



HAL
open science

Impact du perfectionnement du matériel prothétique et du développement de l'éducation à la santé sur la mobilité des personnes amputées de membre inférieur

Théo Varin

► **To cite this version:**

Théo Varin. Impact du perfectionnement du matériel prothétique et du développement de l'éducation à la santé sur la mobilité des personnes amputées de membre inférieur. Médecine humaine et pathologie. 2022. dumas-03981006

HAL Id: dumas-03981006

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03981006v1>

Submitted on 9 Feb 2023

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

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

**IMPACT DU PERFECTIONNEMENT DU
MATÉRIEL PROTHÉTIQUE ET DU
DEVELOPPEMENT DE L'ÉDUCATION A LA
SANTÉ SUR LA MOBILITÉ DES PERSONNES
AMPUTÉES DE MEMBRE INFÉRIEUR**

VARIN Théo

Directeur de mémoire : M. Matton

Table des matières

I.	Introduction	1
I.1	Définition de l'amputation et épidémiologie	1
I.2	Niveaux d'amputation	1
I.3	Causes de l'amputation	1
I.4	Conséquences de l'amputation	3
II.	Appareillage du membre inférieur	4
II.1.	Manchons et emboitures	4
II.2.	Genoux prothétiques	8
II.3.	Pieds prothétiques	10
III.	Medicare Functional Classification Levels (MFCF)	13
IV.	Matériel et méthode	14
IV.1	Méthode PICO	14
IV.2	Critères d'éligibilités	14
IV.2.1	Critères d'inclusion	14
IV.2.2	Critère de non-inclusion	15
IV.3	Bases de données	15
IV.4	Mots clés	15
IV.5	Equation de recherche	16
V.	Résultats	16
V.1	Processus de sélection des données utilisées	16
V.2	Diagramme de flux	17
V.3	Grilles d'analyses critiques utilisées	18
V.4	Tableau récapitulatif des études	20
V.5	Etude de Morgan et al.	21
V.5.1	Résumé de l'étude	21
V.5.2	Critères de jugement	21
V.5.3	Résultats	22
V.6	Etude de McDonald et al.	23
V.6.1	Résumé de l'étude	23
V.6.2	Critères de jugement	23
V.6.3	Résultats	23
V.7	Etude de Agrawal et al.	24

V.7.1 Résumé de l'étude	24
V.7.2 Critères de jugement	25
V.7.3 Résultats	25
V.8 Etude de Hafner et al.	26
V.8.1 Résumé de l'étude	26
V.8.2 Critères de jugement	27
V.8.3 Résultats	27
V.9 Etude de Christiansen et al.	29
V.9.1 Résumé de l'étude	29
V.9.2 Critères de jugement	29
V.9.3 Résultats	30
VI. Discussion	31
VI.1 Discussion de l'étude de Morgan et al.	31
VI.2 Discussion de l'étude de MacDonald et al.	33
VI.3 Discussion de l'étude de Agrawal et al.	34
VI.4 Discussion de l'étude de Hafner et al.	35
VI.5 Discussion de l'étude de Christiansen et al.	38
VI.6 Critiques méthodologique de mon mémoire	39
VI.7 Limites des échelles utilisées dans ce mémoire	41
VII. Conclusion	42
VIII. Bibliographie	
IX. Annexes	

I. Introduction

I.1 Définition de l'amputation et épidémiologie

« L'amputation est l'ablation d'un membre ou d'un segment de membre. »

Les données épidémiologiques concernant les personnes amputées sont peu nombreuses et datent souvent de plusieurs années. En France, entre 2010 et 2015 le nombre d'amputations de membre inférieur était de 7800 à 7900 par an. La prévalence est de 90000 [1]. 95% des amputations concernent les membres inférieurs, 5% concernent les membres supérieurs, et 12000 à 15000 prothèses sont distribuées par an. Les hommes représentent 69% des amputés et les femmes 31%. 74% des amputations de membre inférieur sont d'origine vasculaire. Les amputations trans-fémorales représentent 50% des amputations des membres inférieurs contre 47% pour les amputations trans-tibiales [1].

Les amputations d'origine traumatique touchent une population généralement active entre 20 et 50 ans [2]. Les principales causes de l'amputation se divisent en trois catégories. En France, 74% des amputations sont d'origine vasculaire, 9% d'origine traumatique et 10% d'origine tumorale et infectieuse [2]. L'important taux d'amputation d'origine vasculaire est dû à l'augmentation de la prévalence de diabète de type 2 et des maladies cardio-vasculaires dans la population générale [3].

I.2 Niveaux d'amputation

Au niveau du membre inférieur, on peut distinguer principalement trois niveaux d'amputation : amputation du pied, de la jambe et de la cuisse. Les amputations de la région du pied s'étendent des phalanges à l'articulation talo-crurale. Elles ont en commun un appui terminal au sol préservé. Par conséquent, elles permettent de déambuler « pieds nus », tout du moins sur de courtes distances. Lorsque les phalanges, les métatarsiens ou l'articulation de Lisfranc sont touchés, seule une adaptation du chaussage est requise [4]. Cependant la désarticulation de Chopart et la chirurgie selon Syme nécessitent une orthèse adaptée.

Les amputations de la jambe et de la cuisse ne permettent pas de garder un appui terminal au sol. Les amputations majeures des membres inférieurs sont réparties selon le niveau d'amputation : désarticulation de la hanche, amputation trans-fémorale, désarticulation du genou, et amputation trans-tibiale. L'utilisation d'une prothèse est nécessaire.

I.3 Causes de l'amputation

Les causes d'une amputation sont nombreuses. Elles peuvent être pratiquées à la suite d'une pathologie vasculaire, comme une insuffisance artérielle des membres inférieurs (IAMI), ou alors à la

suite d'une infection, d'une tumeur, d'un traumatisme ou d'une malformation congénitale. Malgré les progrès réalisés en matière de prévention et de suivi des plaies, le nombre d'amputations secondaires à une IAMI ne cesse de croître, en raison du vieillissement de la population et de la prévalence croissante du diabète [3]. Cette tendance n'est pas près de s'inverser, et l'on estime que le nombre d'amputations dû à une IAMI augmentera de 50% d'ici 2030 et de 100% d'ici 2050 [5].

L'indication à la chirurgie est déterminée par la présence d'une nécrose surinfectée, de douleurs incontrôlables, d'une infection engageant le pronostic vital (« *abcès étendu de la jambe ou du pied, arthrites septiques multiples du pied, fasciite nécrosante* »), ou lorsqu'il existe un ou plusieurs ulcères avec un potentiel de guérison insuffisant à la suite d'un traumatisme délabrant et irréparable.

Les amputations se différencient par leur emplacement sur le corps : au niveau du membre inférieur ou au niveau du membre supérieur. Également, elles se distinguent du fait qu'elles sont mineures (distale) ou majeures (proximale). Le niveau chirurgical est le résultat d'un compromis entre le potentiel de cicatrisation et la préservation de l'autonomie du patient. Plus le niveau de coupe est distal, meilleur est le pronostic fonctionnel, mais plus les risques de complications (« *déhiscence de plaie et infection* ») et de ré opération seront importants. La capacité de se déplacer de manière autonome après une amputation dépend de l'activité et de l'autonomie préopératoire, des comorbidités et du niveau de coupe [6].

Le choix de la technique chirurgicale utilisée pour l'amputation est lié à l'étiologie de la lésion et son niveau, à l'âge du patient et aux possibilités d'appareillage. La préservation de la qualité de vie de l'amputé est à favoriser plutôt que la conservation maximum de l'intégrité du membre amputé[7]. Les techniques chirurgicales pour les amputations trans-tibiales, sont divisées en deux grandes catégories de techniques qui sont la technique du lambeau postérieur [8] et la technique de l'ostéomyoplastie (*incision pour obtenir deux lambeaux cutanés en forme de demi-cercle en « gueule de requin »*).

Le niveau de l'amputation est défini en fonction de la qualité des tissus et des impératifs d'appareillage. Ce niveau de section va définir la longueur du moignon. L'amputation consiste en 3 phases : la section des os, la fixation musculaire, et enfin la fixation de la peau. Lors de l'opération, un garrot est posé à la racine de la cuisse et sera libéré une fois la suture des groupes musculaires opposés réalisée. Les vaisseaux principaux sont ensuite ligaturés et les nerfs coupés. En fonction de la traction exercée sur eux lors de l'opération, ils pourront se rétracter entre les muscles. Les groupes musculaires opposés sont ensuite suturés en recouvrant l'extrémité osseuse et en attachant des lambeaux musculaires à l'os. La peau et l'aponévrose sont ensuite suturées de manière lâche en deux plans. La peau doit être sensible, bien vascularisée, sans être suturée sous tension. Une cicatrice postérieure sera plus favorable à la tolérance de l'appareillage pour les opérations trans-tibiales et la suture du moignon ne doit pas compromettre l'appareillage [9].

Il est préférable que le moignon soit modelé selon une forme cylindrique en distribuant régulièrement les muscles, car un moignon conique ou évasé sera plus difficile à appareiller. En fonction de l'état du moignon, une greffe dermo-épidermique sur les zones qui ne seront pas en appui pourra être réalisée.

L'équilibre entre l'abduction et l'adduction change en fonction de la longueur résiduelle du fémur [10]. Si le muscle grand adducteur peut être préservé, il n'y aura pas de perte dans le moment d'abduction car ce muscle est responsable à 70% de la force d'adduction. Si le long adducteur peut être préservé, mais pas le grand adducteur, la force d'adduction sera diminuée et le moignon va se positionner

automatiquement à environ 20° d'abduction. Si seul le court adducteur est préservé, la force d'adduction sera minimale et le moignon sera en position d'abduction dès 40°[11].

Cette déformation en abduction ne peut pas être corrigée par la forme de l'emboiture prothétique. Il est donc essentiel de créer un moignon résiduel équilibré musculairement lors de l'amputation transfémorale. Ceci se fait par résection et libération soigneuses des muscles et tendons de leurs insertions osseuses et par refixation des muscles à leurs nouveaux niveaux en préservant une tension musculaire adéquate et en gardant autant d'adducteurs que possible.

Parmi les techniques chirurgicales utilisées lors de l'amputation, la myodèse consiste à fixer les tissus musculaires à de petites cavités forées à l'extrémité de l'os du membre résiduel. La procédure permet d'améliorer la performance des muscles puisque l'attache des muscles est plus solide et aide à prévenir l'atrophie. La myoplastie est une intervention chirurgicale consistant à réparer un muscle ou à effectuer une réparation à l'aide d'un muscle.

I.4 Conséquences de l'amputation

L'amputation est une intervention lourde. Il s'agit d'un traumatisme physique, psychologique et fonctionnel. Quelle qu'en soit la cause et la localisation, la perte du membre est irréversible et marque l'esprit du patient de manière indélébile. Un travail de deuil et d'acceptation de la perte du membre est à réaliser par le patient. Le schéma corporel et l'image de soi du patient sont modifiés à la suite de l'amputation. Les patients amputés sont face à un déficit qui n'est pas récupérable mais seulement compensable.

