



Liberté • Égalité • Fraternité

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE



Institut Régional de
Formation aux Métiers
de Rééducation
et de Réadaptation
Pays de la Loire
MASSO-KINESITHÉRAPIE

Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et Réadaptation
Pays de la Loire.

54, rue de la Baugerie - 44230 SAINT- SÉBASTIEN SUR LOIRE

**Métriologie des modalités d'évaluation de la marche
chez les personnes amputées
transtibiales et transfémorales :
une analyse de la littérature**

Emma OIZILLON

Mémoire UE28

Semestre 8

Année scolaire : 2019-2020

REGION DES PAYS DE LA LOIRE



AVERTISSEMENT

Les mémoires des étudiants de l'Institut Régional de Formation aux Métiers de la Rééducation et de la Réadaptation sont réalisés au cours de la dernière année de formation MK.

Ils réclament une lecture critique. Les opinions exprimées n'engagent que les auteurs. Ces travaux ne peuvent faire l'objet d'une publication, en tout ou partie, sans l'accord des auteurs et de l'IFM3R.

Remerciements

Merci à mon directeur de mémoire pour son investissement, sa disponibilité et ses conseils avisés tout au long de l'élaboration de ce travail.

Merci à ma copilote de mémoire qui a toujours su me motiver lors de ce projet.

Merci à BB de m'avoir encouragée et supportée durant cette année.

Résumés et mots-clés

Introduction : La marche permet à l'Homme d'être autonome, indépendant et lui apporte une certaine qualité de vie. La population d'amputés du membre inférieur présente des déviations par rapport à la marche de « référence ». Alors, il est nécessaire pour les thérapeutes de bien analyser la marche de ces personnes pour leur proposer un plan d'action thérapeutique adapté à leur limitation d'activité. Le *gold standard* de l'évaluation de la marche est l'analyse quantifiée de la marche. Cependant, cette méthode n'est pas facilement accessible, alors les thérapeutes ont recours à des tests cliniques.

Matériel et méthodes : Ce travail a pour objectif, à travers une revue de littérature, 1) d'identifier les tests cliniques pour les amputés du membre inférieur qui évaluent les mêmes paramètres que l'analyse quantifiée de la marche et 2) d'étudier leur propriété métrologique. Pour cela, quatre bases de données ont été interrogées : ScienceDirect, PubMed, DiTA et Sralab.

Résultats : Trois tests évaluent la composante énergétique de la marche : le 2MWT, le 6MWT et le PCI. Un seul permet d'analyser les paramètres cinématiques de la marche : le POGS. Le 2MWT, le 6MWT et le PCI ont une excellente fiabilité intra-examineur (CCI=[0,90 ; 0,96], CCI=0,97 et CCI=0,97 respectivement). Le POGS ne semble pas fiable (CoR=3). Le 2MWT n'est pas valide par rapport au SF-36 et à la Houghton Scale ($r=0,22$; $r=0,47$ respectivement). Le PCI est valide par rapport au 2MWT et au TUG ($r=0,95$; $r=0,72$ respectivement).

Discussion : Le 2MWT et le PCI semblent être les deux tests les plus pertinents à utiliser pour analyser la marche des amputés du membre inférieur vis-à-vis de leur propriété métrologique. Cependant, ces tests ne sont pas exhaustifs dans l'évaluation d'une marche appareillée. De futures recherches sont nécessaires pour évaluer d'autres déterminants de la marche tels que les paramètres psychosocial, fonctionnel, d'autonomisation et de prothésisation.

Mots-clés

- Amputation
- AQM
- Marche
- Tests cliniques

Abstracts and keywords

Introduction: Walking allows Man to be autonomous, independent and brings him a certain quality of life. The lower limb amputee population has deviations from the "baseline" walk. Thus, it is necessary for therapists to carefully analyze the walk of these people to offer them a therapeutic action plan adapted to their activity limitation. The gold standard for gait evaluation is the clinical gait analysis. However, this method is not easily accessible, so therapists resort to clinical tests.

Material and methods: The aim of this work, through a literature review, is to 1) identify clinical tests for lower limb amputees which assess the same parameters as the clinical gait analysis and to 2) study their metric properties. For this, four databases were queried: ScienceDirect, PubMed, DiTA and Sralab.

Results: Three tests evaluate the energy component of walking: the 2MWT, the 6MWT and the PCI. Only one makes it possible to analyze the kinematic parameters of walking: the POGS. The 2MWT, the 6MWT and the PCI have excellent intra-examiner reliability (ICC = [0.90 ; 0.96], ICC = 0.97 and CCI = 0.97 respectively). The POGS does not seem reliable (CoR = 3). The 2MWT is not valid compared to the SF-36 and the Houghton Scale ($r = 0.22$; $r = 0.47$ respectively). The PCI is valid compared to the 2MWT and the TUG ($r = 0.95$; $r = 0.72$ respectively).

Discussion: The 2MWT and the PCI seem to be the two most relevant tests to use for analyzing the walk of lower limb amputees with regard to their metric properties. However, these tests are not exhaustive in the evaluation of a prosthetic walk. Future researchs are needed to assess other determinants of gait such as psychosocial, functional, empowerment and prosthetic parameters.

Keywords

- Amputation
- CGA
- Clinical tests
- Gait

Sommaire

1	Introduction.....	1
2	Cadre conceptuel	2
2.1	La marche physiologique.....	2
2.2	Analyse de la marche	12
2.3	La population d’amputés du membre inférieur	18
3	Problématique et question de recherche	25
4	Matériel et méthodes	26
4.1	Stratégie de recherche	26
4.2	Démarche de sélection des articles.....	27
5	Résultats.....	29
5.1	Présentation des tests cliniques évaluant les paramètres de l’AQM.....	29
5.2	Qualités méthodologiques des publications retenues.....	31
5.3	Qualités métrologiques des tests évaluant les paramètres de l’AQM.....	34
6	Discussion.....	38
6.1	Interprétations des résultats.....	38
6.2	Implication professionnelle	41
6.3	Les tests fonctionnels	42
6.4	Perspectives de notre analyse de la littérature.....	45
6.5	Limites de nos articles retenus.....	46
7	Conclusion	47
	Références bibliographiques et autres sources	48

Annexes 1 à 5

1 Introduction

Selon la classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé, la marche permet à l'Homme d'être indépendant et autonome dans ses activités de la vie quotidienne. Egalement, elle lui apporte une certaine qualité de vie (1). Alors, si un individu développe un trouble de la marche, cela l'exposera à un handicap le limitant dans ses activités.

Les personnes amputées du membre inférieur font partie de la population présentant des déviations par rapport à la marche physiologique. Elles sont majoritairement représentées par des personnes âgées de plus de 65 ans (2). Or, aujourd'hui nous assistons à une situation de vieillissement démographique, d'après les données de l'Organisation Mondiale de la Santé (3). L'incidence du nombre d'amputés ne cesse d'augmenter. Cette population présente des différences cinétiques, cinématiques et de dépenses énergétiques vis-à-vis de la population saine (4).

Alors, il est essentiel pour les professionnels de santé d'évaluer la marche des amputés du membre inférieur. Ainsi, un plan d'action thérapeutique se construira en se basant sur ces données afin de restaurer une marche efficiente à ces patients (5).

Le *gold standard* de l'évaluation de la marche est l'analyse quantifiée de la marche. C'est un outil reproductible, sensible et valide. Cependant, il est onéreux, long à interpréter et demande la présence de plusieurs professionnels formés à cette pratique. Il est donc difficile de l'utiliser pour toute la population (6).

Néanmoins, d'autres modalités d'évaluation de la marche sont à la disposition des professionnels de santé tels que les tests cliniques. Il en existe énormément, évaluant des paramètres de la marche variés.

L'objectif de ce travail est d'identifier les tests cliniques se rapprochant le plus de l'analyse quantifiée de la marche chez les amputés du membre inférieur. Egalement, il s'agira d'évaluer la qualité métrologique de ces tests.

2 Cadre conceptuel

2.1 La marche physiologique

2.1.1 Définition et aspect fonctionnel

La marche humaine est une grande caractéristique de notre espèce. En effet, c'est le moyen de locomotion le plus fréquemment privilégié pour les courtes distances (6,7). Armand l'a défini comme « un déplacement consistant en une translation de l'ensemble du corps, consécutive à des mouvements de rotations. Elle utilise une répétition de mouvements des segments corporels pour déplacer le corps vers l'avant tout en maintenant l'équilibre » (8).

La Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF), créée par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), permet de décrire des situations relatives au fonctionnement humain et aux restrictions qu'il peut subir. La CIF caractérise la marche comme « avancer à pied, pas à pas, de manière qu'au moins un des pieds soit toujours au sol, comme se promener, déambuler, marcher en avant, marcher en arrière ou sur le côté. » La marche fait partie des activités et participation de la vie courante. Une activité signifie l'exécution d'une tâche ou le fait de faire quelque chose. La participation traduit le fait de prendre part à une situation de la vie réelle (1). Selon Baker et al., la marche permet la réalisation de nombreuses activités de la vie quotidienne (AVQ), la pratique du sport, facilite les activités sociales et est nécessaire dans certaines professions (6). Ainsi, un trouble de la marche devient un handicap limitant les AVQ et restreint les activités en lien avec la société (1,6).

- **Indépendance**

La marche apporte l'indépendance et une meilleure qualité de vie à un individu (6). L'indépendance fonctionnelle désigne la capacité d'une personne à effectuer une activité par elle-même sans aide physique, psychique ou sociale. Un déséquilibre d'ordre environnemental et/ou personnel entrainera une dépendance de l'individu dans ses AVQ (1).

- **Qualité de vie**

Selon l'OMS, la qualité de vie est une la façon dont les individus perçoivent leur place dans l'existence, dans le contexte de la culture et du système de valeurs dans lesquels ils vivent et en relation avec leurs objectifs, attentes, normes et inquiétudes. C'est une combinaison de six facteurs : physique, psychologique, degré d'indépendance, relations sociales,

environnement et convictions. Elle s'accommode avec la vision multifactorielle du handicap. De plus, la sévérité de la déficience est corrélée significativement à la qualité de vie. Ce qui signifie que plus un patient développe une marche caractérisée de pathologique, plus on observera une dégradation sévère de sa qualité de vie (9).

2.1.2 Cycle de la marche

2.1.2.1 Phases

Un cycle de marche a été établi afin de pouvoir décrire une référence sur la marche et d'en déduire toute variation pathologique à partir d'un cycle standardisé. Un cycle est défini pour un membre inférieur réalisant une foulée, soit un pas de chaque membre inférieur. Il commence par le contact initial du pied au sol et se termine juste avant le contact initial suivant de ce même pied. Le cycle de marche est divisé en deux phases. La première est la phase d'appui, durant laquelle le membre inférieur est en contact avec le sol. La seconde est la phase oscillante, durant laquelle le pied avance dans l'air (10).

Michael W. Whittle (11) a défini sept événements qui divisent le cycle de marche en sept périodes (Figure 1). La phase d'appui est séparée en quatre parties. La première est la mise en charge, *loading response*, elle démarre par le contact initial du pied au sol et se prolonge jusqu'à ce que le pied controlatéral quitte le sol. L'objectif est de transférer le poids du corps vers la jambe en phase d'appui et de conserver la vitesse et l'équilibre. L'étape qui suit est le milieu de la phase d'appui, *mid-stance*, elle est caractérisée par un appui unipodal où le pied est à plat et s'achève lorsque le talon se met à décoller du sol. Ensuite, le cycle continue avec la fin de la phase d'appui, *terminal stance*, le membre inférieur est en appui sur l'avant-pied. Enfin, la dernière étape de la phase d'appui est la phase pré-oscillante, *pre-swing*, elle débute quand le pied controlatéral est de nouveau en contact avec le sol et se finit lorsque l'hallux du pied ipsilatéral quitte le sol. Le but de cette période est de propulser le corps vers l'avant et d'avancer le membre oscillant controlatéral.

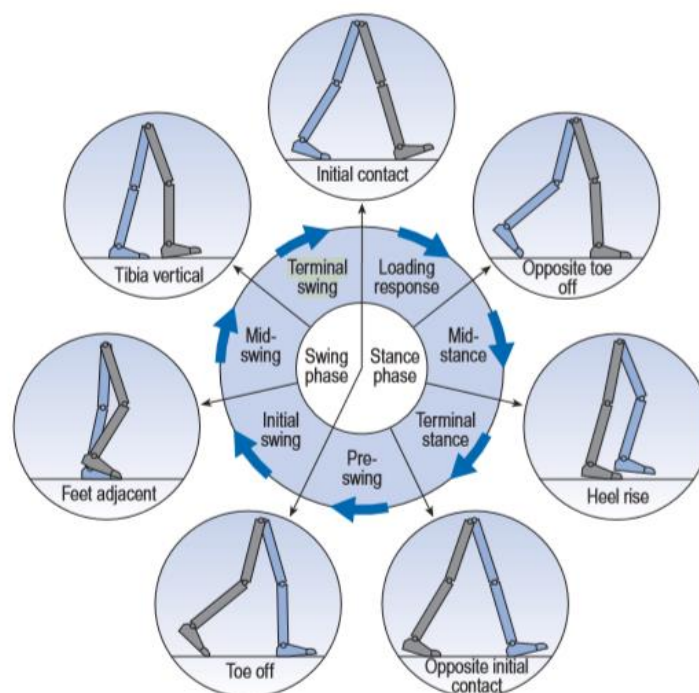


Figure 1 Positions des membres pendant le cycle de la marche d'après Whittle (11)

La phase oscillante est divisée en trois parties. En premier, le début de l'oscillation, *initial swing*, prend la suite de la phase d'appui et perdure jusqu'à ce que le pied oscillant croise le membre en appui. En second, le milieu de l'oscillation, *mid-swing*, se finalise quand le tibia est à la verticale. Pour finir, la dernière étape qui clos le cycle de la marche est la fin de l'oscillation, *terminal swing*, elle s'arrête avant que le pied ne reprenne contact avec le sol (11).

Lors d'une marche physiologique, la phase d'appui représente 60% du temps du cycle de la marche et la phase oscillante représente les 40% restants. Au début de la phase d'appui, pendant la période de mise en charge, les deux membres inférieurs sont en contact avec le sol jusqu'à ce que les orteils controlatéraux ne décollent du sol. Ce temps de double appui correspond à 10% du cycle de la marche. La phase pré-oscillante, *pre-swing*, est caractérisée par le deuxième temps de double appui. Cette période représente également 10% du cycle de la marche (Figure 2). Ces temps de double appui sont caractéristiques de la marche. Lorsque que la vitesse de la marche augmente, ces temps diminuent et la course commence lorsqu'il n'y a plus de temps de double appui (11,12).

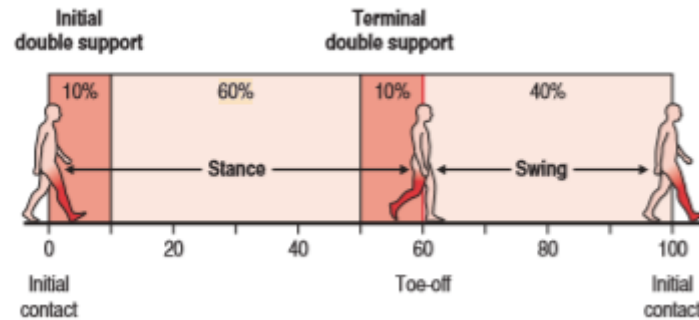


Figure 2 Division du cycle de la marche d'après Kirtley (12)

2.1.2.2 Articulations et muscles en jeu

La marche peut être décrite de manière polysegmentaire, en fonction des amplitudes et des activités musculaires par rapport à chaque articulation du membre inférieur et du tronc.

- **Le pied et la cheville** (11,13)

La cheville se présente en flexion neutre (90°) au contact initial pour attaquer le pas avec le talon. Lors de la mise en charge, les releveurs du pied (le *tibialis anterior*, l'*extensor digitorum longus* et l'*extensor hallucis longus*) décèlent la flexion plantaire du pied (augmentation de l'angle entre le pied et le tibia). Leur activité freinatrice excentrique est très forte à cet instant du cycle car ils agissent de manière rapide pour que le talon soit prêt à accepter 60% du poids du corps. Cette réponse dynamique des releveurs a deux objectifs. L'absorption des chocs est le premier avantage, le soutien du talon est prolongé. Le ralentissement de la flexion plantaire permet au pied de se dérouler lentement faisant du contact de l'avant-pied avec le sol un événement non brusque. Le deuxième objectif des releveurs est de permettre l'avancement du tibia par rapport à la cheville. Ces deux actions contribuent à la progression du membre en appui vers l'avant. Cet événement est communément appelé *heel rocker*.

