux muscles ou groupes musculaires habituellement enregistrés dans le cadre de l'analyse de la marche pathologique. Ces tracés sont réalisés à vitesse intermédiaire (4 km h⁻¹). Nous présentons, ici, le pattern temporel de ces muscles (Fig. 3). Ces données proviennent du laboratoire du Pr Christine Detrembleur. Pour le lecteur intéressé, par l'évolution de l'amplitude de l'EMG au cours d'un cycle de marche, nous lui conseillons le livre de Winter (1991) [3].

À la Figure 3, nous pouvons observer que la plupart des muscles sont actifs pendant la mise en charge et au début de l'appui unipodal. Pendant le reste de la phase d'appui unipodal, seuls le

gluteus medialis et les muscles distaux sont actifs. Durant la phase oscillatoire, moins de muscles sont actifs. En effet, aux vitesses intermédiaires de marche (4 km h⁻¹), le membre inférieur oscille vers l'avant de façon quasi passive, comme dans un pendule [4]. À la fin de l'oscillation, les muscles de la hanche, du genou et de la cheville se contractent pour préparer le contact initial suivant.

Activités des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche

La Figure 4 présente le pattern temporel de deux des principaux fléchisseurs et extenseurs de la hanche : le muscle gluteus maximus pour l'extension et le muscle psoas pour la flexion. L'activité du gluteus maximus débute en fin d'oscillation pour initier l'extension de hanche avant le contact initial. Son activité est maximale pour contrôler la position de la hanche lors de la mise en charge [3]. Il réalise ensuite une contraction concentrique pour étendre la hanche et élever le centre de masse corporel (COM) sur la jambe portante en début de phase d'appui unipodale. Son activité s'arrête vers 30 % du cycle, lorsque le COM est à l'aplomb du pied porteur.

L'activité du muscle psoas débute, quant à elle, en fin d'appui par une contraction excentrique dont le but est de freiner le mouvement d'extension de la hanche. Cette contraction est immédiatement suivie par une contraction concentrique durant la phase préoscillatoire et en début d'oscillation pour initier

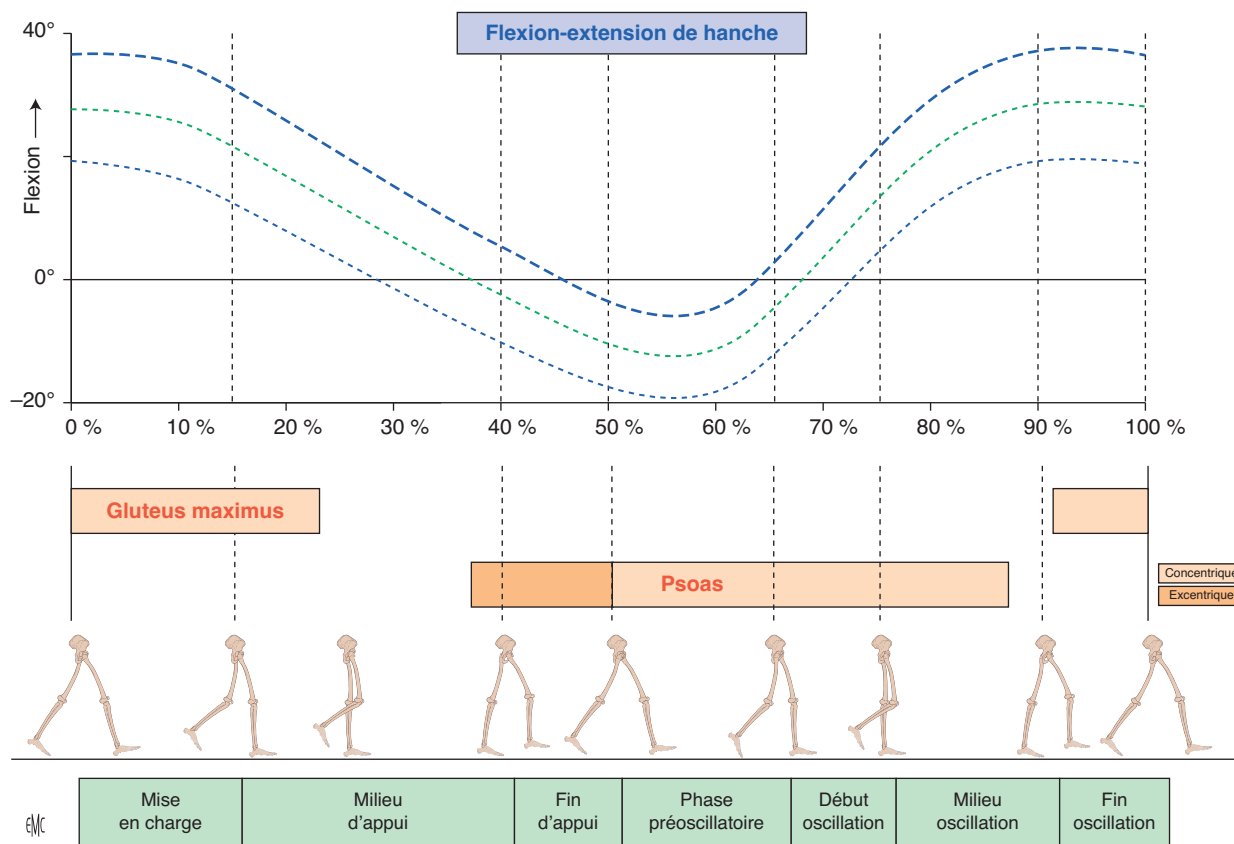


Figure 4. Le haut de la figure présente l'évolution temporelle de l'angle de flexion-extension de la hanche droite au cours de la marche à 4 km h^{-1} . Le milieu de la figure présente le pattern temporel des muscles glutéus maximus (extenseurs) et psoas (fléchisseur) au cours du cycle. Une contraction concentrique est présentée en beige et une contraction excentrique en brun. Les « stick men » au bas de la figure présentent la position du bassin et des segments du membre inférieur au début et à la fin de chaque phase du cycle.

la flexion du membre inférieur. Son activité s'arrête en fin d'oscillation lorsque la jambe s'étend sur la cuisse.