En effet, à la suite d'une amputation, la mobilité du patient peut être impactée de manière temporaire ou définitive[12]. À la suite d'une amputation, le patient amputé peut ressentir une baisse de son estime de soi et ses interactions sociales sont généralement réduites. L'amputation entraîne une diminution de l'autonomie du patient, et ses perspectives professionnelles se réduisent selon son âge. Cette diminution de la qualité de vie et cette altération du corps peuvent se traduire à long terme par des pathologies comme l'anxiété ou la dépression[13].

Douleurs secondaires à l'amputation :

La douleur est définie par l'International Association for the Study of Pain (IASP) comme « *une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable associée à une lésion tissulaire réelle ou potentielle ou décrite dans ces termes* ». Les douleurs du moignon constituent l'un des principaux facteurs contribuant à diminuer la qualité de vie des patients amputés [14]. Le patient amputé peut être susceptible de ressentir soit le segment de membre amputé, on parle alors d'hallucinoses, soit des douleurs au niveau du segment de membre amputé, il s'agit alors d'algohallucinoses. Il s'agit d'une douleur neuropathique.

La douleur du moignon peut correspondre à la douleur du membre résiduel à la suite de la destruction des tissus, aux ulcérations, et aux infections pouvant survenir pendant la phase cicatricielle mais également de plaies cutanées comme des irritations, « *des phlyctènes, des callosités ou des dermatites*

de contact ». Elles peuvent également être en rapport avec une mauvaise adaptation du manchon ou de la prothèse, provoquant des appuis excessifs. Ces douleurs peuvent être reproductibles à la palpation et associées à des signes d'irritation cutanée. Il s'agit de douleurs nociceptives.

Enfin le patient amputé peut souffrir d'un névrome d'amputation. Un névrome se développe au niveau de la section nerveuse. S'il se trouve à proximité d'un point d'appui cutané, il aura tendance à provoquer des douleurs.

II. Appareillage du membre inférieur

II.1. Manchons et emboitures

Secondairement à une amputation du membre inférieur, un appareillage prothétique peut être proposé au patient en fonction de ses objectifs, de ses capacités préopératoires et de son potentiel d'évolution. Il s'agit d'un choix pluridisciplinaire, entre le médecin rééducateur, le masseur-kinésithérapeute, et l'orthoprothésiste. L'objectif de cet appareillage est de restaurer partiellement les capacités fonctionnelles et l'apparence du membre amputé [15]. La prothèse permet au patient de réaliser ses transferts, de déambuler à nouveau et de retrouver une indépendance fonctionnelle totale ou partielle. La prothèse remplace la structure anatomique retirée lors de l'ablation du membre. Une prothèse de membre inférieur est constituée d'une emboiture, d'un adaptateur, d'éléments de liaisons, d'un pied prothétique et éventuellement d'un genou prothétique pour les amputés trans fémoraux.

Emboitures :

L'emboiture constitue l'interface entre le moignon et les composants prothétiques. Elle a un impact important sur le confort et la fonctionnalité de la prothèse [16]. Ainsi, elle fait toujours l'objet d'une fabrication sur-mesure. L'emboiture doit être fabriquée de manière adaptée aussi bien d'un point de vue anatomique que biomécanique, car chaque mouvement entre le moignon et l'emboiture peut réduire le contrôle de la prothèse et causer un risque de lésion ou provoquer une douleur lors de la marche et de la posture statique debout.

La conception et la fabrication de l'emboiture doivent respecter plusieurs principes : l'évaluation précise du moignon (la géométrie), les propriétés mécaniques des tissus mous, la sécurité, et aucune atteinte à la circulation sanguine. L'emboiture est généralement fabriquée à partir d'un plâtre coulé ou à partir de mesures avec un système CAD / CAM. En règle générale, la réalisation d'une emboiture avec la méthode du plâtre comporte les étapes suivantes :

- « *Mesure manuelle du moignon* » ;
- « *Réalisation du plâtre coulé directement sur le moignon en exerçant des pressions pour assurer les points de charge correcte du moignon dans l'emboiture* » ;
- « *La production du modèle en plâtre positif* » ;

- « Comparaison des mesures du plâtre positif avec celles prises sur le patient, afin de vérifier la précision du modèle et, si nécessaire, ajuster le modèle en plâtre » ;
- « Thermoformage d'un recouvrement en styrène ou polyuréthane sur le modèle en plâtre pour la fabrication de la forme intérieure de l'emboîture » ;
- « Stratification de la résine avec une feuille de fibre (verre ou carbone) pour la réalisation de l'emboîture ».

Les travaux réalisés par James Foot dans les années 1960 et 1970 ont permis le développement de la technologie CAD-CAM.

« Ces dernières années ont vu une augmentation des conceptions et des fabrications industrielles assistées par ordinateur (CAO / FAO). Le processus commence par l'acquisition numérique en trois dimensions (3-D) du membre résiduel du patient. Les données sont acquises avec une sonde de contact, un laser ou un scanner optique à balayage. Les rectifications de la géométrie peuvent être effectuées avec l'utilisation d'autres logiciels. Les rectifications peuvent être effectuées plusieurs fois sans perte de données primaires. Un enregistrement précis du processus et des modifications effectuées sont conservés et un certain nombre de formes de l'emboîture, chacune avec des rectifications, peut être produit et stocké. Le prothésiste utilise ensuite une fraiseuse à commande numérique pour réaliser dans une mousse de polyuréthane un modèle sur lequel l'emboîture est moulée de manière traditionnelle. »

L'impression 3D permettrait vraisemblablement d'effectuer une emboîture correspondante plus précisément au membre qu'elle remplace et de manière plus rapide [17]. L'impression 3D est réalisée par acquisition de scans du membre amputé puis en effectuant un traitement d'image pour obtenir une image inverse, pour finalement reconstruire un modèle 3D du membre résiduel.

Les adaptateurs et les éléments de liaison permettent d'assembler les différents composants prothétiques les uns aux autres. Pour que la prothèse présente un aspect naturel, une enveloppe esthétique peut être appliquée pour recouvrir l'appareillage définitif. Ce recouvrement fait partie de la prothèse définitive. Il est uniquement esthétique. Il est réalisé d'après les mesures du membre inférieur controlatérale (membre sain).

Les emboîtures doivent répondre à différentes problématiques : le confort, le contrôle, la coaptation, la facilité de mise en place et l'esthétisme. L'emboîture est la pièce, réalisée sur mesure. C'est par l'intermédiaire de cette emboîture que le sujet contrôle les mouvements de sa prothèse et qu'il transfère le poids de son corps sur le pied prothétique lors de la marche et de la station debout[18]. Cette fonction d'interface et de transmission des forces entre le patient et sa prothèse est déterminante sur la conception de la prothèse. *« La forme donnée à l'emboîture va conditionner l'efficacité et le confort lors de l'utilisation de la prothèse »* [16].

L'objectif pour l'orthoprothésiste, lors de la conception de l'emboîture et des réglages du matériel prothétique, est que le patient ait le meilleur contrôle possible de sa prothèse, *« une liberté d'action des muscles résiduels du moignon »*[19], *« ainsi qu'un maximum de confort assis, debout, et lors de la marche »*[16], [20]. Ainsi, l'orthoprothésiste doit trouver *« un compromis entre l'application de pressions suffisamment fortes pour solidariser le moignon et la prothèse et la limitation des risques de lésions cutanées et d'inconfort liés à ces pressions »* [21]. L'emboîture permet la transmission de la charge du patient au sol lors de la phase d'appui et la suspension de la prothèse lors de la phase

pendulaire. Elle permet également le contrôle de la prothèse entre la phase pendulaire et la phase de retour.

Emboiture quadrangulaire (Annexe 1) :

L'emboiture quadrangulaire est constituée de quatre murs :

- « *Le mur postérieur, où se situe la tablette ischiatique sur laquelle repose l'ischion* » ;
- « *Le mur antérieur est une zone de contre-appui (au niveau du triangle de Scarpa), en regard de la tablette ischiatique ; il maintient l'ischion sur la tablette* » ;
- « *Le mur médial est un dégagement périnéal ; il évite un appui qui serait douloureux au niveau de la branche ischio-pubienne. Il permet le passage de la corde des adducteurs* » ;
- « *Le mur latéral permet une stabilité latérale (plus le moignon sera court, plus le mur externe aura sa découpe au-dessus du trochanter)* ».

« Le but de cette emboiture quadrangulaire est de déformer les masses molles en appliquant un serrage antéropostérieur important au niveau de la partie supérieure du moignon, afin de bien contrôler les mouvements de la prothèse. Ce serrage antéropostérieur est compensé par une largeur d'emboiture supérieure à la largeur du moignon. »

La forme de l'emboiture quadrangulaire a pour but d'empêcher les parties osseuses du moignon d'appuyer contre l'emboiture, hormis l'ischion (la tubérosité ischiatique), lequel repose sur une « *tablette ischiatique* » située sur le bord postérieur de l'emboiture[22]. Un inconvénient possible concernant le serrage important du moignon est l'apparition d'œdèmes et de crampes en distalité du serrage. Ce phénomène est interprété par les professionnels de l'appareillage comme la conséquence d'une compression vasculaire du moignon[23].

Des mesures radiologiques ont montré une abduction de la diaphyse fémorale lors du port de l'emboiture quadrangulaire. Cela a amené à proposer une nouvelle forme d'emboiture, « *permettant de respecter la forme et l'alignement naturels de la cuisse et du fémur* ».

Emboiture à ischion intégré (Annexe 2) :

Les principes de l'emboiture à ischion intégré sont :

- « *Maintien du fémur en adduction* » ;
- « *Ischion intégré à l'emboiture* » ;
- « *Recouvrement du grand trochanter* » ;
- « *Recouvrement des masses fessières, avec une dimension antéro-postérieure accrue et la disparition du contre appui au niveau du triangle de Scarpa* ».

La dernière évolution concernant l'emboiture contact fémorale concerne la prothèse MAS (Marlo Anatomical Socket). L'emboiture est quasi hydrostatique et le transfert du poids est facilité. La branche

ischio-pubienne est cette fois-ci intégrée dans l'emboiture. Elle permet d'améliorer l'amplitude et la mobilité. Elle permet également de diminuer le coût énergétique lors de la marche pour les amputés trans-fémoraux [24].