Durant le milieu de la phase d'appui, le membre en appui poursuit son avancée. La contraction du *soleus* permet de stabiliser le membre en ralentissant l'avancement du tibia par rapport à la cheville. Le *gastrocnemius* participe également au maintien de la cheville mais avec une activation retardée. La progression du membre en appui avec le talon et l'avant-pied en contact avec le sol induit une flexion dorsale de la cheville (diminution de l'angle entre le pied et le tibia) de 5° . Cette progression stabilisée est ainsi facilitée par le mouvement de la cheville, *ankle rocker*.

Pendant la phase terminale d'appui, la cheville est verrouillée par le *soleus* et le *gastrocnemius*. Alors, la progression du tibia décolle le talon et fait de l'avant-pied la seule source de soutien du pied. Les contours arrondis des os de l'avant-pied fournissent une bascule qui permet au membre de rouler vers l'avant pour une progression continue, c'est le *forefeet rocker*. Le décollement du talon couplé à la répartition du poids du corps seulement sur l'avant-pied génère une flexion dorsale maximale, 10°. Par conséquent, l'activité du *soleus* et du *gastrocnemius* est très forte à ce moment du cycle.

Dès que l'autre pied retourne en contact avec le sol, le transfert rapide du poids du corps commence. Le besoin d'une stabilisation énergétique de la cheville et du pied est révolu. Par conséquent, le *soleus* et le *gastrocnemius* réduisent rapidement l'intensité de leur action. La cheville devient libre et effectue une flexion plantaire de 20°.

Lors de la phase oscillante, pour faciliter l'avancement du membre, il faut soulever le pied pour éviter les frottements au sol. Ainsi, les muscles releveurs du pied s'activent pour effectuer une flexion dorsale de cheville.

- **Le genou (11,13)**

Le genou a trois objectifs lors de la marche. En premier, il fournit l'absorption des chocs dès la mise en charge. Ensuite, il permet la stabilité du membre en phase d'appui. En dernier, il se fléchit rapidement pendant la phase oscillante pour faciliter l'avancement du membre.

Au moment du contact initial, le genou est dans une position stable, en extension. Les muscles ischio-jambiers (le *semitendinosus*, le *semimembranosus* et le *biceps femoris*) sont faiblement sollicités pour protéger le genou d'une extension trop importante. Après la mise en charge, le genou se fléchit un peu et fournit ainsi une absorption des chocs. Ensuite, lors du milieu de la phase d'appui, le *soleus* évite la chute du tibia vers l'avant et le membre oscillant passe en avant du membre en appui. Dès lors, le genou se tend alors que la demande sur le *quadriceps femoris* se minimise. Ensuite, en fin de phase d'appui, le poids du corps passe en avant du genou, ce phénomène a le potentiel de créer une hyperextension indésirable du genou. Pour limiter ce mouvement, le *popliteus* et le *gastrocnemius* sont sollicités pour assurer une action fléchissante du genou. Ainsi, lors de la phase pré-oscillante, le genou est déjà en flexion. De plus, le transfert rapide du poids du corps sur l'autre pied

libère le membre pour répondre à de telles forces de déstabilisation et favorise une flexion passive du genou. Cette position du genou prépare le membre pour un dégagement facile du pied en oscillation.

Au début de la phase oscillante, le genou se fléchit à 60° pour assurer le dégagement du sol par le pied. Les *biceps femoris*, le *sartorius* et le *gracilis* sont responsables de cette flexion. Puis, lorsque le pied est passé en avant de la hanche, la position du genou ne contribue plus à la hauteur du pas. Alors, le genou commence à se tendre pour finir l'avancement du membre et pour le préparer au contact initial du prochain cycle. La contraction du *quadriceps femoris* stabilise le genou en extension dans une position sécurisée.

- **La hanche (11,13)**

Dans la marche, le rôle de la hanche est de stabiliser le corps lors de la phase d'appui et de contrôler le membre inférieur lors de la phase oscillante.

Au début du cycle de marche, la hanche est fléchie à 30°. Au contact initial, les muscles stabilisateurs de hanche (le *gluteus medius*, le *gluteus maximus* et le *tensor fascia latae*) engendrent leur activité la plus importante du cycle. Ils réagissent rapidement avec une forte intensité pour accepter le transfert du poids du corps et stabiliser le pelvis et le tronc. Les muscles ischio-jambiers sont activés pour ralentir la flexion de hanche. Puis, majoritairement, ce sont le *gluteus maximus* et l'*adductor magnus* qui s'activent pour faire avancer le membre. Leur activité cesse à partir du milieu de la phase d'appui. Ensuite, l'extension se fait de manière passive par l'intermédiaire du *heel rocker* qui permet de faire avancer la jambe et par l'activation du *rectus femoris* qui fait avancer la cuisse en stabilisant le genou. Durant la phase terminale d'appui, la hanche est en extension maximale de 10°. Puis, lors de la phase pré-oscillante, la hanche se fléchit par la mécanique de la cheville qui induit une avancée du tibia et par conséquent une flexion de genou qui entraîne une flexion de hanche. La restriction de flexion de genou par le *rectus femoris* fournit une flexion de hanche active. De plus, les muscles adducteurs de hanche s'activent pour ralentir l'abduction passive causée par le transfert de poids sur l'autre pied. Cette contraction stimule l'*iliacus* pour fournir une protection active contre l'effort excessif en produisant une flexion de hanche.

Ensuite, au début de la phase oscillante, le *sartorius* et le *gracilis* se contractent simultanément pour fléchir la hanche. Egalement, le *rectus femoris* rejoue son rôle de fléchisseur de hanche tout en corrigeant le mouvement du genou. Enfin, lors de la fin de la phase oscillante, la hanche est fléchie à 35° et les ischio-jambiers préparent le membre à la phase d'appui en ralentissant la flexion de hanche et de genou. Après, l'activité musculaire des ischio-jambiers réduit mais celle du *gluteus maximus* et de *l'adductor magnus* augmente. Cet évènement indique un besoin d'extension de la hanche par une moindre implication du genou.

À la suite de ces nombreuses actions, le membre est positionné de manière optimale pour le contact initial et le début d'un autre cycle de marche.

- **De la tête au pelvis (11,13)**

Le haut du corps se déplace en avant tout au long du cycle de marche. Il avance plus vite lors des phases de double appui et plus lentement lors du milieu de la phase d'appui et du milieu de la phase oscillante. Le tronc effectue des rotations en fonction d'un axe vertical et la ceinture des épaules tourne dans le sens opposé de la ceinture pelvienne. Ainsi, le membre inférieur droit et la partie droite du pelvis avancent en avant en même temps que le bras et l'épaule gauches et inversement.

Le pelvis se déplace dans les trois plans de l'espace. Lors de la mise en charge, le pelvis ipsilatéral est en rétroversion, en ouverture et est élevé. A contrario, au début de la phase oscillante, le pelvis ipsilatéral est en antéversion, en fermeture et est abaissé. Aussi, le tronc se déplace d'un côté puis de l'autre en suivant le membre inférieur qui est en appui, cette distance est d'environ 46 mm. Cet écart est aussi égal à la différence de hauteur gagnée ou perdue durant les milieux des phases d'appui unipodal et durant les phases de double appui respectivement. Enfin, les muscles du dos s'activent de manière sélective pour que la tête bouge le moins possible afin de fournir une plateforme stable pour la vision.

- **Représentation des activités musculaires**

La période d'activation électromyographique des principaux muscles du membre inférieur est schématisée par Basmajian (14), en fonction du moment du cycle de marche (Figure 3).

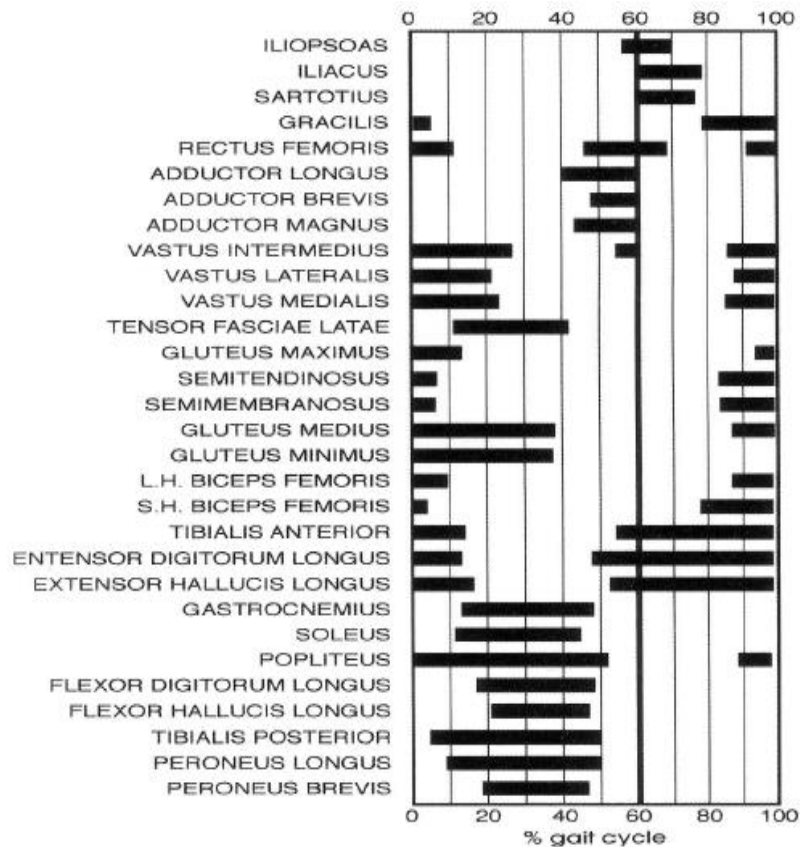


Figure 3 Séquences d'activation musculaire selon Basmajian (14)

2.1.3 Contrôle neurophysiologie de la marche

L'équilibre postural est indispensable à la marche, il permet de maintenir la position érigée qui est soumise à l'action de la force de gravité. L'organisation posturale antigravitaire stimule de manière permanente les muscles extenseurs qui luttent contre la gravité. Le système axio-proximo-distal associe le contrôle des muscles du tronc et des muscles proximaux des membres et le contrôle des muscles distaux des membres. Le contrôle proximal apporterait la rigidité nécessaire au maintien de cette posture érigée et le contrôle distal laisserait libre les membres d'effectuer des tâches motrices. Ainsi, le maintien antigravitaire est assuré par le système postural antigravitaire et le système axio-proximo-distal (15).

La marche est un mouvement actif de trois types : mouvement réflexe, mouvement automatique et mouvement intentionnel. Le mouvement automatique se construit par apprentissage suite à un long entraînement (15). L'automatisme est définie par David J. Clark comme « la capacité du système nerveux à coordonner efficacement les mouvements, et

avec une utilisation minimale de ressources de contrôle exécutif demandeuses d'attention » (16). L'automatisme est évalué cliniquement par la réalisation d'une tâche cognitive concomitante à une tâche motrice. Un processus automatique n'est pas altéré par l'exécution d'une double tâche (10).

Sur le plan neurologique, la locomotion résulte d'une interaction entre trois grands systèmes : les structures supra-spinales, les générateurs de rythmes spinaux et les systèmes sensoriels. Les structures supra-spinales sont composées du cortex, des noyaux gris centraux, du tronc cérébral et du cervelet. Ces éléments émettent des projections axonales entre eux et vers la moelle épinière pour réguler l'activité des générateurs de rythmes spinaux. Ces derniers se situent dans la moelle épinière et génèrent des mouvements rythmiques au niveau des membres inférieurs et supérieurs. Pour finir, les sensations proprioceptives, tactiles, visuelles et vestibulaires représentent les systèmes sensoriels. Elles permettent à l'individu d'adapter sa marche face aux contraintes extérieures perçues (15).

2.1.4 Aspect énergétique de la marche

James R. Gage a décrit cinq prérequis pour une marche physiologique : la stabilité pendant la phase d'appui, le dégagement du pied pendant la phase oscillante, le bon positionnement du pied en fin de phase oscillante, une longueur de pas adéquate et fournir et conserver l'énergie pendant la marche (17).

Durant la marche, chaque membre inférieur avance puis s'arrête à tour de rôle et le centre de gravité du corps se déplace d'un côté puis de l'autre et verticalement. Malgré tous ces éléments qui demandent de l'énergie au corps, la marche n'est pas aussi inefficace qu'elle pourrait l'être.

Michael W. Whittle a décrit deux mécanismes qui optimisent la conservation de l'énergie, en rapport avec le cinquième prérequis de James R. Gage.

En premier lieu, lors de la marche, le corps effectue deux types de transfert d'énergie. L'un se produit avec les mouvements du tronc et la dissociation des ceintures pelvienne et scapulaire. Les torsions dans des directions opposées stockent l'énergie potentielle sous forme de tension dans les structures élastiques, qui est convertie en énergie cinétique

lorsque le tronc se détourne. L'autre type est un transfert d'énergie dans le membre inférieur d'un segment à l'autre en phase d'appui (10,11,15).

En deuxième lieu, le corps minimise le déplacement du centre de gravité pendant la marche pour dépenser le moins d'énergie possible (11,18). Six optimisations appelées « déterminants de marche » régissent cette conservation de l'énergie. Premièrement, la rotation du bassin accompagne les mouvements de flexion et d'extension de la hanche pour minimiser leurs amplitudes. Cela entraîne une diminution du mouvement vertical de la hanche et donc du centre de gravité. Deuxièmement, l'inclinaison homolatérale du bassin du membre oscillant permet de limiter le mouvement vertical du tronc dû à celui des hanches cité précédemment. Les trois déterminants suivants ont pour objectif de conserver une longueur de membre inférieur similaire en allongeant le membre au début et à la fin de la phase d'appui et en le raccourcissant au milieu de la phase d'appui. Troisièmement, le genou se fléchit légèrement lors du milieu de la phase d'appui. Quatrièmement, le talon attaque le pas lors du contact initial car il est en arrière de l'articulation de la cheville et donc allonge le membre. Cinquièmement, le *forefoot rocker* permet au membre de s'allonger lors de la fin de phase d'appui en effectuant une flexion plantaire de cheville. Le sixième et dernier déterminant vise à limiter le déplacement latéral du centre de gravité en rapprochant les pieds. Si les pieds étaient aussi éloignés que les hanches, le corps basculerait de droite à gauche pour garder l'équilibre.

L'effet combiné des six déterminants est une trajectoire beaucoup plus fluide du centre de gravité et une dépense énergétique beaucoup plus faible pendant la marche (11).

2.1.5 Signature individuelle

Il est important de rappeler qu'il n'existe pas qu'un seul type de marche physiologique. En effet, il est possible de reconnaître une personne à sa façon de marcher. Hug et al. (19) ont appelé cette individualité la « signature » de nos mouvements. Leur étude démontre l'existence d'une signature individuelle des activations musculaires lors de la marche. Chaque individu aurait sa propre manière de coordonner l'activation de ses muscles pour se déplacer.

2.2 Analyse de la marche

2.2.1 Intérêts de l'analyse de la marche

R. Baker a défini quatre raisons potentielles d'effectuer une analyse clinique de la marche : le diagnostic, l'évaluation, la surveillance et le pronostic (5). L'intégrité du système neuro-musculo-squelettique est nécessaire pour une marche fonctionnelle. Si une atteinte d'un ou plusieurs éléments apparaît, alors la marche sera effectuée avec difficultés et plus ou moins de la douleur. Dans ce cas, l'objectif du kinésithérapeute est de restaurer une marche efficiente par rapport aux caractéristiques de la CIF (8). L'analyse de la marche en kinésithérapie permet de construire un plan d'action thérapeutique au sein de la rééducation (20). L'évaluation permet d'identifier un trouble et de marquer un point de départ pour suivre l'évolution du traitement (21). Il est possible d'observer une grande variété de défauts de marche qui ont des répercussions problématiques – telles que des restrictions de participation et des limitations d'activité – chez les personnes par rapport à la marche de référence. Une fois ces défauts identifiés, il est nécessaire de différencier les défauts primaires – conséquence directe des déficits sous-jacents à la pathologie – et les défauts secondaires qui se présentent sous forme de stratégie compensatoire pour pallier aux défauts primaires. Dans le plan d'action thérapeutique, seuls les déficits primaires sont à traiter. Par la suite, les stratégies compensatoires devraient disparaître. Ainsi, l'analyse de la marche est primordiale dans une prise en charge pour optimiser les stratégies de traitement pour les patients (8).