Activités des muscles abducteurs et adducteurs de hanche

La Figure 5 présente le pattern temporel de deux des principaux abducteurs et adducteurs de la hanche : le muscle glutéus medialis pour l'abduction et le muscle adductor magnus pour l'adduction. Lors de l'appui unipodal, le bassin bascule du côté de la jambe oscillante afin de réduire les changements de hauteur du COM lorsque le tronc passe au-dessus du pied porteur.

L'activité du muscle glutéus medialis débute en fin de phase oscillatoire avant le contact initial. Pendant la mise en charge, son activité est maximale [3]. Entre 0 et 30 % du cycle, le muscle glutéus medialis réalise une contraction excentrique pour contrôler le mouvement d'adduction de la hanche. Ensuite entre 30 et 45 % du cycle, il réalise une contraction concentrique pour ramener le bassin à l'horizontale. De ce fait, la hanche droite est en adduction lors du premier pas (Fig. 5 A). Son activité s'arrête en fin d'appui. Le bassin est proche de l'horizontale pendant la phase préoscillatoire et bascule du côté de la hanche droite pendant la phase oscillatoire. La hanche droite est alors en abduction (Fig. 5 B). Le mouvement de bascule du bassin durant le second pas est contrôlé par le glutéus medialis gauche.

Le muscle adductor magnus présente deux phases d'activité. La première débute à la fin de l'oscillation et se poursuit jusqu'à la fin de la mise en charge pour contrôler, avec le glutéus medialis, l'équilibre du bassin dans le plan frontal. La deuxième phase d'activité débute lors de la phase préoscillatoire pour lancer, avec le muscle psoas, la flexion du membre inférieur. La fonction de fléchisseur de hanche du muscle adductor magnus peut se comprendre grâce au schéma de la Figure 5 C. En effet, du fait de la position du bassin par rapport au fémur, ce muscle va « tirer »

le fémur vers l'avant, amorçant ainsi la flexion de hanche (Fig. 4, en haut). Il va également contrôler les mouvements latéraux du membre inférieur en début d'oscillation.

Activités des muscles rotateurs de hanche

Durant le contact initial et la mise en charge (entre 0 et 15 % du cycle), le membre inférieur gauche est en arrière du tronc et le membre inférieur droit en avant. De ce fait, la hanche droite est devant la hanche gauche [5]. Pendant le simple appui, le bassin pivote dans le plan transverse de façon à ce que la hanche gauche dépasse la hanche droite. Ce mouvement du bassin est lié à une rotation médiale de la hanche droite autour du membre en appui. Cette rotation médiale est provoquée par une contraction concentrique du muscle glutéus minimus droit (non représenté). Secondairement, ce muscle joue aussi un rôle stabilisateur du bassin avec le glutéus medialis. Durant le second pas, le bassin va effectuer une rotation médiale autour de la hanche gauche engendrée par une contraction concentrique du muscle glutéus minimus gauche. Pendant ce temps, le membre inférieur droit oscille vers l'avant. Cette oscillation est provoquée – entre autres – par le muscle adductor magnus qui lance la flexion de hanche et provoque en même temps une rotation latérale de la hanche droite [5].

Activités des muscles fléchisseurs-extenseurs du genou

La Figure 6 présente le pattern temporel de deux des principaux fléchisseurs et extenseurs du genou : le muscle quadriceps femoris pour l'extension et les muscles ischiatiques pour la flexion. Au niveau du quadriceps, les muscles rectus femoris, vastus lateralis et vastus medialis présentent une bouffée d'activité qui débute en fin de phase oscillatoire pour étendre le genou avant le contact