Emboiture PTB (Annexe 3) :

« C'est l'emboiture trans-tibiale la plus diffusée jusqu'à la fin des années 90. Cette emboiture comporte des zones de distribution de pression plus élevée pour soutenir l'emboiture elle-même et une zone plus confortable avec des protubérances pouvant parfois générer des difficultés pour la circulation sanguine. »

Emboiture PTB Supra condylienne quadricipital Suspension (SCSP) (Annexe 4) :

« Cette emboiture dérive du modèle PTB. Elle présente des montants plus élevés au niveau médial, latéral et frontal qui couvrent la patella. Elle est adaptée pour des patients avec des moignons très courts et minces. Elle est esthétiquement plus visible mais elle permet une grande stabilité. »

Emboiture PTB Supra condylienne Suspension (SC) (Annexe 5) :

« Elle est similaire à la SCSP mais laisse la partie frontale de la patella visible. Elle est appropriée pour les patients avec de bonnes conditions ligamentaires, et elle permet une bonne flexion du genou. Elle est esthétiquement moins visible. »

Emboiture TSB :

« L'emboiture TSB (Total Surface Bearing) ne crée pas de zones avec des sur ou sous pressions, mais permet une distribution sur toute la surface du moignon. L'utilisation d'un manchon aide à la distribution de la pression dans ce type d'emboiture. »

Emboiture TSB SSS (Silicon Suction Socket) :

« Comme dans le cas de l'emboiture TSB, cette typologie comporte une partie thermoplastique flexible interne qui permet un maintien soutenu et externe rigide ou structure semi-rigide. La structure rigide ou semi-rigide ne couvre que les parties où il est nécessaire d'avoir un soutien. Ce modèle est préféré pour les patients très sportifs, cette emboiture étant très légère et, en cas des changements anatomiques, il est possible d'en remplacer uniquement la structure interne. »

Le manchon :

C'est le lien entre l'emboiture et le moignon. Le manchon a comme fonctions :

- Faciliter la mise en place du moignon dans l'emboiture ;
- Assurer un confort acceptable, le manchon devant assurer le contact et l'amortissement du moignon dans l'emboiture, en réduisant les phénomènes douloureux éventuels et en améliorant la tolérance du moignon ;
- Permettre une congruence suffisante, le manchon ayant alors pour objectif de réaliser un véritable « faux moignon », afin de rendre compatible la forme extérieure du manchon avec une emboiture de « contact », malgré un moignon dysmorphique ;
- Le manchon participe également à l'étanchéité de la prothèse et à son accrochage.

Différents matériaux existent pour le manchon, comme le silicone, le copolymère, ou le polyuréthane. Un bon chaussage du manchon et une hygiène irréprochable de celui-ci sont nécessaires pour éviter toute complication lors du port de la prothèse.

II.2. Genoux prothétiques

Il s'agit de l'élément clef de la prothèse fémorale. Le genou doit permettre de concilier mobilité et sécurité.

Genou à axe unique (Annexe 6, Annexe 7) :

Ce modèle est le plus simple et il fonctionne comme une charnière qui se balance librement. Ce mécanisme est efficace, fiable, léger et a une bonne durée de vie. Le patient amputé doit utiliser sa propre force musculaire pour rester stable lorsqu'il se tient debout sur sa prothèse. Les genoux à axe simple permettent de marcher à une vitesse constante. Il est possible d'intégrer un dispositif de contrôle de la phase d'appui pour offrir une meilleure stabilité : un verrou ou un système de blocage par friction. En ce qui concerne la phase pendulaire à une vitesse, il est possible d'ajouter une unité pneumatique ou hydraulique. Ces unités permettent de s'adapter aux différentes vitesses de marche.

Genou polycentrique (Annexe 8, Annexe 9) :

Ceux sont des modèles complexes mécaniquement qui comprennent plusieurs axes de rotation. Ils sont réglables pour offrir une bonne stabilité en amorce de la phase d'appui et ils permettent la flexion de genou nécessaire pour la phase pendulaire et pour s'asseoir. Lorsque le genou plie pendant la marche, la jambe raccourcit légèrement ce qui favorise le passage du pas. Le genou polycentrique le plus simple permet une vitesse de marche constante. D'autres modèles sont dotés d'un système pneumatique ou hydraulique permettant de marcher à différentes vitesses.

CONTRÔLE DE LA PHASE D'APPUI

Genoux avec verrou (Annexe 6) :

Il est possible d'intégrer un verrou manuel pour permettre une meilleure stabilité lors de la phase d'appui. Il suffit de l'activer pour bloquer le genou en extension afin de marcher. Pour s'asseoir il suffit de tirer sur un levier ou un câble, qui débloque le verrou et permet à nouveau de fléchir le genou. Il assure stabilité et sécurité au patient lors de la marche, et il est léger. Cependant la marche est non physiologique puisque le genou est verrouillé en extension. C'est intéressant pour un amputé fémoral âgé présentant des troubles de l'équilibre, pour une marche limitée au domicile, ou pour une première intention en prothèse provisoire.

Genoux à frein (genoux de sécurité) :

Un système de blocage par friction s'active dès qu'une pression est exercée sur la jambe : le poids du corps bloque le genou qui ne peut plus se plier. Cependant, lorsqu'il y a peu ou pas de poids le genou se balance librement. Ce système permet de marcher lentement à petits pas. Le genou à frein permet une flexion de genou lors de la marche pendulaire. Ce genou apporte une sécurité au voisinage de l'extension complète. Il est adapté à une vitesse de marche limitée et un périmètre de marche réduit. Il est prévu pour des patients âgés et peu dynamiques.

CONTRÔLE DE LA PHASE PENDULAIRE

Genoux pneumatiques et hydrauliques (Annexe 8, Annexe 9) :

Ces unités pneumatiques ou hydrauliques peuvent être intégrées dans les genoux à axe simple et les genoux polycentriques. Elles sont constituées de pistons situés à l'intérieur de cylindres contenant de l'air (pneumatique) ou contenant un liquide (hydraulique). Elles permettent un contrôle de la phase pendulaire et une marche plus facile qu'elle soit rapide ou lente. Lorsque le patient accélère, la valve contenue dans le cylindre se ferme progressivement et laisse échapper moins d'air ou de liquide. Le mouvement de flexion est alors limité et inversement. Le réglage de ce type de genou est complexe. Le système hydraulique est conseillé pour les personnes à forte mobilité. Le système hydraulique est plus lourd que le système pneumatique. Ces deux systèmes sont aussi employés dans les genoux contrôlés par microprocesseur.

Genoux contrôlés par microprocesseur :

Que le genou soit à axe simple, avec un système mécanique, pneumatique ou un système hydraulique, sa fonctionnalité peut être augmentée grâce à un microprocesseur. Les systèmes pneumatiques et hydrauliques, assurent une variation de la vitesse de marche qui est progressive. Avec le microprocesseur, il y a une adaptation automatique de la résistance des vérins : des changements de

vitesse presque instantanés sont possibles. Ce système permet une démarche encore plus naturelle. Le microprocesseur permet également de sécuriser la phase d'appui. Le patient peut faire varier sa cadence de marche, parcourir des terrains irréguliers ou descendre un escalier en alternant les pas [25].

II.3. Pieds prothétiques

Les pieds rigides ou pieds articulés :

Le pied articulé :

Il reproduit l'articulation naturelle de la cheville et permet le déroulé du pas. Il est adapté pour un patient amputé fémoral (avec un genou à verrou) de faible niveau d'activité utilisant de manière assez importante les aides techniques (cannes, fauteuils roulants) et se déplaçant essentiellement à l'intérieur du domicile. Ce pied permet de donner de la mobilité si le genou est bloqué (genou à verrou). C'est un dispositif lourd.

Le pied rigide (S.A.C.H) Solid Ankle Cushion Heel® :

Il s'agit d'un pied fabriqué d'un seul tenant. C'est un pied destiné à des patients marchant peu ou qui est proposé en première intention pour évaluer/réapprendre la marche. Il est léger, solide, fiable et n'a aucune restitution d'énergie. Il est prévu pour un patient amputé trans-tibial avec un faible niveau d'activité, utilisant de manière importantes les aides techniques (cannes, fauteuils roulants) et se déplaçant essentiellement à l'intérieur du domicile. C'est une lame de bois recouverte de mousse (de la couleur de la peau).



Figure 1 : Pied SACH®

Les pieds de classe I, II et III :

« Le pied à restitution d'énergie est destiné à compenser la déficience, à gérer une incapacité à marcher à la suite d'une amputation ou agénésie d'une partie ou de l'intégralité du membre inférieur. » [26]

Les différentes classes de pieds correspondent à différents niveaux d'activités et de périmètre de marches. La totalité de ces pieds comprennent une lame en carbone ou en fibre de verre d'une dureté différente en fonction de leur classe. Ces pieds prothétiques permettent de réduire le coût énergétique grâce à une meilleure restitution d'énergie.

➤ Les pieds de classe I

Ce pied est destiné à un usage intérieur et pour une utilisation à proximité immédiate de bâtiments, « le patient doit au minimum se déplacer dans des bâtiments autres que la maison » [26].



Figure 2 : Pied BALANCE FOOT S®

➤ Les pieds de classe II

Ce pied est plus spécialement destiné à un usage sur des distances plus grandes en intérieur et en extérieur[26]. Pour bénéficier de ce type de pied, « le patient doit au minimum se déplacer en dehors de la maison et d'autres bâtiments ».



Figure 3 : Pied FLEX-FOOT BALANCE®

➤ Les pieds de classe III

Pour bénéficier de ce type de pied, le patient doit justifier d'un projet de vie incluant d'autres activités nécessitant de se déplacer dans d'autres lieux que ceux des classes précédentes[26].



Figure 4 : Pied PRO-FLEX XC®

Pied prothétique bionique ou à microprocesseur :

Les pieds prothétiques de classe I, II, et III sont de réelles innovations en termes d'appareillage. Cependant des sociétés comme Össur® ou Ottobock® ont développés des pieds prothétiques bioniques. Une prothèse bionique est une prothèse dont un ou plusieurs composant est géré électroniquement par un microprocesseur pour imiter au mieux la fonction humaine.

Les prothèses bioniques couplent un pied dynamique à un microprocesseur pour tenter de réduire les différences avec la marche physiologique. A titre d'exemple le Proprio Foot proposé par Össur® se caractérise par une cheville motorisée qui lui permet de relever automatiquement le bout du pied lors de la marche. Le risque de trébucher est alors censé être réduit.

De plus des capteurs permettent à tout instant de réaligner le pied pour s'adapter aux variations du sol et ainsi optimiser la restitution d'énergie du pied. De même, le pied Empower proposé par Ottobock® est un pied prothétique commandé par microprocesseur avec adaptation en temps réel de la propulsion. Ces pieds prothétiques bioniques permettent une marche plus physiologique et une diminution de la dépense énergétique lors de la marche [27] [28].

Pied prothétique spécifique à la pratique d'activité physique : la lame de course

Des pieds prothétiques couplés à un appareillage résistant ont été développés spécialement pour les personnes amputées qui pratiquent des activités physiques. Il existe des pieds prothétiques pour la course : spécifiques pour le sprint ou la course à pied, et certains autres sports (la pratique du ski, de la natation, de l'escalade par exemple).