2.2.2 Critères qualitatifs d'un outil de mesure

Dans la pratique clinique, des qualités intrinsèques sont imposées pour les tests et les mesures, elles représentent un des piliers de *l'evidence-based practice* (EBP). Le concept EBP encourage les pratiques fondées sur les preuves, ce seraient pour ces pratiques qu'il y aurait une relation démontrée avec les résultats mesurés (22). Les critères établis comme utiles pour la mesure ont été définis par le *COnsensus-based Standards for the selection of health status Measurement INstruments* (COSMIN) (23). En ce qui concerne la mesure d'une variable de santé en kinésithérapie, les critères sont la fiabilité, la validité et la réactivité (24,25).

- **Fiabilité (21,26)**

En pratique clinique, la répétabilité est la fiabilité intra-examineur. Elle assure une étroitesse entre les résultats successifs d'une mesure effectuée dans les mêmes conditions de mesure. Ces conditions comprennent le même mode opératoire, le même observateur, le même instrument de mesure et le même lieu d'exécution. En outre, la reproductibilité représente la fiabilité inter-examineur. Elle indique une étroitesse entre les résultats successifs d'une mesure effectuée en variant les conditions de mesure. La principale modification des conditions est le changement de l'opérateur. Les fiabilités intra-examineur et inter-examineur représentent la fiabilité relative. Elle se mesure classiquement par le calcul du coefficient de corrélation intraclass (CCI) pour une variable quantitative et par le calcul du coefficient de kappa de Cohen pour une variable nominale.

L'erreur standard de mesure (ESM) fait référence à la fiabilité absolue. C'est la marge d'erreur d'un test. Elle donne un intervalle dans lequel se situe la vraie valeur de chaque mesure. L'ESM correspond à l'écart-type de la moyenne.

- **Validité**

Une mesure qui est valide est une mesure qui délivre une information conforme à la réalité de ce qu'elle est supposée mesurer. Autrement dit, le résultat qu'elle fait émerger se rapproche de l'état réel de ce qui est évalué (27). Il existe plusieurs types de validité. La validité de convergence représente un fort lien statistique entre les résultats de différents tests. La validité discriminative est la capacité d'une mesure à différencier des groupes de patients déjà connus pour leur différence. La validité se mesure classiquement par le coefficient de corrélation r de Pearson et rho de Spearman (21).

- **Réactivité**

La réactivité d'un instrument de mesure est la capacité à détecter des changements chez le patient au fil du temps, c'est la sensibilité de changement. Le changement minimal détectable (CMD) se calcule à partir de l'erreur standard de mesure. Cependant, il peut exister des valeurs extrêmes pour lesquelles il devient impossible de distinguer les écarts des valeurs mesurées. Soit l'échelle ne couvre plus les valeurs qui se situent dans les deux extrémités, soit le patient ne dissocie plus les différences de valeurs au-delà ou en-deçà

d'une certaine limite. On parle alors d'effet plafond ou d'effet plancher à partir desquels il n'est plus possible de distinguer les variations (21,28).

2.2.3 Les méthodes d'analyse de la marche

Il est possible de distinguer deux méthodes d'analyse de la marche. En premier, il y a l'analyse observationnelle de la marche. Celle-ci consiste en un examen clinique couplé ou non à une analyse vidéographique (13). L'observation visuelle peut être guidée par des tests cliniques, des scores ou encore des échelles tels que le 2 Minute Walk Test ou le Rivermead Mobility Index.

La deuxième méthode est l'analyse quantifiée de la marche (AQM) qui est le *gold standard*. Elle correspond à l'acquisition informatique tridimensionnelle de la marche d'un individu qui apporte les données cinématiques, couplée à un enregistrement de données cinétiques et électromyographique musculaire. C'est un outil valide, reproductible et sensible. L'AQM est réalisée dans un laboratoire d'analyse du mouvement (Figure 4) sous prescription médicale et la durée totale du rendez-vous ne peut excéder plus de deux heures (6,8).

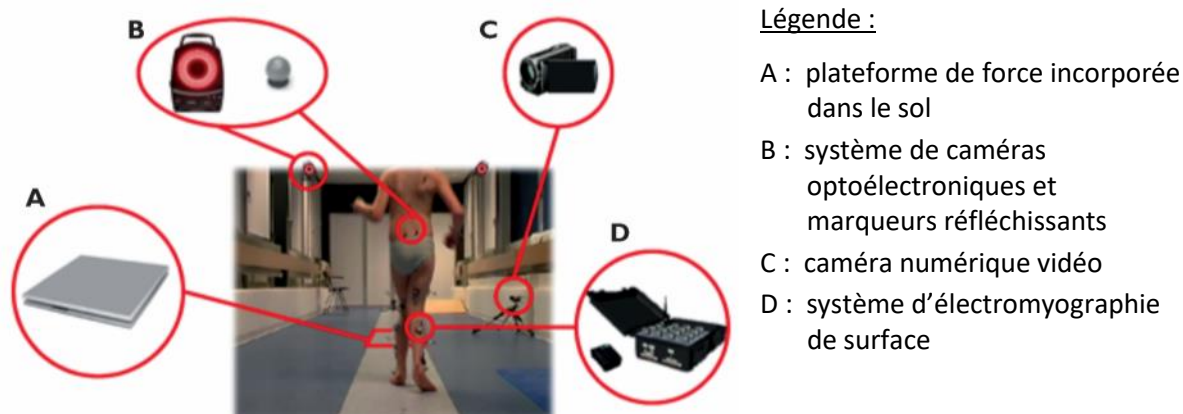


Figure 4 Matériels utilisés pour réaliser une AQM dans un laboratoire d'analyse du mouvement d'après Armand (8)

2.2.4 L'analyse quantifiée de la marche

L'interprétation de l'analyse de la marche ne peut en aucun cas être réalisée de manière isolée. Avant l'enregistrement de la marche, le thérapeute effectue un examen clinique qui comprend un examen morphostatique et la mesure des amplitudes articulaires et de la force

musculaire. Toutes ces données ainsi que l'histoire médicale du patient aideront à interpréter les troubles de la marche objectivés par les enregistrements (6,8,17).

Par la suite, l'enregistrement de la marche peut débuter. L'individu marche au moins dix fois sur une longueur de 10 mètres. Ce parcours est instrumenté de plateformes de force dissimulées dans le sol recueillant ainsi les données en lien avec la cinétique. Les valeurs mesurées sont les forces de réaction au sol dans les mouvements de direction antéropostérieure et verticale lors de la marche (6,8). La résultante des forces de réaction verticales au sol permet de déterminer la position du centre de pression de l'individu au sol. Le centre de pression peut être utilisé comme outil pour évaluer l'équilibre postural en statique (10).

Le laboratoire d'analyse du mouvement est équipé d'un système de caméras optoélectroniques tridimensionnelles. Elles sont basées sur des marqueurs réfléchissants positionnés sur des repères osseux anatomiques. Ainsi, il est possible de mesurer l'amplitude et la vitesse des mouvements des articulations dans les trois plans de l'espace, autrement dit, les données cinématiques (6,8,10).

Les paramètres spatio-temporels sont calculés à partir des données cinétiques et cinématiques. Ils sont liés aux caractéristiques du cycle de marche et donnent une idée générale de la marche de l'individu. Les durées et les pourcentages relatifs au cycle de marche sont les paramètres spécifiques au cycle. Les paramètres globaux sont la longueur et la largeur du pas ainsi que la vitesse et la cadence de marche (8). La longueur d'une enjambée ou d'un cycle de marche est incluse dans un intervalle de 1,4 à 1,6 m chez les hommes et entre 1,3 et 1,5 m chez les femmes. La largeur du pas est l'écartement des pieds pendant la marche. Elle est inférieure à la moitié de la largeur du bassin. La vitesse de marche est la distance parcourue en un temps donné. En moyenne, la vitesse de marche chez les hommes est comprise entre 1,3 et 1,6 m/s et chez les femmes elle est comprise entre 1,2 et 1,5 m/s. Cependant, les femmes compensent de leur plus petite longueur de pas par une plus grande fréquence de pas. Alors, la cadence de marche, correspondant au nombre de pas dans un temps donné, est de 115 à 120 pas par minute chez les femmes et de 110 à 115 pas par minute chez les hommes (10,12).

L'AQM permet également de recueillir des données électromyographiques qui indiquent les périodes et l'intensité de contraction des muscles ciblés durant le cycle de la marche (6,8). Il est possible de comparer ces données aux travaux de Basmajian qui a décrit les séquences d'activation normale des muscles durant la marche (Figure 3) (14).

Certains laboratoires, en plus des données cinétiques, cinématiques et électromyographiques, vont aussi recueillir des informations concernant les pressions plantaires et la consommation d'oxygène. La répartition des pressions plantaires illustre la façon dont le patient déroule son pied sur le sol lors de la phase d'appui. Aussi, la mesure de la consommation d'oxygène donne une indication sur l'énergie dont le patient a besoin pour marcher (6,8,17).

2.2.5 Intérêts et limites de l'AQM

Selon Armand, « de nombreuses études ont montré les bénéfices de l'utilisation de l'AQM afin d'optimiser les stratégies thérapeutiques dans les troubles complexes de la marche. » Les mesures de l'AQM permettent une évaluation plus précise des défauts de marche et sont plus reproductibles que l'examen physique conventionnel (8,29). Cela induit une meilleure efficacité du traitement, une amélioration de la qualité de vie pour les patients ainsi qu'une diminution des coûts du système de soins (8).

En plus de sa pertinence clinique pour le patient, l'AQM joue un rôle éducatif pour le clinicien. En effet, l'AQM lui permet d'apprendre à analyser des troubles de mouvements complexes lors de la marche. Ainsi, le clinicien a une meilleure compréhension des déficits de la marche de son patient. De plus, l'AQM est un outil pour suivre l'évolution des troubles de la marche, elle est donc un excellent *feedback* concernant la pratique professionnelle du clinicien (8).

Bien que l'AQM soit le *gold standard* de l'analyse de la marche, cette méthode présente des limites. En effet, l'espace de marche est limité à 10 mètres et cela restreint l'observation de variabilités de marche à une marche en ligne droite (8,30). Le sol est recouvert de PVC ou de matière antidérapante et est plat. Tous ces critères ne représentent pas un environnement de la marche réel mais une idéalisation de la marche. Encore, en raison des capteurs présents sur sa peau, le patient est peu habillé lors de l'examen. Cela peut engendrer des modifications de sa marche s'il se sent mal à l'aise (30).

Selon P. Piette, il est nécessaire de prendre en considération les conditions d'utilisation d'un outil dans l'organisation de son travail (21). En France, il n'y a qu'une vingtaine de laboratoires d'analyse du mouvement selon F. Mégrot. Il n'est donc pas possible de prescrire une AQM à tous les patients. De plus, cette méthode est longue à réaliser de par les examens et par l'interprétation des données qui s'en suit. Cette méthode est coûteuse financièrement car elle est onéreuse et demande la présence de plusieurs professionnels tels qu'un médecin, un ingénieur ou un kinésithérapeute. Ces professionnels doivent également être formés pour pratiquer une AQM (31).

2.2.6 Tests cliniques d'analyse observationnelle

Les examinateurs ont un vaste panel de tests cliniques à disposition pour évaluer la marche de leurs patients. Deux tests couramment utilisés dans le cadre des populations amputées du membre inférieur sont détaillés par la suite.

- **2 Minute Walk Test**

Le 2 Minute Walk Test est un test de marche dans lequel on évalue l'endurance d'une personne en fonction de la distance maximale qu'elle peut parcourir en marchant pendant deux minutes. Le matériel nécessaire est un couloir libre d'obstacle de plus de 15m, deux plots et un chronomètre. Le patient doit réaliser des allers et retours sur une trajectoire droite limitée d'un bout à l'autre par des plots séparés de 15m. L'objectif pour le patient est de marcher le plus vite possible tout en sécurité pendant 2 minutes. Le chronomètre démarre dès que l'évaluateur donne le départ et s'arrête après 2 minutes. Au bout d'une minute, l'évaluateur informe le patient qu'il ne reste plus qu'une minute. Le patient peut s'arrêter s'il en ressent le besoin mais le chronomètre n'est pas arrêté pendant sa pause. Il est possible d'utiliser l'échelle de Borg avant et après le test pour évaluer la perception de l'effort par le patient (32).

Ce test est fiable car il a une excellente reproductibilité intra et inter-opérateur, le CCI varie entre 0,98 et 0,99 et entre 0,90 et 0,96 respectivement (33). Il a une excellente corrélation avec un test de référence ($r=0,71$; $p<0,01$), c'est donc un outil valide (34). Enfin, il a une bonne réactivité car il est sensible au changement pour un patient en cours de rééducation et n'a pas d'effet seuil (35).

- **Rivermead Mobility Index (RMI)**

Le RMI permet de mesurer la mobilité fonctionnelle d'un individu. L'équilibre assis et debout sont évalués ainsi que la marche à l'intérieur et à l'extérieur sur sol stable et instable, la montée et descente des escaliers et d'autres activités fonctionnelles. Cet index est composé de 15 items qui progressent en difficulté (Annexe 1). L'examineur met entre 3 et 4 minutes à le réaliser avec le patient. Les items sont cotés à 1 si le patient est capable d'accomplir les tâches selon les instructions demandées ou bien 0 s'il en est incapable. La somme des points de chaque item donne le score total qui se situe entre 0 et 15. Plus le score est grand, plus le patient a une meilleure mobilité fonctionnelle.

Selon Ryall et al. (36), la fiabilité de cet index est excellente (ICC=0,99). Il est également valide chez les amputés par rapport à d'autres tests de référence ($r = [0,69 ; 0,83]$) (37). Cependant, dans une étude, 35% des patients amputés ont atteint le score maximal de 15. Le RMI présente alors un effet plafond considérable chez les amputés du membre inférieur (36).

2.3 La population d'amputés du membre inférieur

2.3.1 Etiologie

L'amputation d'un segment de membre est effectuée suite à une insuffisance artérielle des membres inférieurs (IAMI, 92% des cas), un traumatisme (7%), une infection, une tumeur ou une malformation congénitale. Le nombre d'amputations suite à une IAMI ne cesse d'augmenter malgré les progrès réalisés en matière de prévention. Le vieillissement de la population et l'augmentation de la prévalence du diabète jouent un rôle majeur dans le taux d'incidence des amputations (38). Selon une étude, cette tendance n'est pas prête de s'inverser. D'ici 2030, le nombre de personnes amputées pour une IAMI augmenterait de 50% et jusqu'à 100% d'ici 2050 (39).

La grande majorité des patients amputés est âgée de plus de 65 ans. La cause de leur amputation est une maladie vasculaire telle que le diabète. En France, l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs est la cause majeure des amputations. Elle représente un risque d'amputation homolatérale plus haute ou controlatérale. En revanche, l'amputation des jeunes individus est plus souvent liée à un traumatisme. De plus, cette

jeune population souhaite très souvent rester active professionnellement. Un des rôles du masseur-kinésithérapeute est d'améliorer la qualité de vie de ces patients (2,4,40).

2.3.2 Qualité de vie

L'amputation du membre inférieur peut être vécue comme un drame social par le patient car elle limite les possibilités fonctionnelles de façon importante. Ainsi, l'appareillage permet aux amputés de compenser partiellement ou totalement leur handicap afin d'être autonome et de vivre comme leurs pairs (41). Non seulement l'amputation entraîne un handicap fonctionnel, mais il peut également engendrer une incapacité professionnelle. Une bonne rééducation est essentielle pour éviter ces infirmités (42).

Les patients amputés du membre inférieur présentent une réduction de l'autonomie dans les activités de la vie courante. Malgré l'amélioration de la conception des composants prothétiques et des programmes de rééducation, les patients décrivent certaines situations comme limitantes. En effet, la locomotion sur pentes et devers ainsi que les escaliers restent difficiles (43).

La vitesse et la distance de marche sont des déterminants de perception de la qualité de vie pour les amputés. Selon Guirao et al., 59% des patients amputés considèrent que l'incapacité à marcher rapidement est un signe de mauvaise qualité de vie (4).

2.3.3 Stratégies adaptatives des amputés lors de la marche

Les amputations du membre inférieur provoquent une perte de mobilité articulaire normale, d'un contrôle musculaire direct et d'une proprioception locale. La conception prothétique moderne a fait des progrès pour compenser ces déficits, mais la marche de l'amputé peut rester moins efficace que la marche de référence (13). Des recherches biomécaniques ont permis de mettre en lumière certaines adaptations que les amputés emploient pour marcher avec leur prothèse (18). Le diagnostic et la rééducation de ces caractéristiques de marche améliorent son efficacité, le confort du membre résiduel et réduisent les mouvements compensatoires qui peuvent s'avérer nocifs pour l'amputé a posteriori. Le clinicien doit avoir une compréhension des anomalies de marche typiquement présentes chez les amputés pour évaluer adéquatement les caractéristiques de marche d'un amputé en particulier (6).