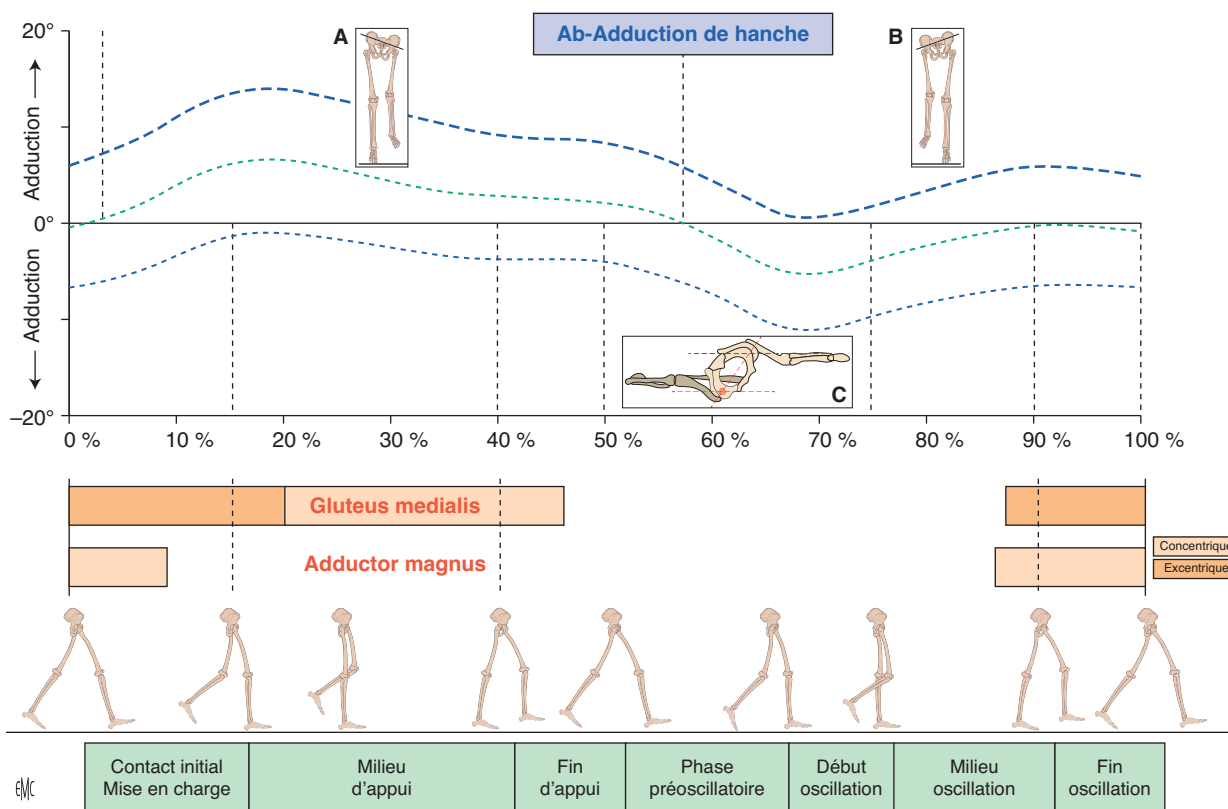


Figure 5. Le haut de la figure présente l'évolution temporelle de l'angle de ab-adduction de la hanche droite au cours de la marche à 4 km h⁻¹. Le milieu de la figure présente le pattern temporel des muscles gluteus medialis (abducteurs) et adductor magnus au cours du cycle. Autres indications comme à la Figure 4.

initial^[3]. Pendant la mise en charge, ces trois chefs musculaires réalisent une contraction excentrique pour contrôler la flexion du genou. Au début de la phase de simple appui, la contraction devient concentrique pour étendre le genou durant le milieu de l'appui. Le muscle rectus femoris présente également une seconde phase d'activité entre 50 et 70 % du cycle. Cette contraction excentrique du rectus femoris contrôle la flexion du genou engendrée par la contraction des gastrocnemii visant à étendre la cheville lors de la poussée du pied arrière (Fig. 7). Ensuite, en début de phase oscillatoire, le rectus femoris va se contracter concentriquement pour étendre le genou lors de l'oscillation du membre inférieur.

En fin de phase oscillatoire, la contraction excentrique des muscles ischiatiques a pour but de freiner l'extension du genou (Fig. 6). Durant le contact initial et la mise en charge, la contraction concentrique contrôle, avec le quadriceps femoris, la flexion du genou qui permet d'amortir le choc lié à la pose du pied au sol. Ensuite, les muscles ischiatiques sont silencieux pendant le reste de l'appui.

Activités des muscles fléchisseurs-extenseurs de la cheville

Durant la mise en charge, le muscle triceps surae, principalement le gastrocnemius lateralis et le soleus^[3], se contracte concentriquement pour contrôler, avec le muscle tibialis anterior, l'extension de la cheville lors de la pose du pied au sol (Fig. 7). Pendant le milieu et la fin de l'appui, le muscle triceps surae réalise une contraction excentrique pour contrôler la flexion de la cheville lorsque la partie supérieure du corps passe au-dessus du pied. Ensuite, en phase préoscillatoire, la cheville s'étend pour accélérer le COM vers l'avant (phase de poussée de la jambe arrière). Cette poussée est générée principalement par la contraction concentrique du muscle triceps surae.

Le muscle tibialis posterior est actif pendant toute la phase de simple appui. Ce muscle présente d'abord une activité modérée^[3]

pour contrôler, avec les peronei, l'équilibre latéral de la cheville lorsque le sujet est en appui unipodal. Ensuite, lors de la poussée du pied arrière, l'activité du tibialis posterior augmente en phase avec celle du muscle triceps surae. Cette action du muscle tibialis posterior génère une extension de la cheville, mais provoque également une supination du pied.

Comme le tibialis posterior, le muscle peroneus longus est actif pendant toute la phase de simple appui. Au début du cycle, ce muscle se contracte pour stabiliser, avec le tibialis posterior, la cheville latéralement lors de la station unipodale. Ensuite durant la phase de poussée du pied arrière, la contraction du peroneus longus augmente en phase avec celles du triceps surae et du tibialis posterior^[3]. Cette contraction du peroneus longus « ramène » le pied en pronation pour contrecarrer l'action « supinatrice » du tibialis posterior. Notons que le muscle peroneus brevis (non représenté) présente une activité similaire à celle du muscle peroneus longus, avec toutefois un léger retard par rapport à ce dernier.

Le muscle tibialis anterior présente deux phases d'activité (Fig. 7). La première a lieu entre 0 et 35 % du cycle. Tout d'abord, au contact initial et durant la mise en charge, le muscle réalise une contraction excentrique pour contrôler l'extension de la cheville lors la pose du pied au sol. Cette contraction est suivie par une contraction concentrique qui initie le mouvement de flexion de la cheville pour élever le COM au-dessus du pied portant, durant le milieu d'appui. Le muscle tibialis anterior se contracte également durant la phase oscillatoire pour relever le pied en flexion afin que celui-ci n'accroche pas le sol lors du passage du pas.

Notons également que les muscles extensor digitorum communis et extensor hallucis (Fig. 3 en bas) présentent un pattern d'activité similaire à celui du tibialis anterior (Fig. 7). Ils contrôlent la pose du pied au sol lors de la mise en charge et ils relèvent le pied et les orteils lors de la phase oscillatoire. Ces muscles sont également actifs en fin d'appui et durant la phase préoscillatoire pour étendre la cheville lors de la poussée du pied arrière.