Les lames de course sont fabriquées la plupart du temps en fibre de carbone. Elles ont une forme incurvée qui vient se comprimer lors de l'impact du pied au sol. La lame se déforme, emmagasine de l'énergie pendant la phase d'appui. Lors de la phase pendulaire, l'énergie est restituée en propulsant le sportif à chacune de ses foulées.

Prise en charge du matériel prothétique :

La prise en charge des dispositifs médicaux par l'Assurance Maladie nécessite une inscription sur la LPPR. La plupart des prothèses de membre inférieur sont totalement prises en charge par la Sécurité Sociale. Les prothèses plus élaborées comme les pieds à restitution d'énergie ou les genoux hydrauliques, pneumatiques, ou à microprocesseur font l'objet de validation de critères pour leur obtention [29].

III. Medicare Functional Classification Levels (MFCF)

« Medicare Functional Classification Levels (MFCF) aux Etats-Unis a établi en 1995, des « K-Levels ». Ces K-levels correspondent à des niveaux de mobilité du patient amputé. Les compagnies d'assurance maladie outre-Atlantique utilisent ces classifications pour justifier le remboursement d'une prothèse. Cela permet de quantifier le besoin et l'avantage potentiel des dispositifs prothétiques pour des patients après amputation de membre inférieur. Les K-Levels sont cotés de 0 à 4. »

Cette classification est utilisée par les entreprises produisant et fabricant du matériel prothétique à destination des personnes amputées de membre inférieur. Cette classification est aussi utilisée dans les études scientifiques analysées dans ce mémoire. La classification est présente sous forme de tableau en annexe 1. Les cinq niveaux de la classification sont :

- *« K-Level 0 : Le patient n'a pas la capacité ou le potentiel de déambuler et de faire ses transferts en sécurité avec ou sans aide, la prothèse n'améliore pas la qualité de vie ou la mobilité du patient » ;*
- *« K-Level 1 : Le patient a la capacité ou le potentiel d'utiliser une prothèse pour ses transferts et se déplacer sur des surfaces de même niveau à cadence fixe. Typiquement une personne qui ne marche qu'à l'intérieur de sa maison, et avec déambulateur ou non » ;*
- *« K-Level 2 : Le patient a la capacité ou le potentiel de déambuler avec la possibilité de traverser des barrières environnementales de faible hauteur telles que des bordures, des escaliers ou des surfaces inégales » ;*
- *« K-Level 3 : Le patient a la capacité ou le potentiel de déambuler à cadence variable. Personne qui a la possibilité de traverser la plupart des barrières environnementales et peut avoir une activité professionnelle, thérapeutique ou d'exercice qui exige une utilisation prothétique au-delà de la simple locomotion » ;*
- *« K-Level 4 : Le patient a la capacité ou le potentiel pour la déambulation prothétique qui dépasse les qualifications de déambulation de base, montrant des niveaux élevés d'impact, de stress ou d'énergie. Typiquement des exigences prothétiques d'un enfant, d'un adulte actif ou d'un athlète » ;*

« Pour obtenir ces classifications K-level, les patients doivent réaliser des tests tels que le : Timed Up and Go (TUG), Amputee Mobility Predictor (AMP) et le test de marche chronométré de 6min (TM6). »

IV. Matériel et méthode

Cette partie vise à expliquer la méthodologie employée dans ce mémoire. Les différents outils de recherche utilisés y sont présentés. Cette partie méthodologique contient la problématique de ce mémoire, ainsi que les équations de recherches utilisées pour trouver les articles scientifiques y répondant.

IV.1 Méthode PICO

« La méthode PICO est une approche utilisée, dans la pratique fondée sur les preuves, pour formuler clairement une question clinique ou de recherche documentaire. » Elle permet de formuler une question de recherche en se centrant sur quatre points essentiels : la population étudiée, l'intervention, la comparaison et les résultats / out Comes attendus.

Dans le cadre de ce mémoire :

- La Population : La population choisie pour ce mémoire comprend des patients : adultes, amputés unilatéralement d'un membre inférieur.
- L'Intervention : Ce sont les différents pieds et genoux prothétiques utilisés par les personnes amputées de membre inférieur dans la vie quotidienne, ainsi que l'éducation à la santé.
- La Comparaison : Elle se fera par rapport à d'autres pieds et genoux prothétiques, et à une absence traitement.
- Out Comes : Critères de mobilité.

La Problématique de ce mémoire est : **Le perfectionnement du matériel prothétiques et le développement de l'éducation à la santé permettent-ils une meilleure mobilité et une plus grande participation pour les personnes amputées de membre inférieur ?**

IV.2 Critères d'éligibilités

Les critères d'éligibilités permettent de rendre les articles sélectionnés pertinents au vu du sujet de ce mémoire et de la problématique.

IV.2.1 Critères d'inclusion

L'objectif est de réaliser un mémoire avec le niveau de preuve le plus élevé possible. Ainsi les articles recherchés seront principalement des essais cliniques randomisés. Cependant, selon les articles disponibles sur le sujet traité, d'autres types d'études pourront être inclus.

Les critères d'inclusion de cette revue sont :

- Population de personnes amputées unilatéralement de membre inférieur ;

- Population de personnes ayant subi une amputation trans-fémorale ou trans-tibiale ;
- Population de personnes amputées de sexe masculin et féminin ;
- Population de personnes amputés âgées de 18 à 80 ans pour être représentative de la population des amputés ;
- Articles évoquant la participation des personnes amputées de membre inférieur dans les activités de la vie quotidienne ;
- Articles portant sur les dispositifs prothétiques adaptés à la pratique d'activités physiques ;
- Articles traitant l'évolution du matériel prothétique au cours des dernières décennies ;
- Articles évoquant la pratique d'activités sportives par les amputés de membre inférieur.

IV.2.2 Critère de non-inclusion

Les critères de non-inclusion de cette revue sont :

- Articles comprenant des amputations mineures de membre inférieur ;
- Articles évoquant la participation à des activités ne nécessitant pas d'appareillage ;

Les critères d'exclusion de cette revue sont :

- Articles traitant de l'amputation du membre supérieur ;
- Articles n'ayant pas été trouvés dans leur intégralité.

IV.3 Bases de données

Les supports consultés sont numériques. Il s'agit des bases de données PubMed, et Pedro. PubMed est une interface en ligne utilisant les données de MEDLINE. MEDLINE est une base de données bibliographiques regroupant la littérature relative aux sciences biologiques et biomédicales. Pedro est également une base de données bibliographiques.

IV.4 Mots clés

Mots-clés en français	Correspondance en anglais
Amputé	Amputee
Amputation de membre inférieur	Lower limb amputation
Activité de marche	Walking activity
Prothèse	Prothesis
Pied prothétique	Prosthetic feet
Cheetah Xplore	Cheetah Xplore

Tableau 1 : Mots clés en français et en anglais

IV.5 Equation de recherche

L'équation de recherche comprend les différents termes anglophones, qui sont rentrés dans la barre de recherche des bases de données PubMed et Pedro. C'est à l'aide de ces équations que se fait la première sélection d'articles, en incluant tous ceux qui font référence aux différents termes utilisés.

Les équations de recherche utilisées dans ce mémoire sont :

- (Dysvascular Amputation) AND (walking activity) ;
- (prosthetic feet) AND (walking activity) ;
- (Lower limb amputation) AND (walking activity).

V. Résultats

V.1 Processus de sélection des données utilisées

Le nombre d'articles sélectionnés à l'aide de mon équation de recherche était de 746 sur PubMed, et de 2 sur PEDro. En utilisant le filtre « Essai Clinique Randomisé » sur PubMed, le nombre d'articles sélectionnés était de 41. Les articles ne correspondant pas à la problématique de mon mémoire à la suite de la lecture du titre et de l'abstract (n = 38) ont été enlevé de la sélection, pour arriver à un total de 5 articles sélectionnés pour une lecture intégrale. Ma sélection comprend 5 essais cliniques randomisés. L'ensemble des articles a été recensé dans le logiciel Mendeley afin d'exclure les doublons et de faciliter la création de la bibliographie.

V.2 Diagramme de flux

C'est le récapitulatif du processus de sélection des articles.

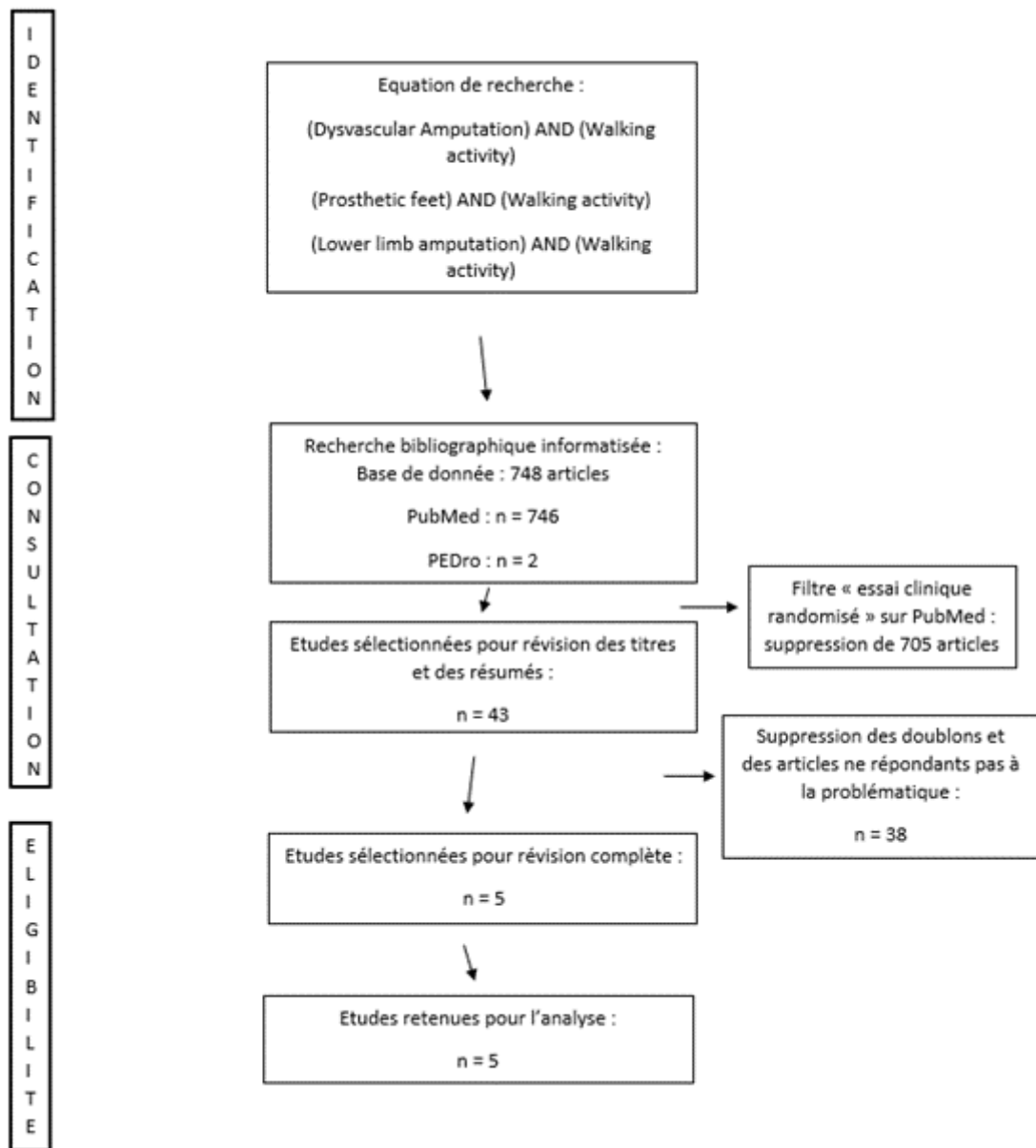


Figure 5: Diagramme de flux

V.3 Grilles d'analyses critiques utilisées

➤ Echelle PEDro :

Pour l'analyse méthodologique des essais cliniques randomisés, il est recommandé d'utiliser la grille PEDro (Physiothérapie Evidence Database). En effet cette échelle d'évaluation a été réalisée pour étudier les essais cliniques randomisés relatif à la Masso-kinésithérapie. Il est donc pertinent de prendre cette échelle d'évaluation dans ce mémoire. Elle comprend 11 items. L'item 1 n'est pas comptabilisé pour calculer le score PEDro. L'échelle PEDro est présente en annexe 2.