Dans le cadre de ce travail, ne seront considérées que les amputations transtibiale et transfémorale de par leur prévalence. Les conséquences de ces deux formes d'amputation sont présentées dans le Tableau I.

- **Amputation transtibiale**

La phase d'appui du membre intact des personnes ayant subi une amputation transtibiale n'est pas de différente de celle de la marche physiologique. Le temps, les amplitudes de mouvement et les activités musculaires sont très similaires à la marche de référence. En revanche, la phase d'appui du membre prothétique est significativement réduite en temps. Cela peut être expliqué par le manque de confiance des amputés envers leur prothèse. Ainsi, ils transfèreraient plus rapidement le poids de leur corps sur membre intact pour limiter l'appui sur le membre amputé (44,45). Aussi, on constate une réduction à la fois de la fonction d'absorption d'énergie du muscle quadriceps ainsi que de la prothèse pied-cheville et de la fonction musculaire propulsive concentrique au pied et à la cheville (6,18). Lors du début de la phase d'appui, les muscles biceps fémoral et vaste médial (chef du quadriceps) se co-contractionnent pour stabiliser le genou. Or, pour le membre prothétique, l'activité musculaire du muscle biceps fémoral est plus élevée que le muscle vaste médial à cet instant du cycle de marche. Ce déséquilibre musculaire provoque une flexion de genou plus importante pour le membre prothétique pendant la première partie de la phase d'appui par rapport à la marche de référence (13,45). Ce phénomène peut être une alternative mise en jeu pour améliorer la stabilité – premier prérequis de la marche selon Gage (cf. paragraphe 2.1.4). L'augmentation de la co-contraction peut aussi être expliquée par l'augmentation du travail musculaire des muscles ischio-jambiers. En effet, ces derniers compensent la réduction de génération de puissance du pied prothétique en majorant leur activité d'extension de hanche (18). En outre, la phase oscillante du membre prothétique est significativement plus longue en temps par rapport au membre intact et la vitesse de swing est plus lente. Par conséquent, sa longueur de pas est plus grande (44,45).

On observe également une cinématique angulaire des articulations des membres inférieurs différente entre les amputés et les sujets non-amputés. Ces différences majeures se situent au niveau de la cheville et du genou du côté prothétique. Elles sont liées à l'incapacité du mécanisme prothétique pied-cheville de reproduire la fonction biomécanique physiologique

d'un membre intact. De plus, l'amputation d'un membre contribue à la perte de la fonction motrice et sensorielle ainsi qu'à des troubles de l'équilibre et de la proprioception. Cela conduit à des adaptations compensatoires à la marche (6). Néanmoins, la trajectoire du centre de gravité est essentiellement similaire après une amputation transtibiale, car le genou et la hanche compensent en grande partie la perte de mobilité de la cheville (11).

- **Amputation transfémorale**

Chez l'amputé transfémoral, l'ajout de l'articulation mobile du genou avec l'ajustement d'alignement prothétique supplémentaire complique la compréhension des causes de troubles de la marche. Un des défauts de marche le plus couramment observé chez un patient avec une amputation transfémorale est une flexion de genou incontrôlée pendant la phase d'appui du membre prothétique. Cela peut entraîner une instabilité du membre en appui, une perte d'équilibre jusqu'à une chute de l'individu. Le manque de contrôle de flexion du genou prothétique lors de la phase d'appui résulte un schéma de marche moins efficace et nécessite soit un raccourcissement de la longueur du pas du membre intact soit l'utilisation d'une aide technique. Le maintien de la stabilité du genou peut être assuré grâce à un bon alignement prothétique et au choix de l'unité du genou prothétique. Il existe des genoux prothétiques verrouillés, d'autres avec un système à friction et des genoux prothétiques à régulation hydraulique ou pneumatique avec ou sans contrôleur à microprocesseur (11,18). Ces prothèses permettent une flexion de genou pendant la phase d'oscillation mais empêchent une flexion accidentelle de genou lors de la phase d'appui. Cependant, les amputés transfémoraux peuvent utiliser des adaptations biomécaniques pour assurer une stabilité du genou. En premier, les amputés transfémoraux conservent une extension totale du genou dans les 30% à 40% du cycle de marche. En deuxième, par le biais de mécanisme de chaîne cinétique fermée, les amputés transfémoraux utilisent les muscles extenseurs de hanche pour maintenir une stabilité de genou (6,18). Pendant la phase d'appui du membre prothétique, la flexion latérale du tronc est souvent présente également. Ce mouvement a pour but de compenser la diminution de l'efficacité des abducteurs de hanche et ainsi d'améliorer la stabilité. La durée de la phase d'appui du membre prothétique est légèrement plus courte par rapport à une marche physiologique (11).

Le deuxième défaut de marche le plus représenté par les amputés transfémoraux est observé en phase d'oscillation du membre prothétique. Leur grande difficulté est d'avancer la prothèse vers l'avant car la production d'énergie propulsive du pied prothétique est insignifiante par rapport aux muscles fléchisseurs plantaires de cheville normaux. Alors, l'adaptation musculaire majeure utilisée est une augmentation de la production d'énergie par les muscles extenseurs de la hanche et fléchisseurs plantaires de la cheville du membre intact pendant sa phase d'appui. Ainsi, le travail mécanique de ces deux groupes musculaires aide à la clairance et à l'avancée du membre prothétique en allongeant la longueur du membre intact. Cette stratégie adaptative est plus communément appelée « *vaulting* » (11,18). La cinématique de la hanche est similaire à une marche physiologique sauf à la fin de la phase oscillante où on observe une augmentation soudaine de flexion de hanche. Quand le mécanisme du genou a atteint sa butée d'extension, l'élan de la jambe oscillante est transféré au fémur et fléchit la hanche. La phase oscillante est plus longue en temps, ce qui augmente le temps du cycle de marche et diminue la cadence (11).

- **Causes des déviations de la marche**

La majorité des anomalies de marche observées chez les amputés du membre inférieur est liée soit à un mauvais alignement prothétique soit à des écarts de longueur de jambe (Tableau I). Le port de chaussures avec des hauteurs de talon différentes que celles utilisées lors des mesures d'ajustement de la prothèse peut engendrer ces deux déséquilibres. Néanmoins, l'écart de longueur de jambe est souvent dû à une position non optimale du membre résiduel dans l'emboîture de la prothèse. En effet, si le volume du membre résiduel diminue et que ce changement n'est pas compensé, alors le membre résiduel glisse dans l'emboîture de la prothèse et cela entraîne un membre prothétique plus court que le membre intact. Et inversement si le volume du membre résiduel augmente (6).

Chez les personnes non-amputées, une différence de longueur de membre inférieur supérieure à 2 cm entraîne une augmentation du coût métabolique de la marche et de l'effort perçu et une activation anormale des muscles pendant la marche. Il est donc important de diagnostiquer et traiter cette cause d'anomalie de la marche chez les amputés. De plus, les amputés transfémoraux avec un écart de longueur de jambe ont une incidence plus élevée de lombalgie (6).

Tableau I Caractéristiques de la marche des amputés transtibiaux et transfémoraux

	Amputation transtibiale	Amputation transfémorale
Observations principales	<ul style="list-style-type: none"> - Flexion de genou plus importante lors du début de la phase d'appui - Longueur du pas prothétique plus longue 	<ul style="list-style-type: none"> - Phase d'appui du membre prothétique réduite en temps - Phase oscillante du membre prothétique plus longue en temps - Flexion de genou incontrôlée lors de la phase d'appui du membre prothétique - Extension totale de genou dans les 40% du cycle de marche - <i>Vaulting</i>
Causes probables		<ul style="list-style-type: none"> - Mauvais alignement prothétique - Inégalité de longueur des membres inférieurs - Génération de puissance du pied prothétique réduite <ul style="list-style-type: none"> - Manque de confiance envers la prothèse - Limite articulaire du mécanisme prothétique - Perte de la fonction motrice et sensorielle du membre amputé <ul style="list-style-type: none"> - Instabilité, trouble de l'équilibre et de la proprioception - Diminution de l'efficacité des abducteurs de hanche du côté prothétique
Aspect énergétique durant la marche		<ul style="list-style-type: none"> - Fréquence cardiaque plus élevée - Consommation métabolique d'oxygène plus élevée <ul style="list-style-type: none"> - Vitesse de marche plus lente <p style="text-align: center;">$Vitesse_{\text{transtibiaux}} > Vitesse_{\text{transfémoraux}}$</p>

La compensation résultant d'une longueur de membre prothétique inférieure au membre intact se situe au niveau du bassin. A la fin de la phase oscillante du membre amputé, on observe une chute du bassin du côté prothétique pour allonger le membre afin qu'il atteigne le sol pour le début de la phase d'appui. De plus, une obliquité pelvienne est entraînée lors des phases de double appui. Egalement, le genou du membre intact peut compenser la différence de longueur. Pendant le milieu de la phase d'appui du membre non-amputé, une flexion de genou peut être mise en œuvre pour raccourcir ce membre et préparer la mise en contact de la prothèse avec le sol (6).

En revanche, si le membre prothétique est plus long que le membre intact, l'amputé peut adopter le *vaulting* sur le membre intact pour faciliter le dégagement de la phase oscillante prothétique. Les spécialistes s'accordent sur l'importance de limiter cette compensation active pour prévenir les pathologies consécutives de l'avant-pied, réduire la fatigue et améliorer l'esthétisme de la marche (6,11,46). L'autre adaptation pouvant être employée lors de la phase oscillante du membre prothétique est la circumduction. Elle est beaucoup plus utilisée dans la population transfémorale que transtibiale pour aider la clairance des membres en phase oscillante (6).

2.3.4 Aspect énergétique de la marche en lien avec la vitesse de marche

Lorsqu'un individu se déplace dans l'espace pendant la marche, ses différents groupes musculaires effectuent un travail et consomment de l'énergie métabolique. Le taux de dépense énergétique métabolique par unité de temps est exprimé en mL de dioxygène par kg par minute. Ce coût énergétique est directement lié au travail cardiaque. Au repos, le taux de dépense énergétique métabolique est de $3,5 \text{ mL.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Cette valeur augmente linéairement avec l'augmentation de la vitesse de marche. Cependant, le coût énergétique augmente plus vite chez les amputés par rapport aux sujets non-amputés (Tableau I). La fréquence cardiaque est aussi plus élevée chez amputés. Par conséquent, à n'importe quelle vitesse, les amputés dépensent plus d'énergie métabolique et fatiguent plus rapidement (18).

Ainsi, les amputés ont une vitesse de marche plus lente par rapport à une marche physiologique. Ils adoptent une vitesse de marche auto-sélectionnée en fonction d'un coût métabolique minimum. Le niveau et la cause de l'amputation sont des paramètres

influençant la vitesse de marche. En général, une personne avec une amputation située au-dessus du genou a une vitesse de marche plus lente qu'une personne avec une amputation située en-dessous du genou. La raideur du genou prothétique en phase d'appui entraîne une hausse et une baisse plus importante du centre de gravité par rapport aux références et augmente donc les demandes énergétiques. De plus, les amputés vasculaires marchent plus lentement que les amputés traumatiques. Ainsi, les amputés choisissent une vitesse de marche auto-sélectionnée, en général inférieure à la moyenne, à laquelle la charge de travail cardio-pulmonaire se rapproche de la population saine (6,11,18,44).

La consommation métabolique d'oxygène en fonction de la distance parcourue ($\text{mL d'O}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$) est une autre variable à prendre en compte lors de l'évaluation de la marche. Cette valeur est liée à l'endurance, c'est-à-dire la capacité de continuer à marcher avant que la fatigue ne soit trop importante et ne fasse cesser l'effort. La consommation d'oxygène des amputés en fonction de la distance parcourue lors de la marche est corrélée avec la vitesse de marche, bien que les coûts métaboliques soient supérieurs aux données de référence à n'importe quelle vitesse. Ces informations suggèrent que les amputés ont une marche moins efficace que la population non-amputée et ont tendance à se fatiguer sur des distances plus courtes (18).

3 Problématique et question de recherche

Pour les kinésithérapeutes, l'analyse de la marche est incontournable dans la prise en charge de patients amputés du membre inférieur. Il est important de bien mesurer en utilisant les bons outils à bon escient en évitant la surutilisation des tests. Sinon, le thérapeute aboutit à des évaluations faussement utiles voire inutiles qui amènent à des prises en charge inadaptées et au final un rapport coût/efficacité élevé (47).

L'analyse de la marche permet d'orienter le plan d'action thérapeutique afin que le patient retrouve une marche efficace et par conséquent, une meilleure autonomie et qualité de vie.

Néanmoins, le *gold standard* de l'analyse de la marche, l'AQM, n'est pas accessible pour un grand nombre de praticiens. En outre, une batterie de tests cliniques est proposée dans la littérature pour analyser la marche.

Ce travail vise donc à identifier les tests cliniques réalisables pour les amputés du membre inférieur, en comparaison à l'AQM. Il s'agira notamment d'étudier la qualité métrologique de chacun de ces tests.

4 Matériel et méthodes

4.1 Stratégie de recherche

4.1.1 Méthodologie appropriée à la question de recherche

Pour répondre à notre problématique, une revue systématique est réalisée (48). Cette méthodologie permet d'être le plus exhaustif dans le recueil de données disponibles dans la littérature.

4.1.2 Choix des mots clés

A partir des concepts clés établis des mots clés ont émergé (Tableau II).

Tableau II Récapitulatif des mots clés

Concepts clés	Mots clés
Gait	Walk, ambulation
Assess*	Measure, test, score, evaluation, scale, tool
Amputee	Amput*, limb loss, transfemoral, transtibial
Metrology	Metric properties, validity, reliability, responsiveness

4.1.3 Formulation des équations de recherche et confrontation avec les bases de données

Les mots clés ont été associés aux différents opérateurs booléens pour élaborer les équations de recherche présentées dans le Tableau III en fonction des différentes bases de données.

ScienceDirect et PubMed sont les principaux moteurs de recherche de données bibliographiques de l'ensemble des domaines de la médecine. DiTA et Sralab sont deux bases de données regroupant des études primaires et de revues systématiques évaluant les tests de diagnostic utilisés par les kinésithérapeutes entre autres.

Tableau III Equation de recherche selon la base de données

Base de données	Equation de recherche	Nombre de résultats
ScienceDirect	(gait) AND (assess* OR measure OR test OR score) AND (amputee) AND (metrology OR validity OR reliability) AND research articles.article type	397
PubMed	(walk* OR gait OR ambulation) AND (assess* OR measure OR evaluat* OR scale OR tool OR test OR score) AND (amput* OR "limb loss" OR transfemoral OR transtibial) AND ("metric properties" OR metrology OR validity OR reliability OR responsiveness)	137
DiTA	gait	13
	amputee	0
Sralab	gait.area of assesement AND limb loss and amputation.population	10

4.2 Démarche de sélection des articles

L'interrogation des quatre bases de données a fait ressortir 557 documents qui ont été triés selon le modèle PRISMA 2009 Flow Diagram (Figure 5, (48)).

La première étape d'élimination des résultats est la pré-sélection. Celle-ci consiste à retirer tous les doublons recueillis deux ou plusieurs fois dans l'ensemble de la recherche. 32 doublons ont été exclus.

Ensuite, 511 ont été écartés après la lecture de leur titre et résumé. C'est l'étape de sélection qui a permis de supprimer les études qui répondaient à ces critères d'exclusion :

- Autre qu'amputé du membre inférieur
- Autre que la marche
- Autre que test clinique
- Autre que métrologie
- Autre que paramètre du test mesuré par l'AQM
- Autre utilisation du test
- Autre qu'anglais ou français
- Autre qu'article de recherche

Huit articles ont été retenus pour la lecture intégrale et ils ont tous été inclus dans l'étude. La méthodologie de ces huit études a été évaluée à l'aide de la grille QUADAS-2 (Tableau V). Cette grille est un instrument pour évaluer les articles sur les tests diagnostiques (49).