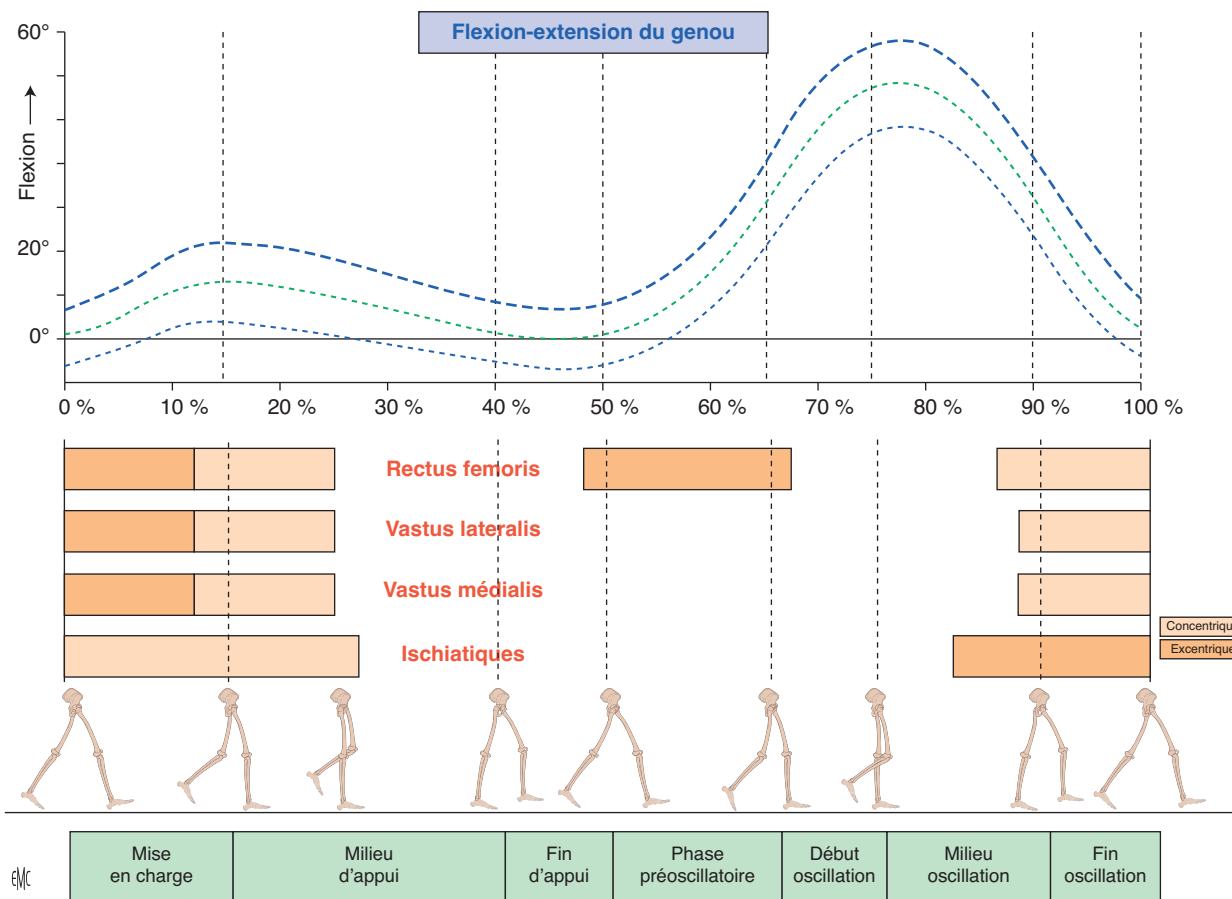


Figure 6. Le haut de la figure présente l'évolution temporelle de l'angle de flexion-extension du genou droit au cours de la marche à 4 km h^{-1} . Le milieu de la figure présente le pattern temporel des muscles rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis (extenseurs) et des muscles ischiatiques (fléchisseurs) au cours du cycle. Autres indications comme à la Figure 4.

■ Influence de la vitesse de progression sur l'activité musculaire au cours de la marche

La vitesse de progression modifie à la fois le pattern temporel du signal EMG et l'intensité des contractions musculaires. Un exemple est illustré à la Figure 8 où l'on observe l'évolution de l'enveloppe linéaire du triceps surae en fonction de la vitesse de marche. Quand la vitesse de progression augmente, l'activité du muscle s'intensifie et la durée relative (en pourcentage du cycle) de la contraction s'allonge. L'effet de la vitesse sur la contraction musculaire est similaire dans la plupart des muscles étudiés. Ceci peut également être observé sur la Figure 9 : l'enveloppe linéaire des différents muscles étudiés augmente en amplitude avec la vitesse de marche. De plus, dans la plupart des muscles, lorsqu'il est exprimé en pourcentage du cycle, le pattern temporel s'allonge.

Notons que l'analyse de la marche pathologique porte principalement sur les modifications du pattern temporel de l'activité musculaire. Lorsque la marche du patient est modifiée par la pathologie, celui-ci se déplace à des vitesses plus lentes que lors de la marche normale. Il est donc important de pouvoir distinguer entre les effets d'une réduction de la vitesse de progression de ceux liés à la pathologie. Pour cela, il conviendra de comparer le pattern temporel de l'activité musculaire d'un patient avec celui d'un individu sain marchant à la même vitesse [6].

■ Synergies musculaires

Le corps humain peut être modélisé comme un système multisegmentaire polyarticulé. Suivant sa forme, chaque articulation

possède plusieurs degrés de liberté. Lors de praxies – simples ou complexes – chaque segment effectue des mouvements de translation et de rotation qui doivent être coordonnés entre eux pour arriver au but fixé. Ces actions nécessitent l'activation de nombreux muscles.