Auteurs	Items											Score total
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
Morgan et al, 2018	X	X	X	X				X	X	X	X	7
Agrawal et al, 2014	X							X	X	X		3
Christiansen et al, 2018	X	X		X			X	X		X	X	6
Macdonald et al, 2018	X	X	X	X				X	X	X	X	7
Hafner et al, 2015	X	X		X				X	X	X	X	6

Tableau 2 : Score PEDro des études incluses

➤ Système GRADE

Pour établir le niveau de preuve d'une étude, plusieurs systèmes de classification peuvent être utilisés. A ce jour, le système le plus complet est le système GRADE. Le système GRADE va permettre d'identifier le niveau de preuve de chaque étude d'une revue de littérature.

Pour déterminer la qualité des données scientifiques, et pour obtenir un grade de recommandation, il faut d'abord évaluer le niveau de preuve des études. Il existe 8 niveaux de preuves :

- « 1++, qui correspond à des méta-analyses de qualité élevée, des revues systématiques d'essais contrôlés randomisés, ou des essais contrôlés randomisés avec un risque de biais très faible » ;
- « 1+, qui correspond à des méta-analyses bien menées, des revues systématiques, ou des essais contrôlés randomisés avec un risque de biais faible » ;
- « 1-, qui correspond à des méta-analyses, des revues systématiques, ou des essais contrôlés randomisés avec un risque de biais élevé » ;
- « 2++, qui correspond à des revues systématiques de qualité élevée, à des études cas-témoins ou des études de cohortes (Études cas-témoins ou études de cohortes avec un faible risque

d'effet de facteurs de confusion ou de biais et une probabilité élevée que la relation est causale) » ;

- *« 2+, qui correspond à des études cas-témoins ou à études de cohortes bien menées avec un faible risque d'effet de facteurs de confusion ou de biais et une probabilité modérée que la relation est causale » ;*
- *« 2-, qui correspond à des études cas-témoins ou à des études de cohortes avec un risque élevé d'effet de facteurs de confusion ou de biais et un risque significatif que la relation ne soit pas causale » ;*
- *« 3, qui correspond à des études non analytiques, comme des séries de cas » ;*
- *« 4, qui correspond à des opinions d'experts ».*

Après avoir défini le niveau de preuve d'une étude, on peut déterminer le grade de recommandation de la revue de littérature. Il existe quatre grades :

- *« Grade A, qui correspond à une revue de littérature qui contient au moins une méta-analyse, une revue systématique, ou un essai contrôlé randomisé coté 1++, et directement applicable à la population cible ; ou un ensemble de données scientifiques composé principalement d'études cotées 1+, directement applicable à la population cible, démontrant une homogénéité globale des résultats » ;*
- *« Grade B, qui correspond à une revue de littérature qui contient un ensemble de données scientifiques incluant des études cotées 2++, directement applicable à la population cible, et démontrant une homogénéité globale des résultats ; ou des données scientifiques extrapolées d'études cotées 1++ ou 1+ » ;*
- *« Grade C, qui correspond à une revue de la littérature qui contient un ensemble de données scientifiques incluant des études cotées 2+, directement applicable à la population cible et démontrant une homogénéité globale des résultats ; ou des données scientifiques extrapolées d'études cotées 2+ » ;*
- *« Grade D, qui correspond à une revue de littérature qui contient des données scientifiques de niveau de preuve 3 ou 4 ; ou des données scientifiques extrapolées d'études cotées 2+ ».*

Les études de Morgan et al, de McDonald, de Christiansen et al, et de Hafner et al sont cotées à 1+ et l'étude de Agrawal et al, est cotée à 1-. Le grade de recommandation de cette revue de littérature est le grade B.

V.4 Tableau récapitulatif des études

Tableau 3: Résumé des études incluses

Auteur et année de publication	Type d'étude	Taille de l'échantillon	Description des activités du groupe d'intervention	Description des activités du groupe de contrôle	Age des participants	Mois/années depuis l'amputation	Capacités fonctionnelles des participants	Outils de mesures
Morgan et al, 2018	Essai clinique randomisé	27(15/12)	Marche avec le pied Cheetah Xplore	Marche avec le pied Vari-flex	42,3 ans	11,7 ans	K-level-3	TM6, Borg CR-100, TAPE Scale, ABC Scale, PROMIS -Fatigue
Agrawal et al, 2014	Essai clinique randomisé	10(5/5)	Marche avec des pieds K1, K2, K3	Marche avec des pieds K1, K2, K3	57,5 ans	21 mois	K-level-2 et K-level-3	F-scan sensors
Christiansen et al, 2018	Essai clinique randomisé	36(18/18)	Séances téléphoniques axées sur le changement de comportement en matière de santé	Séances de groupe axées sur le suivi de l'état de santé.	63,5 ans	4,5 mois	K-level-1	TUG, GT3X-BT, WHODAS 2.0
Macdonald et al, 2018	Essai clinique randomisé	31(16/15)	Marche avec le pied Cheetah Xplore	Marche avec le pied Vari-flex	42,3 ans	11, 7 ans	K-level-3	TM6, Borg CR-100, ABC Scale, TAPE Scale, PROMIS -Fatigue Scale
Hafner et al, 2015	Essai clinique randomisé	12(6/6)	Marche avec un genou sans microprocesseur-genou Rhéo Knee-genou sans microprocesseur-genou Power Knee	Marche avec un genou sans microprocesseur-genou Power Knee-genou sans microprocesseur-genou Rhéo Knee	59 ans	28,9 ans	K-level-3	TUG, TRT, TST, Borg Scale, ABC Scale, PROMIS Scale, PEQ-MS, VAS

Dans les parties suivantes, les résultats seront retranscrits :

- En reprenant les différentes mesures (temps de réalisation, distance parcourue, nombre de pas...);
- En citant les notions statistiques, (p-value, intervalle de confiance à 95% ou d de Cohen) lorsqu'elles étaient disponibles ou qu'elles pouvaient être calculées.

V.5 Etude de Morgan et al.

V.5.1 Résumé de l'étude

L'étude de Morgan et al, réalisée en 2018 avait pour objectif d'évaluer les effets du pied Cheetah® Xplore, (un pied intermédiaire entre un pied à restitution d'énergie de classe III et une lame de course) comparativement au pied Vari-Flex®, (un pied à restitution d'énergie de classe III), sur des paramètres comme l'endurance, l'effort perçu, les performances lors de la marche, la notion de fatigue, la confiance en l'équilibre, les éventuelles restrictions d'activité et la satisfaction lors de l'utilisation de ces prothèses. Cet essai clinique randomisé a été réalisé auprès d'une population d'amputés trans-tibiaux. Les participants de l'étude ont porté successivement une prothèse à restitution d'énergie de classes III et un pied croisé. L'ordre d'utilisation des deux prothèses a été attribué aléatoirement. Chaque prothèse a été utilisée pendant un mois. Les deux prothèses utilisées lors de l'étude, étaient le pied prothétique Cheetah® Xplore et le pied prothétique Vari-Flex® produits par Össur®.



Figure 6 : Pied CHEETAH® XPLORE



Figure 7 : Pied VARI-FLEX®

V.5.2 Critères de jugement

Les outils de mesures utilisés dans cette étude sont :

- Le test de marche de six minutes (TM6), pour évaluer l'endurance ;
- L'échelle de Borg-cr100, pour évaluer la perception de l'effort ;
- Le tapis Gaitrite. Le tapis Gaitrite est le "gold standard" des systèmes d'analyse de la marche. C'est un système portable et ne nécessitant aucune préparation du sujet. Instrumenté de capteurs de pression résistifs, le Gaitrite permet de mesurer les pressions sous chaque pied et permet la quantification des paramètres spatiotemporels de la marche ;

- Le système Stepwatch, directement installé sur la prothèse permet de mesurer le nombre de pas quotidien ;
- Le Prosthetic Limb Users Survey of Mobility. Le Prosthetic Limb Users Survey of Mobility™ est un instrument d'auto-évaluation permettant de mesurer la mobilité des adultes amputés d'un membre inférieur ;
- Le Patient-Reported Outcomes Measurement Information System- Fatigue. Cet outil de mesure permet d'évaluer la fatigue ;
- L'Activities-specific Balance Confidence Scale. L'Activities-specific Balance Confidence Scale (échelle ABC) est un questionnaire structuré qui mesure la confiance d'un individu lors de l'exécution d'activités sans perdre l'équilibre.
- La Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales. La Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales (TAPES) est un questionnaire auto-administré qui comprend les domaines de l'ajustement psychosocial, de la restriction d'activité et de la satisfaction du matériel prothétique ;
- Les capacités fonctionnelles des participants ont été évaluées avec l'échelle k-level.

V.5.3 Résultats

Trente et une personnes amputées trans-tibiales étaient inscrites à l'étude et l'ensemble de données ont été collectés pour 30 participants. Trois participants ont terminé le protocole d'étude, mais n'ont pas été inclus dans les résultats car leurs données étaient atypiques en raison d'une chirurgie de l'épaule, de variations importantes du volume du moignon qui ont affecté l'ajustement de l'emboîture... Un participant n'a pas terminé les protocoles d'étude en raison d'un déménagement à mi-parcours l'étude [30].

Les données de 27 participants au total ont été analysées. Tous les participants sauf un ont été classés par les prothésistes de l'étude comme patient de niveau k-level-3 (n = 16) ou de niveau k-level-4 (n = 10).