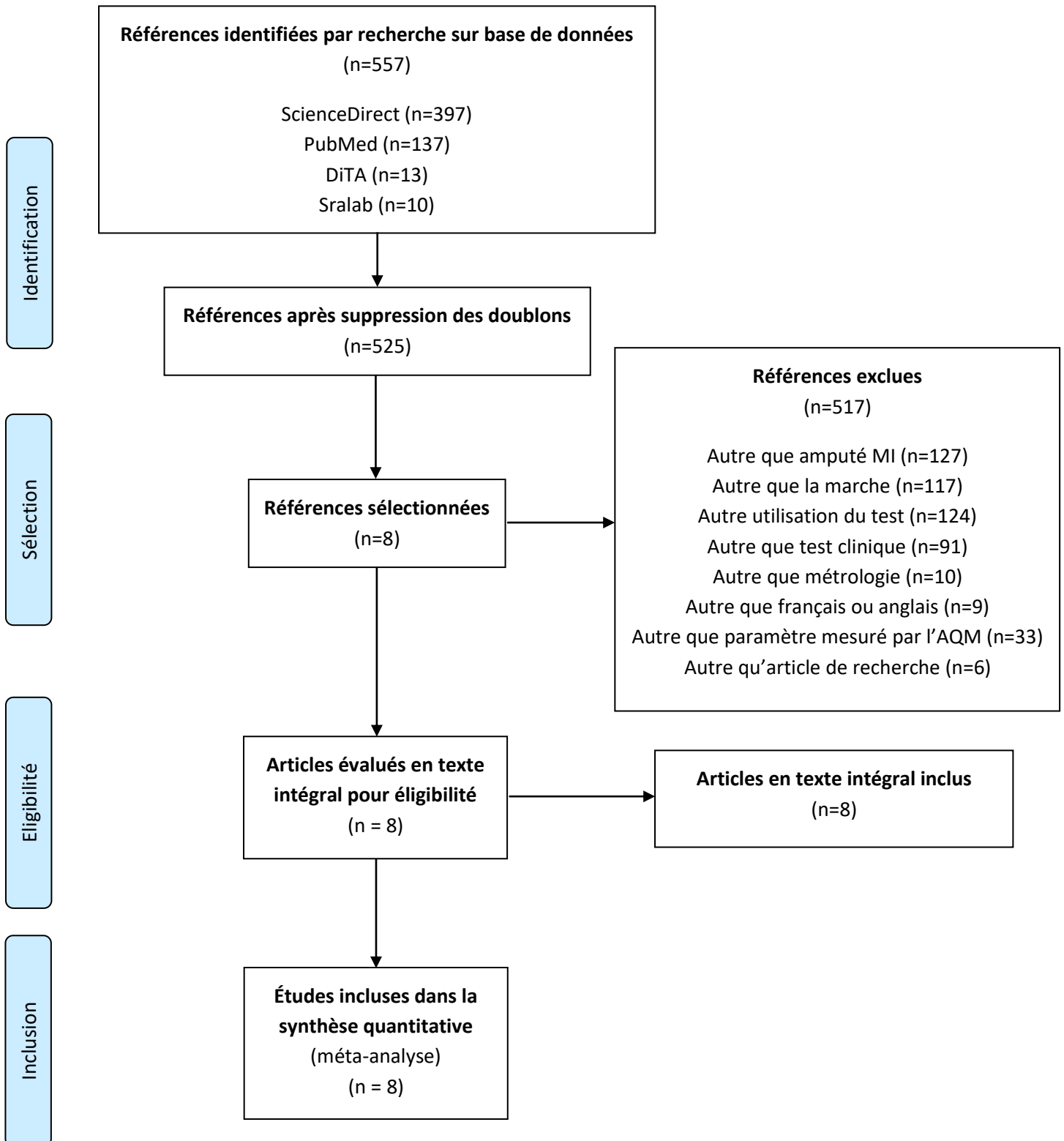


Figure 5 Diagramme de flux

5 Résultats

5.1 Présentation des tests cliniques évaluant les paramètres de l'AQM

La présentation générale des études retenues pour la recherche est détaillée dans le Tableau IV. Sur l'ensemble de ces articles, les auteurs étudient quatre tests évaluant au moins un des paramètres de l'AQM. Trois tests évaluent l'aspect énergétique de la marche : le 2 Minute Walk Test (2MWT), le 6 Minute Walk Test (6MWT) et le Physiological Cost Index (PCI). Enfin, le Prosthetic Observational Gait Score (POGS) permet d'évaluer la cinématique de la globalité du corps du patient lors de la marche.

Le 6MWT a les mêmes modalités de réalisation que le 2MWT à l'exception que le test dure 6 minutes et non 2 minutes. Ils évaluent tous deux l'endurance du patient.

Le PCI a pour objectif de déterminer le coût énergétique de la marche d'un patient. Pour réaliser ce test, l'évaluateur doit se munir d'un moniteur de fréquence cardiaque standard et d'un chronomètre. D'abord, la fréquence cardiaque (F_c) au repos est mesurée en battement par minute. Ensuite, le patient marche pendant au moins 4 minutes et la fréquence cardiaque d'exercice (battement par minute) est mesurée. L'évaluateur calcule la vitesse de marche (mètre par minute) en fonction de la distance parcourue et du temps. Enfin, pour calculer le PCI, il faut appliquer cette opération : $PCI = \frac{F_{c\text{repos}} - F_{c\text{exercice}}}{\text{vitesse de marche}}$ (battement par mètre). Une petite valeur indique une dépense énergétique plus efficiente et inversement, une plus grande valeur signifie une efficacité énergétique inférieure.

Le POGS peut être une analyse vidéo de la marche ou bien une observation en directe de la marche. L'évaluation est réalisée dans deux plans de l'espace : sagittal et frontal. C'est un score à 16 items examinant les mouvements du tronc, de la hanche, du genou, de la cheville et du pied du côté prothétique. Chaque item est coté de 0 à 2 par rapport à des critères précis (Annexe 2). Le score final varie de 0 à 34. Moins le patient présente de déviations dans sa marche, plus son score se rapproche de 0. Sur la feuille du score, il y a aussi une case observation supplémentaire. Cette espace permet d'ajouter un commentaire si une combinaison de mouvements n'est pas décrite dans les items et est observée durant l'analyse.

Tableau IV Présentation des articles

Auteurs	Titre	Test	Setting	Nombre patients	Niveau (nombre)	Etiologie
Brooks et al. (2001) (35)	The 2-minute walk test as a measure of functional improvement in persons with lower limb amputation	2MWT	Hosp	290	TT (179) TF (69) Bilatéral (51)	<i>Non précisé</i>
Brooks et al. (2002) (33)	Reliability of the two-minute walk test in individuals with transtibial amputation	2MWT	Hosp (27) Ambu (6)	33	TT	Vasculaire (20) Diabète (11) Ostéomyélite (1) Sarcome (1)
Resnik et Borgia(50)	Reliability of outcome measures for people with lower-limb amputations: distinguishing true change from statistical error	2MWT 6MWT	Ambu	44	TT (19) TF (23) DG (2)	<i>Non précisé</i>
Cox et al. (51)	Impact of Course Configuration on 6-Minute Walk Test Performance of People with Lower Extremity Amputations	6MWT	Hosp	25	<i>Non précisé</i>	Vasculaire (7) Diabète (9) Traumatisme (4) Autre (5)
Lin et Bose (52)	Six-minute walk test in persons with transtibial amputation	6MWT	Ambu	13	TT	Vasculaire (4) Traumatisme (9)
Reid et al. (53)	Going places: Does the two-minute walk test predict the six-minute walk test in lower extremity amputees?	2MWT 6MWT	Ambu	86	Syme, TT, TF, KD (unilatéral ou bilatéral)	Vasculaire (21) Diabète (9) Traumatisme (41) Infection (6) Cancer (5) Congénital (4)
Hagberg et al. (54)	Reproducibility of the physiological cost index among individuals with a lower-limb amputation and healthy adults	PCI	Ambu	28 Exp 31 Ctl	TT (8) TF (13) DG (5) DH (2)	Traumatisme (17) Infection (2) Cancer (8) Dysmélie (1)
Hillman et al. (55)	Repeatability of a new observational gait score for unilateral lower limb amputees	POGS	Ambu	10	TT (3) TF (6) DG (1)	<i>Non précisé</i>

2MWT, 2 minute walk test ; 6MWT, 6 minute walk test ; PCI, physiological cost index ; POGS, prosthetic observational gait score ; hosp, patients hospitalisés ; ambu, patients ambulatoire ; TT, transtibial ; TF, transfemorale ; DG, désarticulation du genou ; DH, désarticulation de la hanche.

5.2 Qualités méthodologiques des publications retenues

La grille QUADAS-2 a été l'outil permettant d'évaluer la qualité méthodologique des articles étudiés pour cette recherche (Tableau V). Cet outil est recommandé pour déterminer les risques de biais des études évaluant la précision d'un test (49).

L'étude de Brooks et al. (2001) (35) présente un risque de biais concernant la sélection des patients par rapport à l'applicabilité à notre question de recherche. En effet, ils ont inclus seulement des patients ayant suivi un programme de rééducation jusqu'à la fin. C'est potentiellement une population plus facile à examiner. Mais avant tout, ils n'informent pas le lecteur sur l'étiologie de l'amputation des patients sélectionnés. De ce fait, nous ne pouvons pas savoir si cet échantillon de patients est généralisable à la population générale des amputés du membre inférieur. De plus, les auteurs utilisent des questionnaires d'évaluation fonctionnelle pour évaluer la validité du 2MWT. Or, dans notre recherche, nous étudions le 2MWT dans sa composante d'évaluation d'endurance, de dépense énergétique à la marche. Donc, même si le 2MWT n'est pas valide par rapport à ces questionnaires, cela n'affaiblit pas sa qualité méthodologique dans l'objectif de notre étude.

Egalement, nous retrouvons un risque de biais par rapport à la sélection des patients dans l'article de Brooks et al. (2002) (33). Dans cette étude, nous retrouvons seulement des patients amputés au niveau transtibial. Les résultats ne sont donc pas généralisables à toute la population d'amputés du membre inférieur mais seulement aux amputés transtibiaux. Aussi, les auteurs nous informent que les résultats de la deuxième performance du test sont meilleurs que ceux de la première performance. Ils parlent d'effet d'apprentissage et d'entraînement. Le deuxième test a été réalisé le lendemain du premier. Il y a donc un risque de biais dans le déroulement du protocole du fait du rapprochement temporel de ces deux tests.

Resnik et Borgia (50) nous proposent un échantillon de patients amputés du membre inférieur dont une majorité est vétéran de guerre. Ces patients ont un état de santé stable et une bonne fonction physique. Cet échantillon n'est pas représentatif de la population générale des amputés du membre inférieur. Nous pouvons nous attendre à de meilleurs résultats dans cette étude. Aussi, nous observons un risque de biais quant à l'utilisation du 2MWT. Les évaluateurs prennent en compte la distance parcourue à 2 minutes du 6MWT.

Tableau V Evaluation méthodologique des études par la grille QUADAS-2 (49)

Study	Risk of Bias				Applicability concerns		
	Patient selection	Index test	Reference standard	Flow and timing	Patient selection	Index test	Reference standard
Brooks et al. (2001) (35)	😊	😊	😊	😊	😞	😊	😞
Brooks et al. (2002) (33)	😊	😊	?	😞	😞	😊	?
Resnik et Borgia (50)	😞	😊	?	😞	😞	😊	?
Cox et al. (51)	😊	😊	?	😊	😊	😊	?
Lin et Bose (52)	😊	😊	😞	😞	😞	😊	😞
Reid et al. (53)	😊	😊	😊	😊	😞	😊	😞
Hagberg et al. (54)	😊	😊	?	😞	😞	😊	?
Hillman et al. (55)	😊	😞	?	😊	😞	😊	?

😊 *Low risk of bias*😞 *High risk of bias*? *Unclear risk*

Cependant, les auteurs n'indiquent pas si le 6MWT est valide par rapport au 2MWT. Bien qu'un an plus tard, Reid et al. affirmeront que le 2MWT est fortement prédictif du 6MWT. Dans leur étude, Resnik et Borgia ont observé une amélioration des résultats sur la deuxième mesure des tests. Ils évoquent également l'effet d'apprentissage, d'entraînement. Les deux mesures ont été réalisées deux fois en une semaine, elles étaient probablement trop rapprochées.

Dans l'étude de Lin et Bose (52), nous retrouvons seulement des patients amputés en transtibial et marchant sans aide technique. De plus, les patients de cet article sont plus nombreux à avoir eu une amputation à la suite d'un traumatisme qu'à cause d'une maladie vasculaire. Cet échantillon n'est donc pas représentatif de la population globale des amputés du membre inférieur. L'interprétation de ces résultats ne concernera qu'une partie de la population cible de notre étude. Egalement, les auteurs constatent une amélioration des distances parcourues à la troisième mesure par rapport à la première et la seconde. De nouveau, nous assistons à un effet d'apprentissage et d'entraînement. Sachant que certains patients de l'étude avaient 20 minutes de repos et d'autres 30 minutes entre chaque mesure, il est possible qu'une partie ait eu le temps de mieux récupérer que d'autres. Ce facteur peut être un risque de biais dans les résultats de l'étude. De plus, Lin et Bose se sont basés sur le OLBT sur le membre prothétique en tant que test de référence, or ils ont démontré que ce test avait une faible fiabilité ($ICC < 0,50$). La validité du 6MWT par rapport à ce test ne peut donc pas être interprétée. En outre, bien qu'ils aient démontré une excellente validité du 6MWT par rapport au TUG, ce test de référence évaluant la capacité fonctionnelle et non la capacité aérobie, ce n'est pas ce paramètre du 6MWT que nous voulons évaluer.

La population étudiée par Reid et al. (53) est composée d'amputés de différents niveaux d'amputation, mais marchant tous sans aide technique. Les résultats ne s'intéressent donc qu'à cette partie de notre population cible. Concernant l'évaluation de la validité du 6MWT, ce test présente une meilleure corrélation avec les tests de performance par rapport aux questionnaires. Néanmoins, hormis le 2MWT, les autres tests de référence n'évaluent pas la composante énergétique de la marche. Leurs résultats ne sont donc pas applicables à notre étude.

Dans l'étude de Hagberg et al. (54), l'étiologie de l'amputation des patients est autre qu'une pathologie vasculaire. Or, cette étiologie représente 92% de la population générale des amputés (39). Donc les résultats ne sont pas applicables à toute la population de notre étude. De plus, dans le protocole de l'étude, les patients avaient seulement 5 minutes de pause entre les deux mesures. Les résultats montrent une accélération de la vitesse lors de la deuxième mesure. Cela peut être dû à l'effet d'échauffement. Le fait qu'il n'y ait pas de test d'essai préliminaire est une limite à cette étude.

Enfin, la seule étude évaluant le POGS (55) ne présente qu'un échantillon de 10 amputés du membre inférieur. Le fait du faible nombre de patients et ne connaissant pas l'étiologie de leur amputation, nous ne pouvons pas généraliser les résultats de cette étude à notre recherche. De plus, Hillman et al. ont considéré une classification du coefficient de répétabilité à leur guise (21).

5.3 Qualités métrologiques des tests évaluant les paramètres de l'AQM

Les résultats des études concernant les qualités métrologiques des tests sont présentés dans le Tableau VI.

- **2MWT**

D'après l'étude de Resnik et Borgia, la fiabilité intra-examineur est bonne. Le coefficient de corrélation intraclass (CCI) est de 0,83, ce qui montre une bonne fiabilité intra-examineur (50). Cependant, l'étude de Brooks et al. (2002) indique que ce CCI varie entre 0,90 et 0,96 en fonction des examinateurs, démontrant une excellente fiabilité intra-examineur. Le CCI de la variabilité inter-examineur varie entre 0,98 et 0,99 sur les deux jours d'évaluation. Les résultats sont similaires dans les deux sous-groupes de patients hospitalisés et de patients en ambulatoire (33).