Dans la marche par exemple, chaque membre inférieur compte plus de 50 muscles, dont au moins la moitié participe activement à la régulation du mouvement dans le plan sagittal [3]. En théorie, le système nerveux central (SNC) pourrait contrôler chaque muscle individuellement, indépendamment des autres. Dans ce cas, le contrôle moteur serait extrêmement fractionné et les composantes motrices élémentaires correspondraient chacune à un degré de liberté individuelle. Une telle stratégie de contrôle individuel de chaque muscle serait difficile à mettre en œuvre et à implémenter, entre autres en raison des contraintes mécaniques et neuronales [8, 9].

L'exécution fluide de mouvements multisegmentaires, comme la marche normale, suggère que le SNC a résolu le problème d'une façon plus appropriée [10, 11]. L'hypothèse qui prévaut aujourd'hui est que des patterns de base d'activation musculaire (également appelé synergie musculaire) représentent des composants élémentaires ou des « blocs de construction » pour la génération des mouvements des membres. Ces synergies de base seraient utilisées afin de simplifier le contrôle du mouvement, en réduisant le nombre de degrés de liberté : comme un chef d'orchestre communique à des groupes de musiciens plutôt qu'à chaque musicien de manière individuelle, le SNC émettrait une série temporelle de signaux de commande – les synergies (Fig. 10) – qui activerait de manière coordonnée des groupes de muscles.

Durant la marche, plusieurs études démontrent que l'EMG des muscles des membres inférieurs peut être adéquatement reconstruite en tant que combinaison linéaire de 4 (voire 5) synergies de base [12-15], chacune étant temporellement associée à une phase différente du cycle de marche (Fig. 11). Ces synergies semblent

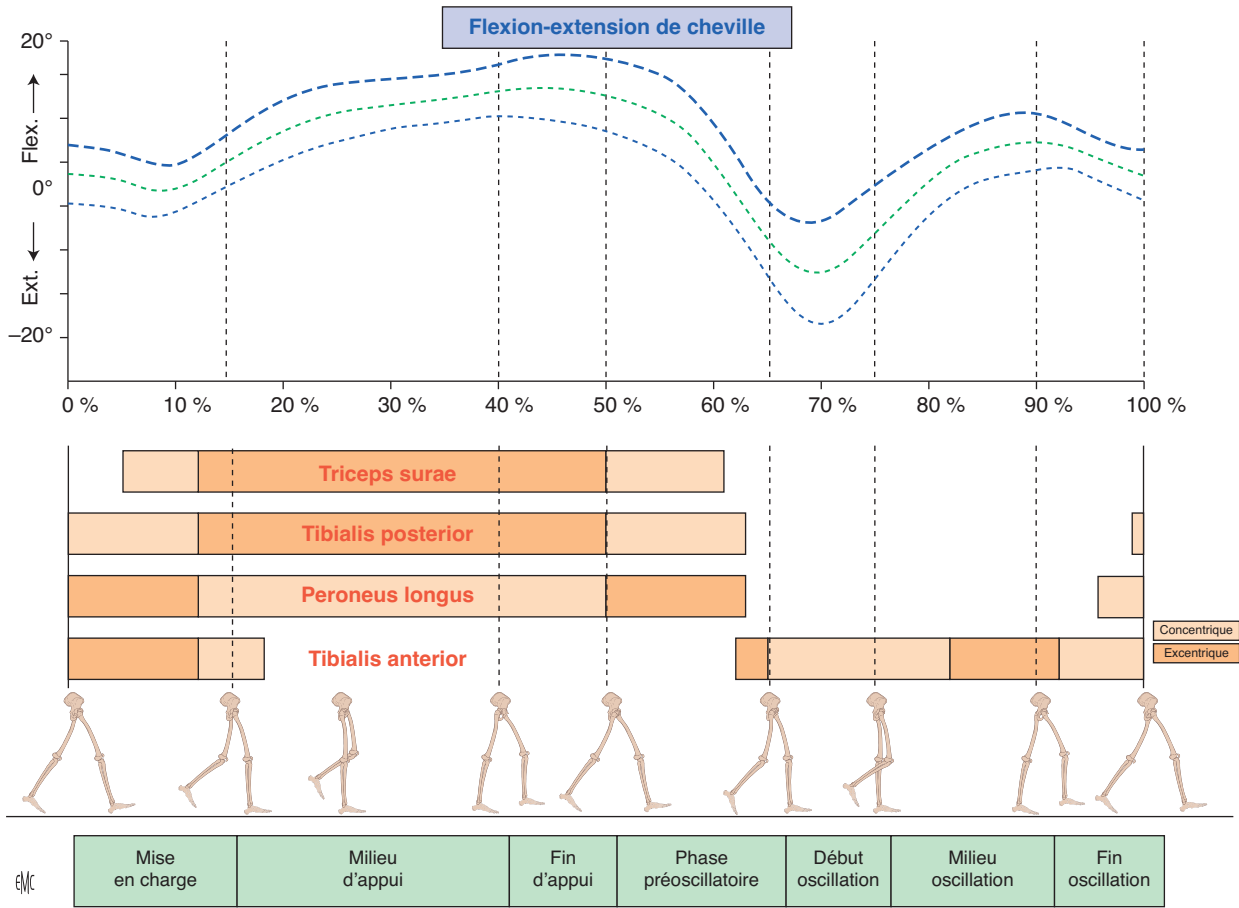


Figure 7. Le haut de la figure présente l'évolution temporelle de l'angle de flexion-extension de la cheville droite au cours de la marche à 4 km h⁻¹. Le milieu de la figure présente le pattern temporel des muscles triceps surae, tibialis posterior, peroneus longus (extenseurs) et des muscles tibialis anterior (fléchisseur) au cours du cycle. Flex. : flexion ; Ext. : extension. Autres indications comme à la Figure 4.