La comparaison des résultats du test de marche de 6 minutes ne montre pas de différence significative lors de l'utilisation des pieds Cheetah® Xplore (543,3 mètres) et du Vari-Flex® (537,1 mètres) (p = 0,29) (d=0,06). Cependant les participants ont évalué l'effort perçu comme plus important lors de l'utilisation du pied Vari-Flex® (score de 47,3 contre 36,4) (p = 0,05) (d=-0,37) [30].

L'analyse de la marche a démontré une augmentation de la longueur du pas du côté sain lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore (différence moyenne = 3 cm, p < 0,001) (d=0,30). L'utilisation du pied Cheetah® Xplore a également permis une plus grande symétrie de la longueur des pas entre le membre sain et le membre appareillé. Cette amélioration peut s'expliquer par la forme différente du Cheetah® Xplore et par sa rigidité qui est plus importante que celle du Vari-Flex®.

Les participants ont fait 198 pas de plus par jour avec le pied Vari-Flex® mais cette différence n'était pas statistiquement significative (p = 0,14) (d=-0,12). Cependant les autres paramètres de marche comme la vitesse de marche, la largeur du pas, le temps d'appui, recueillis au cours du test de marche de 6 minutes ne montraient pas de différence significative entre les 2 pieds [30].

Les participants ont signalé une meilleure mobilité (PLUS-M, $p = 0,001$) ($d=0,65$), une diminution de la fatigue (PROMIS-F, $p = 0,001$) ($d=-0,50$) et une plus grande confiance en leur équilibre (ABC, $p = 0,005$) ($d=0,55$) lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore par rapport au pied Vari-Flex®. Enfin les participants ont signalé une diminution des restrictions d'activité (TAPES-AR, $p = 0,002$) ($d=-0,57$) et une plus grande satisfaction (TAPES-FUN, $p < 0,001$) ($d=1,11$) lors de l'utilisation de la prothèse Cheetah® Xplore [30].

Sur les 19 participants qui ont terminé l'entretien de sortie standardisé, 17 ont préféré le pied Cheetah® Xplore et deux ont déclaré n'avoir aucune préférence entre les deux pieds. Aucun participant n'a préféré le pied Vari-Flex®.

Les participants ont déclaré préférer utiliser le Cheeath® Xplore lors de la marche en pente ($n = 14$), lors de la montée d'escalier ($n = 14$), lors de la marche rapide ($n = 18$) et sur terrain accidenté ($n = 11$), afin de porter une charge lourde ($n = 13$) et enfin pour pratiquer du sport et courir ($n = 12$). Les activités pour lesquelles la majorité des participants n'ont déclaré aucune préférence entre les deux pieds étaient se lever d'une chaise ($n = 12$), s'asseoir sur une chaise ($n = 11$), monter et descendre d'une voiture ($n = 11$) et marcher sans voir ses pieds ($n = 13$). Il n'y avait aucune activité pour laquelle la majorité des participants préféraient le pied Vari-Flex® [30].

V.6 Etude de McDonald et al.

V.6.1 Résumé de l'étude

L'étude de McDonald et al, réalisée en 2018 avait pour objectif de comparer les dépenses énergétiques lors de la marche à vitesse lente, confortable, et rapide des personnes amputées trans-tibiales lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore et du pied Vari-Flex®, produits par Össur®. Cet essai clinique randomisé a été réalisé auprès d'une population d'amputés trans-tibiaux. L'ordre d'utilisation des deux prothèses a été attribué aléatoirement. Chaque prothèse a été utilisée pendant un mois. Les tests ont été effectués sur un tapis roulant.

V.6.2 Critères de jugement

L'outil de mesure utilisé dans cette étude est :

- Le COSMED K4b2, un appareil de surveillance de la dépense métabolique.

V.6.3 Résultats

Trente et une personnes ayant subi une amputation trans-tibiale ont été recrutées et inscrites à l'étude. Une personne n'a pas terminé l'étude en raison d'un déménagement. Trois participants ont terminé l'étude mais ont été exclus de l'analyse finale en raison de problèmes de santé. Vingt-sept participants, ont été inclus dans l'analyse. L'échantillon de l'étude était principalement composé

d'hommes (n=22), d'utilisateurs établis de prothèses (n = 12, > 10 ans depuis l'amputation), et de niveau k-level-3 (n=16) [31].

Auto-sélectionnés par les participants, les vitesses de marche et les plages de vitesses variaient de 0,31 à 1,79 m/s. Aucun effet d'ordre significatif n'a été observé entre pieds prothétiques ($p > 0,36$). L'hypothèse initiale était que les participants avaient une consommation en oxygène inférieure lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore. Les participants de l'étude avaient une consommation en oxygène inférieure avec le pied Cheetah® Xplore (282,5 ml/min) par rapport pied Vari-Flex® (303,6 ml/min) (Intervalle de confiance à 95% : -26,40 ; 68,60). Cependant, cette différence de la consommation en oxygène n'était pas statistiquement significative ($p = 0,16$). De même, pour chaque vitesse de marche auto-sélectionnée (lente, confortable et rapide), les participants avaient une consommation en oxygène inférieure lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore. L'ensemble des participants de l'étude ont vu leur dépense métabolique modifiée entre l'utilisation du pied Cheetah® Xplore et du pied Vari-Flex®. En aucun cas, cette différence n'était statistiquement significative (vitesse lente = -1,37, $p = 0,18$; vitesse confortable = -1,30, $p = 0,21$; vitesse rapide = -1,45, $p = 0,16$). Les participants qui parcouraient une plus grande distance lors du test de marche de 6 minutes, de base ($p < 0,001$), ont dépensé moins d'énergie lors de la marche avec le pied Cheetah® Xplore. L'ensemble des participants de l'étude a vu leur dépense métabolique modifiée entre l'utilisation du pied Cheetah® Xplore et du pied Vari-Flex®. Les personnes qui consommaient moins d'énergie lors du port du pied Cheetah® Xplore, avaient un nombre de pas quotidiens ($p = 0,06$) et des capacités fonctionnelles ($p = 0,08$) plus élevés au départ [31].

V.7 Etude de Agrawal et al.

V.7.1 Résumé de l'étude

L'étude de Agrawal, réalisée en 2014, avait pour objectif de déterminer l'influence de différentes catégories de pieds prothétiques sur la symétrie du travail de chaque membre inférieur pendant la montée et la descente d'une rampe chez les amputés trans-tibiaux de catégorie k-level-2 et k-level-3. Les participants ont porté quatre pieds prothétiques, un pied SACH®, un pied SAFE®, un pied Talux® Foot, et un pied Proprio Foot®. Le pied SACH® est un pied k-level-1, le pied SAFE® est un pied k-level-2, le Talux® Foot est un pied k-level-3 et le pied Proprio Foot® est un pied à microprocesseur, inclus dans l'étude comme un pied k-level-3. L'ordre d'utilisation de chaque pied a été déterminé aléatoirement.

Avant chaque évaluation, les participants portaient pendant 14 jours chaque pied. Ils participaient à des formations pour favoriser l'utilisation de tout le potentiel de chaque pied prothétique, et pour corriger les défauts de marche des participants. Lors de chaque évaluation, les participants gravissaient et descendaient une pente de 5° d'inclinaison.



Figure 8 : Pied TALUX® FOOT



Figure 9 : Pied PROPRIO FOOT®

V.7.2 Critères de jugement

L'outil de mesure utilisé dans cette étude est :

- Le F-Scan. Le système de F-Scan fournit comme renseignements, la pression dynamique, la force et les informations de synchronisation au niveau du pied ainsi qu'une analyse de la marche.

V.7.3 Résultats

A la suite de la formation, la symétrie du travail de chaque membre inférieur pour le groupe k-level-2, lors de la montée de la rampe, est passé de 67,91% à 71,04% (IC à 95% : -27,66 ; 21,40) et de 72,15% à 80,9% (IC à 95% : -34,06 ; 16,56) lors de la descente de la rampe. Dans le groupe k-level-3, la symétrie du travail de chaque membre inférieur est passée de 72,87% à 88,72% (IC à 95% : -34,58 ; 2,88) lors de la montée de la rampe, et de 75,57% à 92,77% (IC à 95% : -30,77 ; -3,63) lors de la descente de la rampe.

Dans le groupe k-level-2, la symétrie du travail de chaque membre inférieur lors de l'utilisation du pied SACH® était de 74,03% (IC à 95% : 56,77 ; 91,28) lors de montée et de 87,43% (IC à 95% : 81,22 ; 93,63) lors de la descente de la rampe, et lors de l'utilisation du pied SAFE®, la symétrie était de 73,6% (IC à 95% : 46,66 ; 100,55) lors de la montée de la rampe et de 80,02% (IC à 95% : 60,89 ; 99,14) lors de la descente de la rampe. Enfin, lors de l'utilisation du pied Talux® Foot, la symétrie était de 83,5% (IC à 95% : 61,59 ; 87,92) lors de la montée de la rampe et de 101,49% (IC à 95% : 91,92 ; 111,05) lors de la descente de la rampe, et pour finir lors de l'utilisation du pied Proprio Foot, la symétrie était de 74,76% (IC à 95% : 61,59 ; 87,92) lors de la montée et de 98,28% (IC à 95% : 90,70 ; 105,85) lors de la descente de la rampe.

Dans le groupe k-level-3, la symétrie du travail de chaque membre inférieur lors de l'utilisation du pied SACH® était de 78,08% (IC à 95% : 60,94 ; 95,21) lors de montée et de 80,03% (IC à 95% : 65,52 ; 95,07) lors de la descente de la rampe, et lors de l'utilisation du pied SAFE®, la symétrie était de 75,84% (IC à 95% : 65,16 ; 86,15) lors de la montée de la rampe et de 79,50% (IC à 95% : 61,62 ; 97,37) lors de la

descente de la rampe. Enfin, lors de l'utilisation du pied Talux® Foot, la symétrie était de 87,22% (IC à 95% : 58,53 ; 115,90) lors de la montée de la rampe et de 96,13% (IC à 95% : 87,06 ; 105,19) lors de la descente de la rampe, et pour finir lors de l'utilisation du pied Proprio Foot, la symétrie était de 86,26% (IC à 95% : 61,67 ; 110,84) lors de la montée et de 87,47% (IC à 95% : 70,95 ; 103,98) lors de la descente de la rampe.

A l'issue des évaluations, la symétrie du travail de chaque membre inférieur avait augmenté pour les participants k-level-3 (16%) ($p < 0,05$) et pour les participants k-level-2 (5%) ($p < 0,05$) lors de la montée de la rampe. Cette augmentation n'était pas statistiquement significative pour les participants k-level-2. Il n'y avait pas de différences significatives entre les pieds testés [32].