Brooks et al. (2001) évaluent la validité convergente du 2MWT par rapport au 36-Item Short Form Survey Instrument (SF-36) et à la Houghton Scale (HS). Le SF-36 est un questionnaire relatant la qualité de vie liée à la santé perçue par le patient. La HS quantifie l'utilisation prothétique dans la durée, dans le contexte, avec des aides techniques à la marche et la confiance sur différents terrains. A la sortie de l'hospitalisation, les résultats du 2MWT ont

Tableau VI Paramètres métrologiques du 2MWT, du 6MWT, du PCI et du POGS chez les amputés du membre inférieur

Test	Fiabilité relative		Fiabilité absolue	Validité		Réactivité
	Reproductibilité intra-opérateur	Reproductibilité inter-opérateur	ESM	Convergente	Discriminative	CMD
2MWT	CCI=[0,90 ; 0,96] (33) CCI=0,83 (50)	CCI =[0,98 ; 0,99] (33)	14,9m (50)	<u>A la sortie :</u> SF-36 : R=0,22 (p=0,008) (35) HS : R= 0,479 (p<0,001) (35) <u>Après 3 mois :</u> SF-36 : R=0,493 (p<0,001) (35)	<u>Genre :</u> Initiale : p=0,03 (35) Sortie : p<0,001(35) Suivi : p=0,01 (35)	CMD ₉₀ = 34,3m (50)
6MWT	CCI=0,97 (50,51) CCI=0,94 (52)	/	<u>AR 30m :</u> 19,9m (50) <u>AR 20m :</u> 12,6m (51) <u>6*4m :</u> 12,5m (51)	2MWT :R=0,95 (p<0,0001) (53) TUG : R=-0,72 (p<0,0001) (53) R=-0,67 (p=0,004) (52) OLBT sur prothèse YO ; YF : (52) R=0,63 (p<0,05) ; R=0,61 (p<0,05) OLBT sur membre CL YO ; YF : (52) R=0,00 ; R=0,42 LCI-5 : R=0,61 (p<0,0001) (53) ABCs : R=0,60 (p<0,0001) (53) HS : R=0,57 (p<0,0001) (53)	K-level : p<0,0001(53) Etiologie : p<0,0001(53) Age : p<0,0001 (53) Genre : p=0,24 (53)	<u>AR 30m :</u> CMD ₉₀ =45,0m (50) <u>AR 20m :</u> CMD ₉₅ =34,8m (51) <u>6*4 :</u> CMD ₉₅ =34,7m (51)
PCI	CCI=0,966 (54)	/	0,041 (54)	/	Niveau amputation : R=0,596 (p=0,001) (54)	CMD ₉₅ =0,116 (54)
POGS	CoR=3 (55)	CoR=5,95 (55)	/	/	/	/

ESM, erreur standard de mesure ; CMD, changement minimal détectable ; SF-36, 36-Item Short Form Survey Instrument ; HS, Houghton Scale ; initiale, prise en charge initiale ; sortie, à la sortie de l'hôpital ; suivi, 3 mois après l'hospitalisation ; AR, aller-retour ; TUG, Timed Up and Go test ; OLBT, One Leg Balance Test ; YO, yeux ouverts ; YF, yeux fermés ; CL, controlatéral ; ABCs, Activities-Specific Balance Confidence Scale ; CoR, coefficient de répétabilité

une mauvaise corrélation avec ceux du SF-36 ($R=0,22$; $p=0,008$) mais ont une corrélation modérée avec ceux de la HS ($R=0,479$; $p<0,001$). Cependant, 3 mois après la sortie de l'hôpital, la corrélation entre les résultats du 2MWT et du SF-36 ont une corrélation modérée ($R=0,493$; $p<0,001$). De plus, selon l'étude, il y a une différence significative entre les résultats des hommes et des femmes à la prise en charge initiale, à la sortie de l'hospitalisation et 3 mois après ($p=0,03$; $p<0,001$; $p=0,01$) (35).

D'après Brooks et al. (2001), les hommes ont des résultats significativement différents des femmes à la prise en charge initiale après l'adaptation de leur prothèse, à la sortie de leur rééducation et 3 mois après leur rééducation.

L'erreur standard de mesure du 2MWT est calculée par Resnik et Borgia et est de 14,9 mètres. Cette valeur leur a permis de connaître le changement minimal détectable (avec un intervalle de confiance à 90%) qui est de 34,4 mètres. Egalement, Brooks et al. (2001) indiquent qu'il y a une amélioration significative de la distance parcourue au 2MWT à la prise en charge initiale par rapport à la sortie ($R=0,720$; $p<0,001$), à la sortie par rapport à 3 mois après ($R=0,778$; $p<0,001$) et à la prise en charge initiale par rapport à 3 mois après la sortie ($R=0,568$; $p<0,001$). Le 2MWT est réactif au changement avec la rééducation pour les amputés du membre inférieur (35).

- **6MWT**

La fiabilité intra-examineur du 6MWT est excellente d'après Resnik et Borgia, Cox et al. et Lin et Bose avec un CCI de 0,97 (50,51) ou de 0,94 (52). Dans leur étude, Cox et al. ont différencié deux types de configuration du 6MWT. La première est un parcours classique d'aller-retour de 20m. La deuxième configuration est en forme de rectangle de 6m par 4m. Ces deux configurations ont révélé avoir la même fiabilité intra-examineur.

Lin et Bose et Reid et al. ont évalué la corrélation des résultats chez les amputés du membre inférieur du 6MWT avec ceux du 2MWT, du Timed Up and Go test (TUG), du One Leg Balance Test (OLBT), du LCI-5, de l'Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABCs) et de la HS. La corrélation entre le 6MWT et le 2MWT est excellente ($R=0,95$; $p<0,0001$) (53). Le TUG est un test évaluant la durée que le patient met à se lever d'une chaise, marcher 3m, faire demi-tour et revenir s'asseoir. La corrélation de ce test avec le 6MWT est négative et

excellente ($R=-0,72$; $P<0,0001$ (53) ; $R=-0,67$; $p=0,004$ (52)). Le OLBT est le temps maximal maintenu en équilibre sur un pied, avec 30 secondes comme limite plafond du test. Le OLBT sur le membre prothétique présente une excellente corrélation yeux ouverts et yeux fermés avec le 6MWT ($R=0,63$, $R=0,61$; $p<0,005$ respectivement). Par contre, le OLBT sur le membre non amputé n'a pas de corrélation yeux ouverts mais une corrélation modérée les yeux fermés avec le 6MWT ($R=0,00$, $R=0,42$ respectivement) (52). Le LCI-5 mesure les compétences ambulatories du patient telles qu'il les perçoit. La corrélation entre le LCI-5 et le 6MWT est également excellente ($R=0,61$; $p<0,0001$) (53). La ABCs est un questionnaire d'auto-évaluation de 16 items qui mesure la confiance qu'a le patient en son équilibre dans diverses activités. Le 6MWT présente aussi une excellente corrélation avec la ABCs ($R=0,60$; $p<0,0001$) (53). Enfin, la HS a une corrélation modérée avec le 6MWT ($R=0,57$ ($p<0,0001$) (53)).

Reid et al. trouvent des différences statistiquement significatives entre les distances du 6MWT des sous-groupes en fonction de l'étiologie de l'amputation, du K-level et de l'âge ($p<0,0001$). Le k-level est une échelle à 5 niveaux par rapport aux capacités fonctionnelles d'un amputé. La différence entre les groupes féminin et masculin tend à être significative, les hommes marchant plus loin que les femmes ($p = 0,24$).

Le 6MWT réalisé avec dans un couloir de plus de 30,5m de long a une erreur standard de mesure de 19,9m et permet de détecter une évolution clinique à partir de 45m de différence entre deux mesures (avec un intervalle de confiance à 90%) (50). Le parcours du 6MWT peut également être des allers-retours de 20m ou bien un rectangle de 6m par 4m. L'erreur standard de mesure est de 12,6m ou 12,5m respectivement, et le changement minimal détectable est de 34,8m ou 34,7m (avec un intervalle de confiance à 95%) respectivement (51).

- **PCI**

D'après l'étude de Hagberg et al., la reproductibilité intra-examineur du PCI est excellente pour les amputés du membre inférieur. Le coefficient de corrélation intra-classe est de 0,966 (54).

De plus, il y a une corrélation modérée positive entre les moyennes du PCI en fonction du niveau d'amputation dans l'ordre disto-proximal (ρ de Spearman=0,596 ; $p=0,001$). Cela confirme la validité de mesure du PCI chez les amputés du membre inférieur (54).

L'erreur standard de mesure du PCI est 0,041. La valeur du PCI doit évoluer de plus ou moins 0,116 pour affirmer qu'il y a une réelle différence entre deux tests (54).

- **POGS**

Hillman et al. ont évalué la fiabilité relative du POGS par évaluation vidéo. Selon leur étude, la reproductibilité intra-examineur est bonne avec un coefficient de répétabilité de 3. Cependant, la reproductibilité inter-examineur est pauvre avec un coefficient de répétabilité de 5,95 (55)

6 Discussion

6.1 Interprétations des résultats

- **2MWT**

Le 2MWT a une excellente fiabilité intra-examineur et inter-examineur pour les amputés transtibiaux (33). Pour les amputés du membre inférieur avec une bonne forme physique, sa fiabilité intra-opérateur est bonne (50).

Ce test ne présente pas une bonne validité convergente par rapport à des questionnaires fonctionnels. Cependant, ils ne mesurent pas le paramètre du 2MWT que nous évaluons dans notre étude, l'aspect énergétique de la marche (35).

Le 2MWT est capable de différencier les hommes et les femmes en deux sous-groupes en fonction de leur résultat (35).

Son erreur standard de mesure est 14,9m et il est réactif au changement à partir de 34,4m pour les amputés du membre inférieur en bonne forme physique (50).

De plus, le 2MWT est fortement prédictif du 6MWT pour les amputés du membre inférieur. L'équation de prédiction serait celle-ci : $6MWT (m) = 3,14 * 2MWT (m) - 54,5$ selon Reid et al (53).

Ces résultats viennent d'études construites de manière correcte (Tableau V) à l'exception de l'applicabilité des patients à la population entière de notre étude. Cependant, les sous-groupes des études se complètent et représentent l'ensemble de notre population lorsqu'ils sont associés. Au vu de l'excellente fiabilité et de la bonne validité discriminative du 2MWT, il serait pertinent de l'utiliser pour évaluer la marche des amputés du membre inférieur.

- **6MWT**

La fiabilité intra-examineur du 6MWT est excellente pour tous les amputés du membre inférieur (50–52).

Ce test est valide par ordre décroissant de corrélation en comparaison au 2MWT, au TUG, au LCI-5 et à l'ABCs. Les études suggèrent que le 6MWT a une bonne validité convergente quand il est utilisé pour les amputés du membre inférieur se déplaçant sans aide technique en termes de mesure fonctionnelle (52,53).

Le 6MWT a une bonne validité discriminative par rapport à l'étiologie de l'amputation, de l'âge, du genre et du k-level du patient amputé du membre inférieur se déplaçant sans aide technique (53).

Pour les amputés du membre inférieur, l'erreur standard de mesure du 6MWT est 12,6m et le changement minimal détectable par ce test est 34,8m (51). Pour les amputés du membre inférieur avec une bonne condition physique, la marge d'erreur de mesure du 6MWT est 19,9m et ce test peut évaluer une évolution clinique si le résultat change de plus ou moins 45m (50).

Les quatre publications étudiant le 6MWT ont été bien construites sauf celle de Lin et Bose où l'on retrouve de nombreux biais (Tableau V). Néanmoins, les études de Cox et de Reid évaluent les mêmes paramètres et convergent vers les mêmes résultats. Donc le 6MWT semble être intéressant à utiliser dans cette population car il est fiable, valide et réactif.

- **PCI**

La fiabilité intra-examineur du PCI pour les amputés d'une étiologie autre que vasculaire du membre inférieur est excellente (54).

Par les résultats du PCI, nous pouvons différencier les sous-groupes d'amputés d'une étiologie autre que vasculaire du membre inférieur en fonction de leur niveau d'amputation (54).

L'erreur standard de mesure est 0,039 du PCI et le changement clinique minimal détectable est 0,116 pour les amputés d'une étiologie autre que vasculaire du membre inférieur (54).

Le seul article évaluant le PCI présente quelques biais ne permettant pas d'utiliser ce test chez toute la population d'amputés du membre inférieur mais seulement chez ceux ayant une autre étiologie que vasculaire. Cependant, il paraît judicieux de s'en servir car il a une excellente fiabilité intra-examineur et une bonne validité discriminative.

- **POGS**

La fiabilité intra-examineur du POGS tendrait à être bonne. Mais la fiabilité inter-examineur tend à être mauvaise (55).

La publication de Hillman et al. présente des hauts risques de biais. Il est donc impossible de dire si ou non il serait convenable de pratiquer ce score. Néanmoins, d'après les modiques résultats de la fiabilité de ce score, nous ne conseillerions pas d'utiliser cet outil.

En conclusion, la qualité méthodologique des articles étudiés n'est pas excellente sur tous les points. Notamment, la sélection des patients n'est pas applicable à notre étude pour la plupart d'entre eux. Néanmoins, pour la majorité des paramètres métrologiques évalués, les différents types de patients entre les articles se complètent pour représenter la globalité de la population d'amputés du membre inférieur.

Les trois tests 2MWT, 6MWT et PCI sont intéressants à utiliser pour estimer le coût de la marche en se basant sur leurs propriétés métrologiques. Cependant, ils n'apportent pas de données réelles sur la consommation d'oxygène. Le score évaluant les paramètres cinématiques, POGS, ne semble pas être un outil fiable. Enfin, aucun test clinique n'a été identifié pour évaluer les paramètres cinétiques de la marche.

6.2 Implication professionnelle

Cette étude visait à identifier les tests cliniques d'analyse de la marche chez les amputés du membre inférieur. En se basant sur les paramètres que l'AQM évalue, notre recherche a mis en lumière le 2MWT, le 6MWT, le PCI et le POGS.

Concernant l'évaluation de l'aspect énergétique de la marche, le 2MWT et le 6MWT semblent être les tests se rapprochant le plus des critères EPB pour la population de notre recherche. Bien qu'ils soient valides par rapport à des tests fonctionnels, ils ont une excellente fiabilité et sont réactifs à l'évolution clinique. En outre, il a été démontré par Reid et al. (53) que le 2MWT était hautement prédictif du 6MWT. Cependant, la distance réalisée lors du 6MWT reflète celle d'une personne se déplaçant dans la communauté. Les exigences d'une déambulation typique dans les commodités, comme la marche dans un supermarché ou un magasin, requièrent une distance d'environ 132 à 342 m pour des communes de différentes tailles (56). En connaissance de ce fait, il pourrait être intéressant d'utiliser le 6MWT pour les amputés avec de plus faibles capacités fonctionnelles pour s'assurer qu'ils en ont la possibilité. Ainsi, ce test devient un objectif de rééducation pour ces patients en termes d'autonomie et de qualité de vie. Car, pour les amputés, la vitesse et la distance de marche sont des déterminants de leur perception de qualité de vie (4). Néanmoins, pour les amputés déclarant pouvoir se déplacer sur des distances convenables à leur guise, il serait judicieux d'utiliser le 2MWT. Ce test serait adéquat en termes de suivi à travers la rééducation. Il permet aux professionnels de santé de gagner quatre minutes supplémentaires qui peuvent être sollicitées pour d'autres tests complémentaires par exemple.

Les rééducateurs ont également la possibilité d'utiliser le PCI pour évaluer l'aspect énergétique de la marche chez les amputés ayant une autre étiologie que vasculaire. Cet indice semble fiable, valide et réactif pour cette population. De plus, en prenant en compte la fréquence cardiaque, il se rapproche davantage des dépenses énergétiques associées à la marche par rapport aux 2MWT et 6MWT.

Dans notre étude n'avons pas trouvé de test apportant un résultat de consommation d'oxygène pour les amputés du membre inférieur. Cependant, les distances parcourues lors des 2MWT et 6MWT reflètent l'endurance du patient et le PCI est un outil pouvant estimer

le coût énergétique de sa marche. Ces tests sont complémentaires et leurs résultats donnent un ordre d'idée des dépenses énergétiques de la marche.

Le test clinique se rapprochant le plus de l'AQM est le POGS. Chacun des seize items représente les caractéristiques les plus importants de la marche des amputés transtibiaux et transfémoraux qui peuvent être observées facilement. Le score de chaque item est évalué en fonction de l'écart-type (σ) de données recueillies par AQM sur des sujets sains. Le score « normal » correspond à une valeur inférieure à $1,5 \sigma$, les valeurs comprises entre $1,5 \sigma$ et $4,5 \sigma$ représentent un score « modéré » et les valeurs supérieures à $4,5 \sigma$ sont considérées comme sévères dans le score (55). Bien que ce test soit basé sur le *gold standard* de l'analyse de la marche, seulement une étude l'évalue. De plus, au regard des biais de cette étude et de ses résultats, le POGS ne semble pas être un outil fiable pour évaluer la marche d'un amputé du membre inférieur. Ce test ne semble pas avoir de bonnes qualités métrologiques. Néanmoins, les items du POGS peuvent être utilisés par les rééducateurs pour se rappeler d'être vigilant et attentif à ce genre de caractéristiques de marche chez les amputés du membre inférieur.