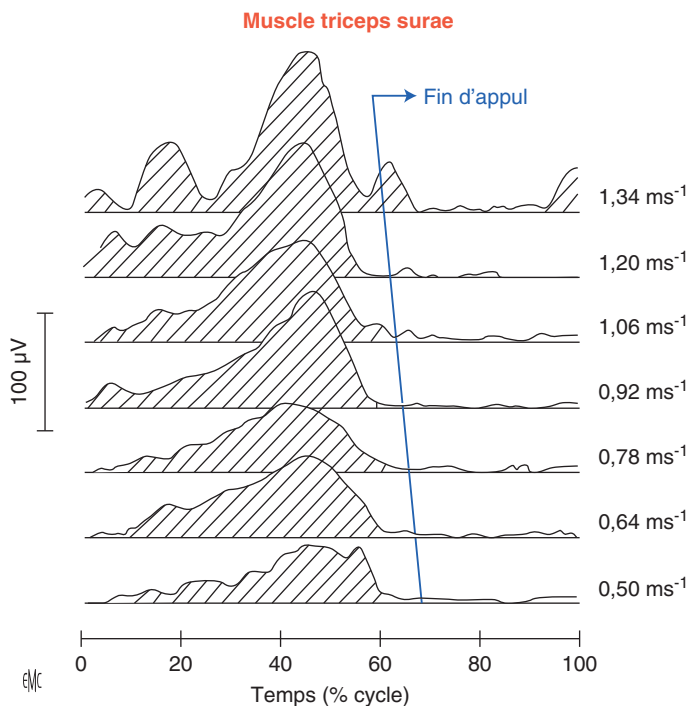


Figure 8. Évolution du pattern temporel et de l'amplitude de l'enveloppe linéaire du muscle triceps surae droit à des vitesses de marche comprises entre 0,5 m s⁻¹ (1,8 km h⁻¹) et 1,34 m s⁻¹ (4,8 km h⁻¹), par incrément de 0,5 km h⁻¹ (d'après [6]).

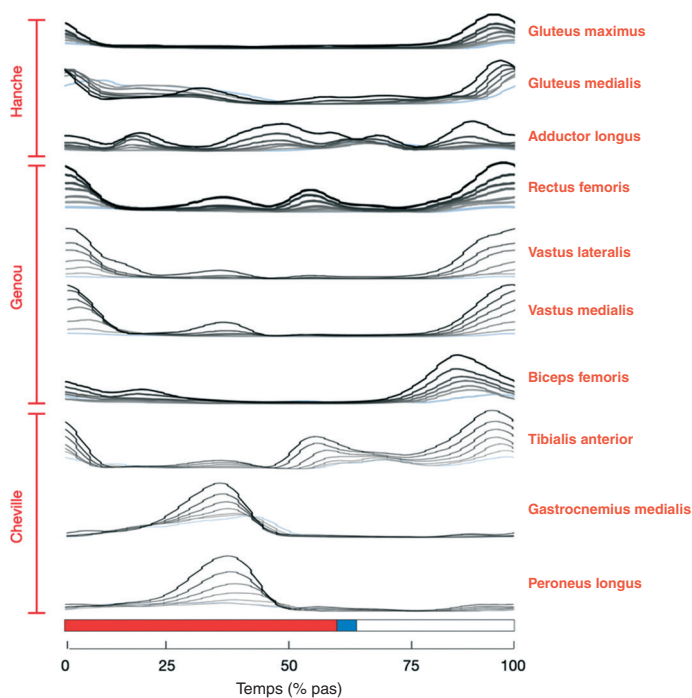


Figure 9. Évolution du pattern temporel et de l'amplitude de l'enveloppe des EMG de 10 muscles du membre inférieur droit à différentes vitesses de marche. La couleur grise la plus claire correspond à une vitesse de 1 km h^{-1} et la plus foncée à 6 km h^{-1} . L'amplitude des EMG est exprimée en unités arbitraires. La barre rouge et la barre bleue, au bas de la figure, correspondent à la phase d'appui droit lors de la marche à 1 km h^{-1} . Plus la vitesse de marche augmente, plus la durée relative de la phase d'appui diminue. La ligne rouge seule correspond à la phase d'appui lors de la marche à 6 km h^{-1} (d'après [7]).