Lors de la descente de la rampe, il y a eu une augmentation significative de la symétrie du travail de chaque membre inférieur pour le groupe k-level-3 (23 %), tandis que dans le groupe k-level-2, l'augmentation (12%), n'était pas statistiquement significative ($p < 0,05$). Chez les participants k-level-2, la valeur de la symétrie du travail de chaque membre inférieur était plus élevée avec le pied Talux® Foot ($p < 0,05$), par rapport aux valeurs obtenues avec les pieds SACH® et SAFE®. Le pied Proprio Foot®, avec une cheville à microprocesseur avait une valeur de la symétrie du travail de chaque membre inférieur significativement plus élevée que le pied SACH® ($p < 0,05$). Cependant la différence de symétrie entre le pied Proprio Foot et le pied SAFE®, n'a pas atteint la signification statistique ($p = 0,06$). Dans le groupe des participants de niveau k-level-3, la valeur de la symétrie du travail de chaque membre inférieur était significativement plus élevée avec le pied Talux® Foot, par rapport au pied SACH® ($p < 0,05$). Encore une fois le pied Talux® Foot s'est approché de la signification statistique, mais n'était pas significativement différent du pied SAFE® ($p = 0,07$). Enfin il n'y avait pas de différences significatives entre le pied Talux® Foot et le pied Proprio Foot®. Ces différences de valeurs entre le pied k-level-3 et les pieds k-level-1 et k-level-2 peuvent être attribuées à la conception et aux propriétés fonctionnelles des pieds à restitution d'énergie. Le pied Talux® Foot, qui est un pied à restitution d'énergie a permis de diminuer l'appui sur le membre inférieur sain, et donc une meilleure répartition du poids du corps sur les deux membres inférieurs [32].

V.8 Etude de Hafner et al.

V.8.1 Résumé de l'étude

L'étude de Hafner et al, publié en 2015, avait pour objectif, d'évaluer et de comparer les performances à des tests physiques et les résultats à des questionnaires d'auto-évaluation chez des personnes amputées trans-fémorales, lors de l'utilisation de genoux prothétiques à contrôle passif, adaptatif et actif. Dans cet essai clinique randomisé les genoux à contrôle passif, correspondent à des genoux mécaniques (en majorité les genoux Mauch® Knee et Total Knee® produits par Össur®). Les genoux à contrôle adaptatif correspondent à des genoux bioniques contrôlés par un microprocesseur (le Rhéo Knee® II produit par Össur®), et les genoux à contrôle actif correspondent à des genoux bioniques contrôlés par un microprocesseur et motorisés (le Power Knee® II produit par Össur®). L'étude s'est déroulée sur 14 mois. Les participants portaient le genou à contrôle passif pendant un mois puis ils utilisaient soit le genou Rhéo Knee® soit le genou Power Knee® pendant un mois. Au terme de ce mois, des données étaient collectées pendant cinq mois. Ce protocole a été réalisé deux fois, afin que les

participants puissent tester les deux pieds à microprocesseurs. Les patients étaient tous de niveau k-level-3.



Figure 10 : Genoux RHEO KNEE®, POWER KNEE®, MAUCH® KNEE, TOTAL KNEE® 2000

V.8.2 Critères de jugement

Les outils de mesures utilisés dans cette étude sont :

- Le Time Up and Go ;
- Le Timed Stair Test ;
- Le Timed Ramp Test ;
- Le nombre de pas par jour ;
- L'échelle de Borg ;
- L'échelle ABC (Activities-Specific Balance Confidence scale) ;
- L'échelle Prosthesis Evaluation Questionnaire–Mobility Subscale ;
- L'outil (PROMIS) Patient-Reported Outcomes Measurement Information System visual analog scale.

V.8.3 Résultats

Quarante personnes atteintes d'une amputation trans-fémorale ont été présélectionnées par entretien téléphonique. Dix-neuf personnes répondaient aux critères de sélection de base de l'étude. Douze personnes ont rempli tous les critères de sélection de l'étude et ont été incluses dans l'étude. Tous les participants à l'étude étaient des hommes, avec une moyenne d'âge de 59 ans. Tous les participants ont subi une amputation à la suite d'un traumatisme (83,3 %) ou d'une tumeur (16,7 %). Les participants étaient amputés depuis 29 ans en moyenne [33].

Lors de l'utilisation du Power Knee®, le temps de réalisation du Time Up and Go à vitesse rapide était de 11,98 secondes et le temps de réalisation du Time Up and Go à vitesse confortable était de 13,70 secondes. Le temps de réalisation du Timed Stair Test était de 15,44 secondes et le temps de réalisation du Timed Ramp Test était de 16,97 secondes [33].

Lors de l'utilisation du Power Knee®, le temps de base réalisé avec le genou à contrôle passif était de 8,96 secondes pour le Time Up and Go à vitesse rapide, de 11,05 secondes pour le Time Up and Go à vitesse confortable, de 15,27 secondes lors du Timed Stair Test et 16,01 secondes lors du Timed Ramp Test [33].

La différence de temps était statistiquement significative entre le genou sans microprocesseur et le Power Knee®, pour le Time Up and Go à vitesse rapide ($p < 0,001$), pour le Time Up and Go à vitesse confortable ($p < 0,001$) et pour le Timed Ramp Test ($p = 0,03$). Cependant, pour le Times Stair Test, la différence n'était pas statistiquement significative ($p = 0,74$) [33].

Lors de l'utilisation du Rhéo Knee®, le temps de réalisation du Time Up and Go à vitesse rapide, était de 8,65 secondes, et le temps de réalisation du Time Up and Go à vitesse confortable était de 10,59 secondes. Enfin, le temps de réalisation du Timed Stair Test était de 14,08 secondes et le temps de réalisation du Timed Ramp Test était de 15,58 secondes [33].

Lors de l'utilisation du Rhéo Knee®, le temps de base réalisé avec le genou à contrôle passif, était de 8,87 secondes pour le Time Up and Go à vitesse rapide, de 11,50 secondes pour le Time Up and Go à vitesse confortable, de 14,53 secondes lors du Timed Stair Test et de 14,69 secondes lors du Timed Ramp Test [33].

La différence de temps était statistiquement significative entre le genou sans microprocesseur et le Rhéo Knee®, pour le Time Up and Go à vitesse confortable ($p = 0,001$) et pour le Timed Ramp Test ($p = 0,02$) [33].

Enfin, entre le Power Knee® et le Rhéo Knee®, les différences de temps étaient statistiquement significatives pour le Time Up and Go à vitesse rapide ($p < 0,001$), le Time Up and Go à vitesse confortable ($p < 0,001$), le Timed Stair Test ($p = 0,006$) et le Timed Ramp Test ($p = 0,001$) [33].

Les participants ont réalisé le Time Up and Go (à vitesse confortable) plus rapidement avec le Rhéo Knee®, qu'avec le genou sans microprocesseur. Cependant, ils ont mis plus de temps à monter et à descendre la rampe. Lors de l'utilisation du genou Power Knee®, le Time Up and Go (à vitesse rapide), à vitesse confortable et le Timed Ramp Test ont été réalisés plus lentement par rapport au genou sans microprocesseur. Les participants ont besoin de plus de temps pour effectuer tous les tests de marche lors de l'utilisation du Power Knee®. La comparaison entre le genou Rhéo Knee® et le genou Power Knee®, a montré des différences significatives lors de la réalisation du Time Up and Go (à vitesse rapide et à vitesse confortable) (différence = 3,24 et 3,56 s). Il semble que la mobilité a été améliorée lors de l'utilisation du genou Rhéo Knee®. Les résultats à la Borg Rating of Perceived Exertion, à l'Obstacle Course, à la visual analog scale, à la physical exertion, et à la mental exertion lors de la marche n'étaient pas affectés par le mode de contrôle du genou et aucune différence statistiquement significative n'ont été observés [33].

Le nombre de pas par jour était plus bas lors de l'utilisation du genou Power Knee® (1942 pas par jour), par rapport au genou sans microprocesseur (2204 pas par jour). Cependant le nombre de pas par jour était plus élevé lors de l'utilisation du genou Rhéo Knee® (2239 pas par jour), par rapport au genou sans microprocesseur (2041 pas par jour). La différence était statistiquement significative entre le genou Power Knee® et le genou sans microprocesseur (différence = 262 pas, $p = 0,058$). La différence était statistiquement significative entre le Rhéo Knee® et le Power Knee® (différence = 296 pas, $p = 0,03$). Cela suggère que les participants ont réalisés 12 et 13% de pas en moins lors de l'utilisation du genou Power Knee® chaque jour, par rapport au genou sans microprocesseur et au genou Rhéo Knee® [33].

Les participants ont signalé une fonction physique (PROMIS Physical Function) significativement améliorée (différence = 1,26, $p < 0,03$) lors du passage du genou sans microprocesseur au genou Rhéo

Knee®. Les participants ont également signalé une amélioration significative de la confiance en leur équilibre (différence = 3,77, $p = 0,003$) en passant du genou à contrôle passif au genou Power Knee®. Les résultats de l'évaluation de la fatigue (PROMIS Fatigue), de la mobilité (Prosthesis Evaluation Questionnaire–Mobility Subscale), de la santé physique (PROMIS–Global Mental Health) ou santé mentale (PROMIS–Global Physical Health) n'ont pas montré de différences statistiquement significatives [33].

Le nombre de chutes signalées par les participants semble augmenter lors de l'utilisation des genoux Rhéo Knee® et Power Knee®. Les participants tombaient 2 à 4 fois plus souvent en utilisant les genoux Rhéo Knee® et Power Knee®. Huit participants ont eu la possibilité de garder le genou Rhéo Knee® ou le Power Knee® à la fin de l'étude. Les huit participants ont choisi de garder le genou Rhéo Knee® [33].

V.9 Etude de Christiansen et al.

V.9.1 Résumé de l'étude

L'étude de Christiansen et al, réalisé en 2018, avait pour objectif de déterminer l'efficacité de séances d'éducation à la santé afin de modifier la quantité d'activité physique, la distance de marche et l'auto-gestion de la maladie des participants à domicile. L'étude s'est déroulée sur 12 semaines, et une évaluation a été réalisée au début de l'étude, à 12 semaines et 24 semaines après le début de l'étude. Un entretien téléphonique individuel avait lieu toutes les semaines entre chaque participant et un physiothérapeute. L'entretien téléphonique dans le groupe d'intervention été axé sur le changement de comportement en matière de santé et chaque semaines les participants se fixaient trois objectifs, alors que celui du groupe de contrôle été axé sur le suivi de l'état de santé.

V.9.2 Critères de jugement

Les outils de mesures utilisés dans cette étude sont :

- Le Time Up and Go.
- Le test de marche de 2 minutes.
- La Prosthesis Evaluation Questionnaire and Mobility Scale a été utilisé pour évaluer les capacités fonctionnelles des participants.

Le Time Up and Go était le critère de jugement principal. Le nombre de pas par jour était un critère secondaire. Les patients portaient quotidiennement l'accéléromètre (GT3X-BTa) sur une ceinture.