6.3 Les tests fonctionnels

Au sein des articles étudiés dans notre recherche, l'AQM n'est jamais utilisée comme test de référence. Les auteurs comparent les tests étudiés à des tests fonctionnels pour vérifier leur validité : le SF-36 et la HS dans l'étude Brooks et al. (2001) (35), le TUG et le OLBT dans les études de Lin et Bose (52) et Reid et al. (53), le LCI-5 et la ABCs dans l'étude de Reid et al. (53). Nous pouvons classer en deux catégories les tests fonctionnels que nous retrouvons dans la littérature. D'une part, il existe les questionnaires et échelles apportant des résultats subjectifs sur la capacité ambulatoire ou sur la composante mentale par exemple (SF-36, HS, LCI-5, ABCs). D'une autre part, nous identifions les tests fonctionnels délivrant des résultats objectifs sur les capacités ambulatories (TUG, 2MWT, 6MWT).

Le Rivermead Mobility Index (RMI) évalue la mobilité fonctionnelle d'un patient. Cet index est constitué de 15 items évaluant du retournement au lit à la course à pied en passant par la montée et descente d'escaliers (Annexe 1). Ce test est couramment employé par les rééducateurs car il est rapide et facile à remplir. Certains auteurs l'incluent dans leur revue de la littérature évaluant l'analyse de la marche chez les amputés du membre inférieur,

notamment Balk et al. (57) et Deathe et al. (58). Les paramètres psychométriques du RMI sont évalués par Ryall et al. (36) et Franchignoni et al. (37) chez les amputés du membre inférieur. Ces deux études montrent que le RMI a une bonne fiabilité (CCI=0,99) et est valide par rapport à un test de marche chronométré sur 10m chez cette population ($r=0,70$; $p<0,0001$). Franchignoni prouve que le RMI semble être réactif à l'évolution clinique des patients. Or, dans l'étude de Ryall et al., 35% des patients atteignent le plafond du score, ce qui montre la limite de la réactivité de l'index. Le RMI semble avoir une qualité métrologique correcte, cependant, cet index présente certaines limites lorsqu'il est utilisé pour les amputés du membre inférieur. D'abord, le RMI est composé d'items évaluant des transferts ne posant pas problème de manière générale dans cette population. Encore, l'item 12 est relatif à la marche en extérieur sur un sol irrégulier avec comme exemple la pelouse, le gravier, la terre, la neige, la glace. Il est difficile de répondre à cet item, car le patient pourrait avoir la capacité de marcher sur des graviers mais sur la glace par exemple. Il est dommage de ne pas catégoriser cet item. Enfin, le dernier item concernant la course est irréaliste pour la plupart des amputés car courir sans boiter avec une prothèse n'est pas couramment observé. De plus, même si la course est réalisée avec une boiterie, cela ne veut pas dire qu'elle n'est pas fonctionnelle car chacun a sa manière de courir, c'est ce qu'on appelle la signature posturale. Pour conclure sur le RMI, cet index répond aux critères EPB, mais il ne semble pas approprié en application clinique pour les amputés du membre inférieur. Bien qu'il puisse être utile pour des études épidémiologiques (36,37).

Le Prosthetic Evaluation Questionnaire (PEQ) est un questionnaire spécifique aux amputés. Il est composé de 83 items répartis en 10 échelles : l'utilisation de la prothèse, la santé du membre résiduel, l'apparence du membre résiduel, la santé de l'autre membre, la marche, les transferts, l'expérience psychosociale perçue, la frustration, le fardeau social et le bien-être. Selon les études de Resnik et al. (50) et Legro et al. (59) cet instrument n'est pas fiable pour tous les items mais seulement quelques-uns (CCI = [0,41 ; 0,93] et CCI = [0,56 ; 0,89] respectivement). Bien que le PEQ semble être exhaustif quant à l'analyse de la marche chez les amputés, ce questionnaire ne semble pas être un outil fiable.

Le Locomotor Capabilities Index 5 (LCI-5) permet d'évaluer la capacité perçue d'un patient à réaliser 14 différentes activités locomotrices avec leur prothèse. Chaque item est noté de 0 (il ne peut pas) à 4 (il peut sans aide technique). Franchignoni et al. ont réalisé deux études

sur les paramètres psychométriques du LCI-5. Sa fiabilité semble excellente (CCI=0,98) et ses résultats seraient valides par rapport à ceux du RMI ($R=0,74$; $p<0,0001$) (60). De plus, selon Franchignoni et al., le LCI-5 serait réactif car il est sensible au changement à partir d'une évolution de 5,66 points ou plus, et, la différence minimale cliniquement importante est de 7 points (61). Il pourrait être intéressant d'utiliser ce test chez les amputés du membre inférieur.

Le Comprehensive High-Level Activity Mobility Predictor (CHAMP) est un test fonctionnel composé de 4 performances. La première est le OLBT effectué sur les deux membres l'un après l'autre. Ensuite, le patient doit aller le plus vite possible en se déplaçant sur les côtés sur 4 m de large en 10 secondes. Puis, le patient réalise le T-Test. On le chronomètre pendant qu'il se déplace le plus vite possible en allant 10m en avant, tournant à droite sur 5m, faisant demi-tour, marchant 10m, faisant demi-tour, marchant 5m et tournant à droite sur 5m. Enfin, le patient effectue un dernier parcours, l'Illinois Agility Test où il est chronométré sur un slalom. Chaque performance est répétée trois fois et les temps et les distances sont convertis en points en fonction de la grille du test. Ce test s'adresse particulièrement aux amputés avec une certaine capacité de mobilité comme son nom l'indique. Ce test fonctionnel a une excellente fiabilité inter et intra opérateur (CCI=1,0 et CCI=0,97) selon Gailey et al. (62). Le CHAMP serait valide par rapport aux résultats du 2MWT, du 6MWT et de l'Amputee Mobility Predictor with Prosthesis (AMPPro) ($R=0,65$; $R=0,80$; $R=0,87$; $p<0,01$) (63,64). Ce test aurait une bonne validité discriminative en fonction du k-level, de l'âge, de l'étiologie de l'amputation, et du niveau d'amputation du patient (63). De plus, d'après l'étude d'Antone et al., le CHAMP a un effet plafond très limité et Gailey et al. ont calculé un changement minimal détectable à 3,74 points. Cet instrument semblerait pertinent à utiliser pour analyser la marche des amputés du membre inférieur.

Le L Test of Functional Mobility (L Test) est une modification de la configuration du TUG. Le parcours a la forme d'un « L » avec un angle droit et les distances sont de 3m par 7m. D'après l'étude de Deathe et Miller (65) le L Test aurait une excellente fiabilité intra et inter examinateur (CCI=0,97 et CCI=0,96 respectivement). De plus, il aurait une bonne corrélation avec des tests de performance tels que le 2MWT, le TUG et le test de 10m chronométré. Egalement, le L Test aurait une bonne validité discriminative par rapport au niveau de l'amputation, de l'étiologie de l'amputation, de la marche avec ou sans aide technique, de

l'autonomisation de la marche et de l'âge du patient. Alors, il peut être judicieux de pratiquer ce test pour cette population.

Enfin, le L Test peut être adapté pour évaluer l'autonomisation de la marche avec le Dual-Task Functional Mobility Protocol. Le patient réalise un L Test tout en soustrayant 3 en partant de 100. Ce test est décrit comme ayant une excellente fiabilité intra opérateur (CCI = [0,93 ; 0,998]) par Hunter et al. (66). Peu d'études semblent avoir étudié ce test, mais il pourrait être intéressant à utiliser pour compléter un bilan de marche chez les amputés du membre inférieur.

De nombreux tests fonctionnels paraissent pertinents à utiliser pour compléter une analyse de la marche chez un amputé du membre inférieur. Néanmoins, en tant que rééducateur, nous devons être vigilent quant à la qualité métrologique de ces instruments avant de les réaliser. En effet, certains d'entre eux seraient moins applicables à cette population même s'ils sont couramment utilisés en pratique.

6.4 Perspectives de notre analyse de la littérature

Nous avons axé notre recherche sur les paramètres de marche mis en avant par l'AQM car c'est le *gold standard* de l'analyse de la marche. Cependant, les tests mis en lumière dans nos résultats ne sont pas exhaustifs en termes d'évaluation de la marche chez un amputé du membre inférieur. En effet, d'autres déterminants de la marche sont à considérer au sein de la rééducation d'un patient de cette population « spécifique ». L'AQM ne permet pas d'évaluer la crainte d'appréhender des escaliers, l'acceptation de l'amputation et la marche en situation de la vie quotidienne par exemple. Ces paramètres sont importants à prendre en compte car il est possible que l'un d'entre eux fasse barrage à l'évolution positive de la rééducation. Il serait dommage de passer à côté de l'un de ces aspects de la marche en se restreignant à un modèle semblable à l'AQM. Ainsi nous évaluerions de manière plus globale la marche appareillée et non seulement dans les conditions optimales que propose l'AQM.

De ce fait, notre travail pourrait être le début d'une recherche scientifique sur l'analyse de la marche des amputés du membre inférieur en fonction de différents déterminants de marche. Nous avons déjà évalué l'aspect énergétique de la marche avec le 2MWT, le 6MWT et le PCI. Quant au paramètre cinématique, aujourd'hui aucun test fiable n'est trouvé dans la

littérature. Enfin, pour les prochains travaux, il serait intéressant d'analyser les tests évaluant les paramètres psychosocial (SF-36), fonctionnel (CHAMP), d'autonomisation (Dual-Task Mobility Protocol) et de prothétisation (LCI-5) par exemple.

6.5 Limites du travail réalisé

Lors de l'identification des publications, seulement quatre bases de données ont été consultées (ScienceDirect, PubMed, DiTA et Sralab). Bien qu'elles représentent une source importante d'informations, d'autres moteurs de recherche tels que Cochrane Library, Embase et Physiopedia auraient pu être interrogés. Nous aurions probablement eu une identification des articles plus globale et représentative de la littérature scientifique actuelle.

Aussi, seules les études de langue française ou anglaise ont été incluses dans la revue. Ainsi, cela a permis d'éviter tout biais de mauvaise interprétation de la part de l'auteur. Cependant, cela a pu contribuer à un silence documentaire vis-à-vis de la littérature étrangère.

De plus, les publications étudiées ne mesurent pas tous les paramètres pertinents pour le clinicien. Par exemple la différence minimale cliniquement importante n'est pas mesurée dans les articles de notre recherche. Cette différence représente le changement minimal d'un résultat qui pourrait être considéré comme importante par le clinicien. Elle représente l'objectif minimal d'amélioration requise pour un test (21). Avec ces valeurs nous aurions pu interpréter le changement minimal détectable des tests. Or, nous ne pouvons que les apprécier de manière qualitative.

Enfin, tous les articles évaluant la validité convergente des tests sont basés sur des tests de référence ne mesurant pas le paramètre évalué du test analysé. Donc, la validité convergente étudiée pour nos tests n'apporte pas d'information essentielle pour notre recherche. Mais cela ne retire aucunement la qualité de la validité discriminative des tests par rapport aux différents sous-groupes.

7 Conclusion

Cette revue de la littérature avait pour objectif de mettre en lumière les tests cliniques évaluant la marche chez les amputés du membre inférieur, en reprenant un postulat « biomécanique », notamment à partir des paramètres évalués par l'analyse quantifiée de la marche. Trois tests ont été identifiés pour évaluer l'aspect énergétique de la marche : le 2 Minute Walk Test, le 6 Minute Walk Test et le Physiological Cost Index. Le Prosthetic Observational Gait Score a été retenu pour évaluer les paramètres cinématiques de la marche.

Le 2MWT présente une excellente fiabilité intra et inter examinateur et une bonne validité convergente et discriminative pour les amputés du membre inférieur. De plus, ce test est hautement prédictif du 6MWT. Le 6MWT a une excellente fiabilité intra-examinateur pour toute la population étudiée et une bonne validité convergente et discriminative pour les amputés marchant sans aide technique. Le PCI possède une excellente fiabilité intra-examinateur et une bonne validité discriminative pour les amputés du membre inférieur ayant une autre étiologie qu'une pathologie vasculaire. Enfin, la fiabilité intra-examinateur du POGS tendrait à être bonne mais pas la fiabilité inter-examinateur est faible.

Pour évaluer l'aspect énergétique de la marche, les cliniciens peuvent utiliser le 2MWT et le PCI chez les amputés du membre inférieur. Cependant, s'ils veulent s'assurer que leurs patients puissent se déplacer sur une distance typique dans la communauté, alors ils devraient réaliser le 6MWT à la place du 2MWT. En effet, le 6MWT permet d'atteindre ces distances requises contrairement à son homologue.

Cette étude fait ressortir qu'aucun test fiable et valide ne mesure les paramètres cinématiques de la marche.

Le 2MWT, le 6MWT et le PCI ne sont pas exhaustifs en termes d'évaluation de la marche chez les amputés du membre inférieur. D'autres déterminants de marche importants tel que l'aspect fonctionnel et psychosocial restent à évaluer dans le cadre d'autres études pour avoir une vision globale de la marche appareillée d'un amputé.

Références bibliographiques et autres sources

1. Organisation Mondiale de la Santé. Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé: CIF. Genève; 2001. 304 p.
2. Arribart K. Principes de kinésithérapie dans le traitement des patients artritiques amputés de membres inférieurs. *Kinésithérapie Rev.* févr 2019;19(206):19-24.
3. Organisation Mondiale de la Santé. Vieillesse et santé. 2018.
4. Guirao L, Samitier B, Tibau R, Alós J, Monago M, Morales-Suarez-Varela M, et al. Distance et vitesse de marche chez les amputés en transfémoral équipés d'une prothèse à appui distal. *Rev Chir Orthopédique Traumatol.* oct 2018;104(6):638.
5. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J NeuroEngineering Rehabil.* 2006;3:4.
6. Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, Desloovere K. Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med.* août 2016;52(4):560-74.
7. Watelain E. La marche humaine : de l'analyse quantifiée à l'aide au diagnostic. *Mov Sport Sci - Sci Mot.* 2017;(98):1-4.
8. Armand S, Bonnefoy-Mazure A, de Coulon G, Hoffmeyer P. Analyse quantifiée de la marche : mode d'emploi. *Rev Med Suisse.* 2015;11:1916-20.
9. Organisation Mondiale de la Santé. Glossaire de la promotion de la santé. Genève; 1999. 25 p.
10. Delafontaine A. Locomotion humaine: marche, course : bases fondamentales, évaluation clinique et applications thérapeutiques de l'enfant à l'adulte. Elsevier; 2018.
11. Whittle MW. Gait analysis: an introduction. 4th ed., reprinted. Edinburgh: Elsevier; 2008. 255 p.
12. Kirtley C. Clinical gait analysis: theory and practice. Edinburgh: Elsevier; 2006. 316 p.
13. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, NJ: Slack; 1992. 524 p.
14. Basmajian JV, éditeur. Biofeedback: principles and practice for clinicians. 3rd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1989. 396 p.
15. Dujardin F, Tobenas-Dujardin A, Weber J. Anatomie et physiologie de la marche, de la position assise et debout. *EMC - Appareil locomoteur.* 2009;1-18.
16. Clark DJ. Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Front Hum Neurosci.* mai 2015;9.
17. Gage JR. The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. London: Mac Keith Press; 2009.
18. Czerniecki JM. Rehabilitation in limb deficiency. 1. Gait and motion analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* mars 1996;77(3):S3-8.

19. Hug F, Vogel C, Tucker K, Dorel S, Deschamps T, Le Carpentier É, et al. Individuals have unique muscle activation signatures as revealed during gait and pedaling. *J Appl Physiol*. 1 oct 2019;127(4):1165-74.
20. Ianssek R, Morris M. *Rehabilitation in movement disorders*. Cambridge University Press. 2013.
21. Piette P. *Métriologie appliquée à la kinésithérapie : mesures, tests et bilans, concepts fondamentaux*. EMC - Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation. 2016;1-15.
22. Sackett DL, Rosenberg WMC, Gray JAM, Haynes RB, Richardson WS. Evidence based medicine: what it is and what it isn't. *BMJ*. 13 janv 1996;312(7023):71-2.
23. Mokkink LB, Terwee CB, Patrick DL, Alonso J, Stratford PW, Knol DL, et al. The COSMIN checklist for assessing the methodological quality of studies on measurement properties of health status measurement instruments: an international Delphi study. *Qual Life Res*. mai 2010;19(4):539-49.
24. Schalock RL, Gomez LE, Verdugo MA, Claes C. Evidence and Evidence-Based Practices: Are We There Yet? *Intellect Dev Disabil*. avr 2017;55(2):112-9.
25. Rothstein JM, Echternach JL, American Physical Therapy Association. *Primer on measurement: an introductory guide to measurement issues, featuring the American Physical Therapy Association's standards for tests and measurements in physical therapy practice*. Alexandria, Va.: American Physical Therapy Association; 1993.
26. Vaucher P. Fiabilité d'un test, d'une mesure ou d'une procédure d'évaluation. *Mains Libres*. 6 sept 2017;49-55.
27. Mokkink LB, Terwee CB, Patrick DL, Alonso J, Stratford PW, Knol DL, et al. The COSMIN study reached international consensus on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-reported outcomes. *J Clin Epidemiol*. juill 2010;63(7):737-45.
28. Pallot A. *Evidence based practice en rééducation: démarche pour une pratique raisonnée*. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2019.
29. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture*. avr 2009;29(3):360-9.
30. Cutti AG, Raggi M, Andreoni G, Sacchetti R. Clinical gait analysis for amputees: innovation wishlist and the perspectives offered by the outwalk protocol. *G Ital Med Lav Ergon*. sept 2015;37 Suppl(3):45-8.
31. Megrot F. [cité 8 janv 2020]. Disponible sur: <http://www.megrot.com/analysedelamarche/author/fmegrot/>
32. Bohannon RW. Normative reference values for the two-minute walk test derived by meta-analysis. *J Phys Ther Sci*. 2017;29(12):2224-7.
33. Brooks D, Hunter JP, Parsons J, Livsey E, Quirt J, Devlin M. Reliability of the two-minute walk test in individuals with transtibial amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1 nov 2002;83(11):1562-5.