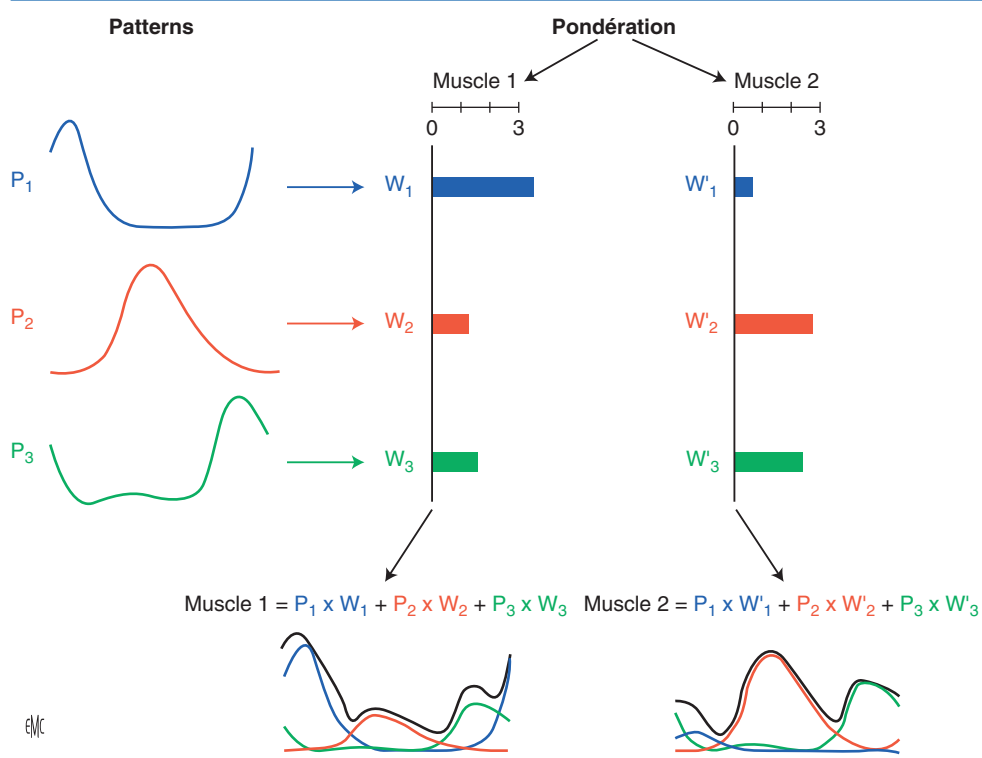


Figure 10. Exemple imaginaire illustrant comment l'activité de deux muscles peut être obtenue comme la somme pondérée de trois patterns temporels de base. Le SNC génère trois patterns de base P_1 (bleu), P_2 (rouge) et P_3 (vert). Pour le muscle 1, ces patterns sont pondérés, multipliés par W_1 , W_2 et W_3 respectivement puis additionnés pour générer l'activation musculaire globale (enveloppe noire). Idem pour le muscle 2, avec les pondérations W'_1 , W'_2 et W'_3 , (d'après [10]).

avoir un rôle spécifique : le pattern d'activation P_1 implique principalement les extenseurs de la hanche et du genou, plus (dans une moindre mesure) les fléchisseurs de la cheville. P_1 contribue à la mise en charge de la jambe droite au contact du talon et en début de phase d'appui. Le pattern d'activation P_2 , quant à lui, met en jeu les muscles extenseurs de la cheville et contribue au soutien du corps et à sa propulsion vers l'avant en fin de phase d'appui. Le pattern d'activation P_3 recrute les muscles fléchisseurs de la cheville et ceux de la hanche ; ce pattern contribue à la levée du pied en début et en milieu d'oscillation. Pour finir, le pattern d'activation P_4 active les muscles ischiojambiers qui vont ralentir le membre oscillant en fin de cycle, afin de préparer le contact du talon et de stabiliser le bassin avant le contact initial suivant.

En pratique clinique, la connaissance des synergies musculaires revêt une importance particulière dans la réhabilitation post-lésionnelle et la gestion des troubles moteurs. Les paramètres évalués sont : le nombre de synergies présentes lors de la réalisation d'un mouvement, la durée d'activation de chaque synergie, leur timing d'activation et leur structure spatiale (quels muscles sont activés par ce pattern d'activation). Leur évaluation permet de concevoir des programmes de rééducation personnalisés. La compréhension des synergies musculaires guide également le développement de technologies d'assistance et d'appareils médicaux visant à restaurer la fonction motrice chez les individus atteints de déficiences physiques. Ainsi, l'étude de synergies musculaires ouvre la voie à des applications cliniques innovantes,

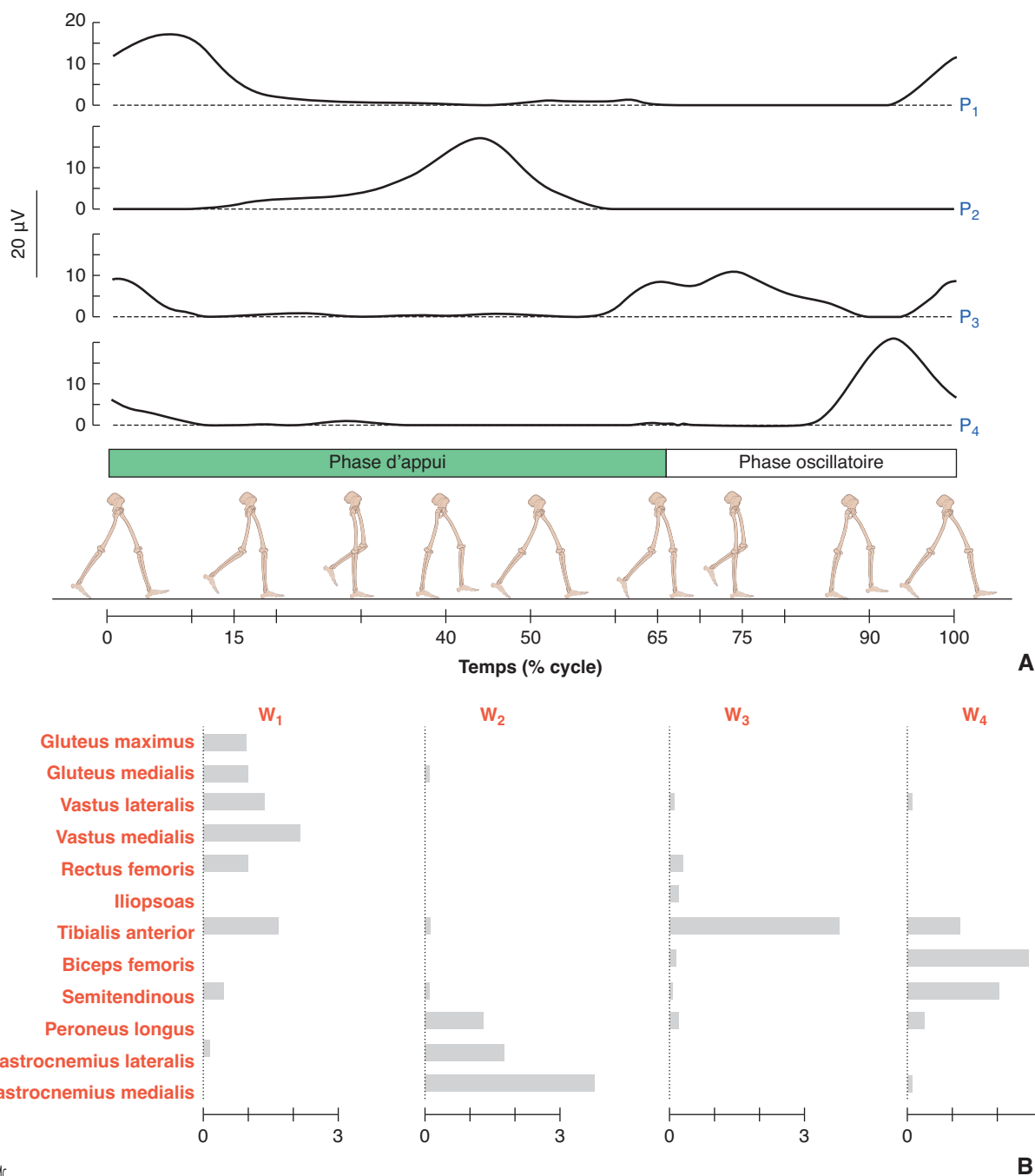


Figure 11. A. Lors de la marche sur un tapis roulant à 5 km h⁻¹, quatre synergies sont mises en évidence et peuvent être chacune associées à une phase différente du cycle de marche : la synergie P₁ contrôle la mise en charge, P₂ est associée la phase d'appui unipodale et à la propulsion du COM vers l'avant en fin de phase d'appui, P₃ contrôle la levée du pied et de la jambe en milieu d'oscillation, et P₄ permet de ralentir le membre oscillant en fin de cycle. B. L'analyse des pondérations met en évidence les muscles qui sont impliqués dans chacune de ces quatre phases (d'après [10]).

374 améliorant la qualité de vie des personnes affectées par des
375 troubles moteurs.

376 ■ Conclusion

377 La marche est un moyen de locomotion pédestre qui consiste à
378 transférer le poids du corps successivement d'un membre inférieur
379 vers l'autre. Pendant qu'un membre soutient le poids du corps,
380 l'autre membre oscille vers l'avant pour préparer l'appui suivant.
381 Cette activité motrice complexe nécessite l'action de nombreux
382 muscles qui doivent être coordonnés entre eux pour intervenir

383 chacun au moment le plus opportun en développant la force la
384 plus appropriée.

385 Dans ce chapitre, après avoir rappelé l'origine du signal EMG,
386 nous avons décrit le rôle des principaux groupes musculaires du
387 membre inférieur dans l'exécution de ce mouvement qu'est la
388 marche. Nous terminons en présentant les hypothèses les plus
389 récentes sur la façon dont le SNC s'organise pour coordonner
390 l'activité de ces dizaines de muscles au cours du cycle. Un peu
391 à la manière d'un chef qui dirige son orchestre en donnant ses
392 instructions à des groupes de musiciens (et non pas à chaque musi-
393 cien individuellement), le SNC générerait 4 à 5 patterns d'activité
394 (appelés synergies) qui activeraient les muscles aux moments cru-
395 ciaux du cycle de marche. Ces synergies seraient ensuite modulées

pour que chaque muscle puisse développer la force nécessaire, et ainsi réaliser un travail musculaire au moment propice.

Pour des raisons diverses, certaines pathologies perturbent cette coordination et, par conséquent, diminuent les capacités locomotrices du patient, perturbant ainsi ses activités de la vie journalière. Afin d'optimiser la rééducation, il est important que le kinésithérapeute sache à quel moment du cycle chaque groupe musculaire intervient et connaisse la raison de cette intervention.

■ Références

- [1] Bouisset S, Maton B. *Muscles, postures et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique*. Paris: Hermann, éditeur des sciences et des arts; 1995.
- [2] Inman VT, Ralston H, Todd F. *Human Walking*. Lewiston: Edwin Mellen Press Ltd; 1981, 169 p.
- [3] Winter DA. *The biomechanics of motor control and human gait: normal, elderly and pathological*. Ontario: University of Waterloo Press; 1991.
- [4] Mochon S, McMahon TA. Ballistic walking. *J Biomech* 1980;**13**: 49–57.
- [5] Willems PA, Detrembleur C, Schepens B, Dewolf AH. Cinématique de la marche normale, *EMC* 2024. In press.

- [6] Detrembleur C, Willems P, Plaghki L. Does walking speed influence the time pattern of muscle activation in normal children? *Dev Med Child Neurol* 1997;**39**:803–7.
- [7] Dewolf AH, Ivanenko YP, Zelik KE, Lacquaniti F, Willems PA. Differential activation of lumbar and sacral motor pools during walking at different speeds and slopes. *J Neurophysiol* 2019;**122**:872–87.
- [8] Schieber MH, Santello M. Hand function: peripheral and central constraints on performance. *J Appl Physiol (1985)* 2004;**96**:2293–300.
- [9] Van Duinen H, Gandevia SC. Constraints for control of the human hand. *J Physiol* 2011;**589**(Pt 23):5583–93.
- [10] Lacquaniti F, Ivanenko YP, Zago M. Patterned control of human locomotion. *J Physiol* 2012;**590**(10):2189–99.
- [11] Soechting JF, Lacquaniti F. Invariant characteristics of a pointing movement in man. *J Neurosci* 1981;**1**:710–20.
- [12] Capellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol* 2006;**95**:3426–37.
- [13] Davis BL, Vaughan CL. Phasic behavior of EMG signals during gait: Use of multivariate statistics. *J Electromyogr Kinesiol* 1993;**3**: 51–60.
- [14] Leonardo G, Nielsen JF, Felici F, Ivanenko YP, Farina D. Impulses of activation but not motor modules are preserved in the locomotion of subacute stroke patients. *J Neurophysiol* 2011;**106**:202–10.
- [15] Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol* 2004;**556**:267–82.

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

B. Schepens.

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

C. Detrembleur.

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

A.H. Dewolf.

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

Toute référence à cet article doit porter la mention : Willems PA, Schepens B, Detrembleur C, Dewolf AH. Activité musculaire au cours de la marche normale. *EMC - Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation* 2024;0(0):1-10 [Article 26-007-B-80].