34. Salavati M, Mazaheri M, Khosrozadeh F, Mousavi SME, Negahban H, Shojaei H. The Persian version of locomotor capabilities index: translation, reliability and validity in individuals with lower limb amputation. *Qual Life Res.* févr 2011;20(1):1-7.
35. Brooks D, Parsons J, Hunter JP, Devlin M, Walker J. The 2-minute walk test as a measure of functional improvement in persons with lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* oct 2001;82(10):1478-83.
36. Ryall NH, Eyres SB, Neumann VC, Bhakta BB, Tennant A. Is the Rivermead Mobility Index appropriate to measure mobility in lower limb amputees? *Disabil Rehabil.* janv 2003;25(3):143-53.
37. Franchignoni F, Brunelli S, Orlandini D, Ferriero G, Trallesi M. Is the Rivermead Mobility Index a suitable outcome measure in lower limb amputees?--A psychometric validation study. *J Rehabil Med.* 1 janv 2003;35(3):141-4.
38. Zingg M, Ray A, Uçkay I, Nicodème J-D. Amputations du membre inférieur : indications, bilan et complications. *Rev Med Suisse.* déc 2014;10:2409-13.
39. Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Trivison TG, Brookmeyer R. Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch Phys Med Rehabil.* mars 2008;89(3):422-9.
40. Moroz A, Flanagan SR, Zaretsky HH, éditeurs. *Medical Aspects of Disability for the Rehabilitation Professional.* Fifth edition. New York, NY: Springer Publishing Company, LLC; 2017. 814 p.
41. Manou B, Nandjui B, Alloh D, Bombo J, Zouzou AE, Coulibaly A, et al. Autonomie des amputés de membres inférieurs appareillés au centre de réadaptation physique de Côte d'Ivoire. *J Réadapt Médicale Prat Form En Médecine Phys Réadapt.* déc 2005;25(2):65-8.
42. Mezghani-Masmoudi M, Guermazi M, Feki H, Ennaouai A, Dammak J, Elleuch MH. Facteurs liés à l'avenir fonctionnel et professionnel des amputés des membres inférieurs appareillés. *Ann Réadapt Médecine Phys.* avr 2004;47(3):114-8.
43. Pillet H, Martinet N. Biomécanique de la marche des sujets amputés. *Ann Phys Rehabil Med.* oct 2012;55:105.
44. Kovac I, Medved V, Ostojić L. Spatial, temporal and kinematic characteristics of traumatic transtibial amputees' gait. *Coll Antropol.* mars 2010;34 Suppl 1:205-13.
45. Isakov E, Keren O, Benjuya N. Trans-tibial amputee gait: Time-distance parameters and EMG activity. *Prosthet Orthot Int.* déc 2000;24(3):216-20.
46. Pillet H, Villa C, Langlois K, Fodé P, Rapin N, Loiret I, et al. APSIC : Appareillage des Personnes amputées de membre inférieur dans des Situations Contraignantes de la vie courante. *Kinésithér Scient.* 2016;(573):19-29.
47. Zadro JR, Décary S, O'Keeffe M, Michaleff ZA, Traeger AC. Overcoming Overuse: Improving Musculoskeletal Health Care. *J Orthop Sports Phys Ther.* mars 2020;50(3):113-5.
48. Gedda M. Traduction française des lignes directrices PRISMA pour l'écriture et la lecture des revues systématiques et des méta-analyses. *Kinésithérapie Rev.* janv 2015;15(157):39-44.

49. Whiting PF. QUADAS-2: A Revised Tool for the Quality Assessment of Diagnostic Accuracy Studies. *Ann Intern Med.* 18 oct 2011;155(8):529.
50. Resnik L, Borgia M. Reliability of outcome measures for people with lower-limb amputations: distinguishing true change from statistical error. *Phys Ther.* avr 2011;91(4):555-65.
51. Cox PD, Frengopoulos CA, Hunter SW, Sealy CM, Deathe AB, Payne MWC. Impact of Course Configuration on 6-Minute Walk Test Performance of People with Lower Extremity Amputations. *Physiother Can Physiother Can.* 2017;69(3):197-203.
52. Lin S-J, Bose NH. Six-Minute Walk Test in Persons With Transtibial Amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1 déc 2008;89(12):2354-9.
53. Reid L, Thomson P, Besemann M, Dudek N. Going places: Does the two-minute walk test predict the six-minute walk test in lower extremity amputees? *J Rehabil Med.* 2015;47(3):256-61.
54. Hagberg K, Tranberg R, Zügner R, Danielsson A. Reproducibility of the physiological cost index among individuals with a lower-limb amputation and healthy adults. *Physiother Res Int J Res Clin Phys Ther.* juin 2011;16(2):92-100.
55. Hillman SJ, Donald SC, Herman J, McCurrach E, McGarry A, Richardson AM, et al. Repeatability of a new observational gait score for unilateral lower limb amputees. *Gait Posture.* 1 mai 2010;32(1):39-45.
56. Robinett CS, Vondran MA. Functional Ambulation Velocity and Distance Requirements in Rural and Urban Communities. *Phys Ther.* 1 sept 1988;68(9):1371-3.
57. Balk EM, Gazula A, Markozannes G, Kimmel HJ, Saldanha IJ, Trikalinos TA, et al. Psychometric Properties of Functional, Ambulatory, and Quality of Life Instruments in Lower Limb Amputees: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil.* déc 2019;100(12):2354-70.
58. Deathe AB, Wolfe DL, Devlin M, Hebert JS, Miller WC, Pallaveshi L. Selection of outcome measures in lower extremity amputation rehabilitation: ICF activities. *Disabil Rehabil.* 2009;31(18):1455-73.
59. Legro MW, Reiber GD, Smith DG, del Aguila M, Larsen J, Boone D. Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: Assessing prosthesis-related quality of life. *Arch Phys Med Rehabil.* 1 août 1998;79(8):931-8.
60. Franchignoni F, Orlandini D, Ferriero G, Moscato TA. Reliability, validity, and responsiveness of the locomotor capabilities index in adults with lower-limb amputation undergoing prosthetic training¹¹No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the author(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. *Arch Phys Med Rehabil.* 1 mai 2004;85(5):743-8.
61. Franchignoni F, Trallesi M, Monticone M, Giordano A, Brunelli S, Ferriero G. Sensitivity to change and minimal clinically important difference of the Locomotor Capabilities Index-5 in people with lower limb amputation undergoing prosthetic training. *Ann Phys Rehabil Med.* 1 mai 2019;62(3):137-41.
62. Gailey RS, Gaunaud IA, Raya MA, Roach KE, Linberg AA, Campbell SM, et al. Development and reliability testing of the Comprehensive High-Level Activity Mobility Predictor (CHAMP) in male servicemembers with traumatic lower-limb loss. *J Rehabil Res Dev.* 2013;50(7):905-18.

63. Anton A, Legault Z, Dudek N. Validity of the Comprehensive High-Level Activity Mobility Predictor in a heterogeneous population with lower extremity amputations. *Prosthet Orthot Int.* 16 janv 2020;030936461988755.
64. Gailey RS, COL (Ret), Scoville C, Gaunard IA, MSPT, Raya MA, et al. Construct validity of Comprehensive High-Level Activity Mobility Predictor (CHAMP) for male servicemembers with traumatic lower-limb loss. *J Rehabil Res Dev.* 2013;50(7):919-30.
65. Deathe AB, Miller WC. The L Test of Functional Mobility: Measurement Properties of a Modified Version of the Timed “Up & Go” Test Designed for People With Lower-Limb Amputations. *Phys Ther.* 1 juill 2005;85(7):626-35.
66. Hunter SW, Frengopoulos C, Holmes J, Viana R, Payne MW. Determining Reliability of a Dual-Task Functional Mobility Protocol for Individuals With Lower Extremity Amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* avr 2018;99(4):707-12.

Annexes

Annexe 1 : Rivermead Mobility Index

Name: _____

Day							
Month							
Year							
Turning over in bed: Do you turn over from your back to your side without help?							
Lying to sitting: From lying in bed, do you get up to sit on the edge of the bed on your own?							
Sitting balance: Do you sit on the edge of the bed without holding on for 10 seconds?							
Sitting to standing: Do you stand up from any chair in less than 15 seconds and stand there for 15 seconds, using hands and/or an aid if necessary?							
Standing unsupported: (Ask to stand) Observe standing for 10 seconds without any aid							
Transfer: Do you manage to move from bed to chair and back without any help?							
Walking inside: (with an aid if necessary): Do you walk 10 meters, with an aid if necessary, but with no standby help?							
Stairs: Do you manage a flight of stairs without help?							
Walking outside: (even ground): Do you walk around outside, on pavements, without help?							
Walking inside: (with no aid): Do you walk 10 meters inside, with no caliper, splint, or other aid (including furniture or walls) without help?							
Picking up off floor: Do you manage to walk five meters, pick something up from the floor, and then walk back without help?							
Walking outside: (uneven ground): Do you walk over uneven ground (grass, gravel, snow, ice etc) without help?							
Bathing: Do you get into/out of a bath or shower and to wash yourself unsupervised and without help?							
Up and down four steps: Do you manage to go up and down four steps with no rail, but using an aid if necessary?							
Running: Do you run 10 meters without limping in four seconds (fast walk, not limping, is acceptable)?							
Total							

Annexe 2 : Prosthetic observational gait score (55)

		2	1	0	1	2
Trunk						
1 (s)	Arm swing	–	Asymmetric - contralateral > ipsilateral	Normal and symmetric	Asymmetric - ipsilateral > contralateral	Absent or negligible bilateral arm swing
2 (s/c)	Vaulting in stance	Visible heel lift on ipsilateral side	Negligible heel lift on ipsilateral side	Normal	Negligible heel lift on contralateral side	Visible heel lift on contralateral side
3 (c)	Lateral trunk lean/side flexion in stance	Marked to swing side	Moderate to swing side	Normal	Moderate to stance side	Marked to stance side
4 (s)	Peak sagittal position	–	Moderately backward	Normal	Moderately forward	Markedly forward
Hip						
5 (s)	Peak hip extension in stance	Severe flexn (>15° flxn)	Mod flexn (1–15° flxn)	Normal (0–20° extn)	Mod hyperextn (21–35° extn)	Severe hyperextn (>35° extn)
6 (s)	Peak hip flexion in swing	Markedly increased (>60° flxn)	Moderately increased (46–60° flxn)	Normal (25–45° flxn)	Reduced flexion (10–24° flxn)	Severely reduced (<10° flxn)
Knee						
7 (s)	Peak extension in stance	Severe flexion (>25° flxn) or buckling/instability	Moderate flexion (16–25° flxn)	Normal (0–15° flxn)	Mod hyperextn (1–10° extn)	Severe hyperextn (>10° extn)
8 (s)	Flexion in terminal stance and pre-swing	Markedly late	Moderately late	Normal	Moderately early (<i>drop-off</i>)	Markedly early (<i>drop-off</i>)
9 (s)	Peak knee flexion/heel rise in swing	Severely increased (>85° knee flxn)	Mod increased (71–85° knee flxn)	Normal (50–70° knee flxn)	Mod reduced (35–49° knee flxn)	Severely reduced (<35° knee flxn)
10 (s)	Knee in terminal swing and at initial contact	Severe flexion at initial contact (>25°)	Moderate flexion at initial contact (15–25°)	Normal (5° extn–15° flxn)	Moderate terminal swing impact (TF only)	Marked terminal swing impact (TF only)
Foot and ankle						
11 (s)	Step symmetry	–	–	Normal/symmetric	Moderately asymmetric	Markedly asymmetric
12 (s)	1st ankle rocker	Absent	–	Normal	–	Prolonged
13 (c)	Foot rotation at initial contact	Marked internal	Mild internal	Normal	Mild external	Marked external
14 (c)	Width of base/lateral thrust	Visible lateral thrust at knee	Decreased width (negligible or scissoring)	Normal (<0.5 pelvic width)	Moderately wide (0.5–1 pelvic width)	Markedly wide (>1 pelvic width)
15 (c)	Circumduction in swing	–	–	None	Mild	Marked
16 (c)	Swing phase whip	Marked lateral	Moderate lateral	Normal	Moderate medial	Marked medial

Annexe 3 : Locomotor Capabilities Index 5 (60)

The common question is "Whether or not you wear your prosthesis at the present time, would you say that you are able to do the following activities with your prosthesis on?"	No (0)	Yes, If Someone Helps Me (1)	Yes, If Someone Is Near Me (2)	Yes, Alone, With Ambulation Aids (3)	Yes, Alone, Without Ambulation Aids (4)
1. Get up from a chair	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Pick up an object from the floor when you are standing up with your prosthesis	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Get up from the floor (eg, if you fell)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Walk in the house	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Walk outside on even ground	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Walk outside on uneven ground (eg, grass, gravel, slope)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Walk outside in inclement weather (eg, snow, rain, ice)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. Go up the stairs with a hand-rail	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9. Go down the stairs with a hand-rail	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10. Step up a sidewalk curb	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
11. Step down a sidewalk curb	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
12. Go up a few steps (stairs) without a hand-rail	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
13. Go down a few steps (stairs) without a hand-rail	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14. Walk while carrying an object	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Annexe 4 : Comprehensive High-Level Activity Mobility Predictor (CHAMP)

Lower Limb Status	Intact	Trans-tibial	Knee disartic	Trans-femoral	Other (specify)	
LeftLimb	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
RightLimb	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>		
Item		Trial 1	Trial 2	Trial 3	Conversion	
		Test Time/Points	Test Time/Points	Test Time/Points	Best Test Time/Points	CHAMP Score*
1. Single Limb Stance (seconds) Arms crossed, foot raised a min. 15.2 cm off the floor maintaining single limb stance 30 sec. max each limb	L				(Combine the time for Left & Right SLS)	
	R					
2. Edgren Side Step Test (Points) Record the number of points for each one meter interval side-stepped in 10 second. If trial disqualified record 0						
3. T-Test (seconds) Record the time in seconds to complete the course. If trial disqualified record 0						
4. Illinois Agility Test (seconds) Record the time in seconds to complete the course. If trial disqualified record 0						
Comments:						
				Total CHAMP Score		<u> </u> /40

Annexe 5 : Grille de points du CHAMP

Test Score	SLS (s) Time Score Range	ESS (m) Point Score Range	T-Test (s) Time Score Range	IAT (s) Time Score Range
0	0	< 5	>124	>65.4
0.5	0.1-3.3			
1	3.4-6.6	5 -7	50.7-123.9	60-65.4
1.5	6.7-10.0			
2	10.1-13.3	8 - 10	45.7-50.6	59.9-54.5
2.5	13.4-16.6			
3	16.7-19.9	11 -13	45.6-40.8	54.4-49.0
3.5	20-23.2			
4	23.3-26.5	14 -16	40.7-36.0	48.9-43.5
4.5	26.6-29.8			
5	29.9-33.1	17-19	35.9-31.1	43.4-38.0
5.5	33.2-36.4			
6	36.5-39.7	20-22	31.0-26.2	37.9-32.5
6.5	39.8-43			
7	43.1-46.3	23-25	26.1-21.3	32.4-27.0
7.5	46.4-49.6			
8	49.7-52.9	26-28	21.2-16.5	26.9-21.5
8.5	53.0-56.2			
9	56.3-59.5	29-31	16.4-11.6	21.4-15.9
10	60	≥32	<11.6	<15.9