V.9.3 Résultats

Au total, 103 personnes ont été évaluées pour participer à l'étude, 38 ont été incluses (35 hommes, 3 femmes ; 19 inclus dans le groupe d'intervention, 19 inclus dans le groupe de contrôle). Un participant de chaque groupe a été perdu de vue au cours de l'intervention. Deux participants du groupe de contrôle à 12 semaines, et 3 participants, deux du groupe de contrôle et un du groupe d'intervention à 24 semaines n'ont pas été en mesure de compléter les mesures de performance (seuls les questionnaires ont été recueillis) en raison de maladies [34].

La participation aux séances téléphoniques hebdomadaires était élevée, avec seulement 4% des séances manquées (18/456). Les caractéristiques des participants étaient similaires entre les groupes. Un total de 32 participants avait un diabète de type II (84 %), 22 participants avaient une pathologie artérielle périphérique (58 %) et 16 participants avaient à la fois un diabète de type II et une pathologie artérielle périphérique (42 %) [34].

Les participants ont utilisé leur propre prothèse. L'objectif le plus représenté dans le groupe d'intervention était l'exercice physique (48%). Le renforcement musculaire (25 %) était le type d'exercice le plus fréquemment choisi. La marche (39 %) était le deuxième objectif le plus souvent choisi par les participants. Les participants ont atteint 76,8 % des objectifs qu'ils s'étaient fixés au cours d'une semaine donnée [34].

Les taux d'événements indésirables étaient similaires entre les deux groupes, y compris les chutes (16 chutes, pour 11 participants dans le groupe d'intervention ; 13 chutes, pour 9 participants dans le groupe de contrôle) [34].

Le groupe d'intervention a augmenté sa distance de marche de 12,9 m entre le début de l'étude et la 24^{ème} semaine de l'intervention, au test de marche de 2 minutes. La vitesse de marche a augmenté de 0,18 m/s entre le début de l'étude et la 12^{ème} semaine, pour atteindre 0,19 m/s entre le début de l'étude et la 24^{ème} semaine d'intervention [34].

L'augmentation du nombre quotidien de pas a été plus importante dans le groupe d'intervention. Le nombre de pas quotidiens dans le groupe d'intervention était de 1305 (IC à 95% : 736 ; 1 872) au début de l'étude, 2 439 (IC à 95% : 1 844 ; 3 035) à 12 semaines et 2294 (IC à 95% : 1716 ; 2873) à 24 semaines. Le nombre de pas quotidiens du groupe de contrôle n'a pas changé de manière significative [34].

Le nombre quotidien de pas du groupe de contrôle était de 1420 pas (IC à 95% : 824 ; 2017) au début de l'étude, 1607 pas (IC à 95% : 1004 ; 2210) à 12 semaines et 1506 pas (IC à 95% : 895 ; 2116) à 24 semaines [34].

Le groupe d'intervention a réduit son temps de sédentarité par rapport au groupe de contrôle à l'issue de l'étude. Au sein du groupe d'intervention, le temps de sédentarité a diminué de 4,8 %, l'activité de faible intensité a augmenté de 4,2 % et les activités d'intensité modérée à élevée ont augmenté de 0,6 %. Au sein du groupe de contrôle, le temps alloué aux différents niveaux d'intensité n'a pas changé [34].

Au sein du groupe d'intervention, le score WHODAS 2.0 a diminué de 4,6 points entre le début de l'étude et l'évaluation finale lors de la 24^{ème} semaine, 26,2 points (IC à 95% : 22,9 ; 29,6) lors de l'évaluation initiale, 24,2 points (IC à 95% : 20,9 ; 27,6) à 12 semaines, et 21,6 points (IC à 95% : 18,2 ;

25,0) à 24 semaines du début de l'intervention. Le score WHODAS 2.0 a diminué de 2,2 points dans le groupe de contrôle entre le début et la fin de l'intervention, 27,5 points (IC à 95% : 23,7 ; 31,3) lors de l'évaluation initiale, 25,3 points (IC à 95% : 21,5 ; 29,2) à 12 semaines, et 25,3 points (IC à 95% : 21,4 ; 29,1) à 24 semaines du début de l'intervention [34].

Le temps de réalisation du Time Up and Go dans le groupe d'intervention était de 19,4 secondes (IC à 95% : 14,8 ; 23,9) au début de l'intervention, de 18,2 secondes (IC à 95% : 13,4 ; 22,9) à 12 semaines, et de 16,7 secondes (IC à 95% : 12,1 ; 21,3) à 24 semaines. Le temps de réalisation du Time Up and Go dans le groupe de contrôle était de 20,7 secondes (IC à 95% : 15,6 ; 25,7) au début de l'intervention, de 18,8 secondes (IC à 95% : 13,6 ; 24,1) à 12 semaines, et de 21,3 secondes (IC à 95% : 16,0 ; 26,7) à 24 semaines [34].

VI. Discussion

VI.1 Discussion de l'étude de Morgan et al.

Le but de cette étude était de comparer l'impact d'un pied de classe III, en l'occurrence le pied Vari-Flex®, et d'un pied croisé, le pied Cheetah® Xplore sur des déterminants de santé de personnes ayant subi une amputation trans-tibiale. Les résultats de cette étude indiquent que les utilisateurs ont ressenti une amélioration de la plupart des déterminants de santé lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore [30].

Ainsi les participants ont signalé une meilleure mobilité, un meilleur équilibre, une plus grande satisfaction dans l'utilisation du pied Cheetah® Xplore et une diminution de la fatigue et des restrictions d'activité. Un seul résultat évalué en laboratoire, a été significativement différent lors de l'utilisation des deux pieds, il s'agit de la longueur du pas latéral. Les participants mettaient plus de temps lors de la réalisation de pas latéraux avec le pied Cheetah® Xplore. Aucune différence significative n'a été observée dans l'endurance, et la perception de l'effort. La plupart des participants de l'étude ont préféré utiliser le pied Cheetah® Xplore, en particulier lors d'activités comme la marche, la course à pied, et le sport [30].

Les résultats de cette étude indiquent des performances similaires ou améliorées lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore, cependant les différences significatives étaient principalement basées sur des mesures d'auto-évaluation. Ainsi, les participants n'ont pas montré d'amélioration significative de la distance de marche lors de test de marche de 6 minutes ni d'augmentation significative du nombre de pas réalisés dans une journée. Ces résultats traduisent donc que les participants perçoivent des avantages lorsqu'ils portent le pied Cheetah® Xplore pour des activités de la vie quotidienne, mais les mesures de performance recueilli grâce au test de marche de 6 minutes notamment, ne permettent pas de confirmer cette perception [30].

Les mesures basées sur la performance favorisent l'objectivité, mais sont souvent limitées à un environnement de laboratoire et peuvent ne pas refléter des situations de la vie quotidienne. Par exemple, les mesures en laboratoire de l'étude ont principalement évalué la distance et la qualité de la marche sur une surface plane. Alors, que dans les activités de la vie quotidienne, les personnes

amputées de membre inférieur sont amenées à marcher sur des terrains accidentés, avec des ascensions, des descentes ou encore des escaliers [30].

En revanche, les mesures d'auto-évaluation permettent d'évaluer une variété d'activités au-delà de la simple locomotion, y compris traverser des trottoirs, des pentes, des escaliers et des terrains accidentés, marcher tout en étant heurté par d'autres personnes, courir et participer à des sports, des passe-temps et des activités professionnelles. Les mesures de performance en laboratoire et les mesures d'auto-évaluation ont fourni des informations complémentaires sur les expériences des participants lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore et du pied Vari-Flex®. Malgré l'absence d'amélioration des mesures de performance, les résultats de l'étude suggèrent que l'utilisation du pied Cheetah® Xplore peut améliorer la mobilité des personnes amputées lors d'activités du quotidien [30].

Des études ultérieures, visant à évaluer les performances du pied Cheetah® Xplore et d'un pied de classe III, lors de la réalisation d'activités plus intenses comme la course à pied, seront intéressantes et permettront peut-être d'obtenir des résultats significatifs entre les deux pieds.

Une raison possible des résultats obtenus dans le décompte du nombre de pas quotidien entre les deux pieds évalués, est une modification de la marche lors de l'utilisation des deux pieds. Par exemple, si la longueur du pas est augmentée, comme lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore, les participants peuvent être capables de marcher la même distance chaque jour en faisant moins de pas. Le nombre quotidien de pas est souvent déterminé par les activités quotidiennes et ne sont donc pas évident à modifier malgré l'utilisation d'un pied plus performant.

La longueur du pas, côté sain a été significativement augmentée lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore (différence moyenne = 3,0 cm). L'augmentation de la longueur du pas lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore est également rapportée par les déclarations des participants lors de l'entretien de sortie qui indiquaient avoir « plus de propulsion » et une « transition plus douce » lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore. On constate également une symétrie de la longueur du pas entre le membre inférieur sain et le membre inférieur appareillé. *Une symétrie améliorée est cliniquement importante car elle réduirait le risque de pathologies comme l'arthrose, courante chez les utilisateurs de prothèses à long terme* [30]. La longueur du pas du côté sain a probablement augmenté lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore en raison de ses propriétés techniques. « *Il se compose d'un mât en carbone avec une lame principale en carbone en forme de J associée à une lame de talon, également en carbone. Ces deux parties sont assemblées avec des boulons et des vis en acier inoxydable. Une semelle en mousse d'éthylène acétate de vinyle (EVA) à poncer est collée sous la lame et une cale de talon est collée sur la lame de talon. Le pied Cheetah® Xplore est un pied prothétique qui remplace anatomiquement le pied amputé du patient. Il restitue l'énergie emmagasinée lors de la phase d'appui de la marche.* »

L'augmentation de la longueur du pas côté sain, permet également de réduire la charge du membre sain lors de la marche. Des recherches supplémentaires sont nécessaires pour mieux comprendre les propriétés mécaniques des pieds prothétiques et leur impact sur la marche.

Les résultats au test de marche de 6 minutes et à l'échelle de Borg n'ont pas atteint la signification statistique dans cette étude lors de l'utilisation des deux pieds. La différence significative correspondait à une augmentation de la distance de marche de 45 mètres pour le test de marche de 6 minutes et de 10 points pour l'échelle de Borg. Malgré cela, près de la moitié des participants ont parcouru une plus grande distance de marche lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore. A titre de

comparaison, seulement 19% des participants ont vu leur distance de marche augmenter ou leur score de Borg s'améliorer lors de l'utilisation du pied Vari-Flex®. Ces résultats suggèrent donc qu'une partie de la population des amputés pourrait accroître leur distance de marche, tout en réduisant l'effort perçu en utilisant le pied Cheetah® Xplore ou un équivalent [30].

La taille de l'échantillon est un point fort de cette étude. La durée d'utilisation de chaque pied prothétique (1 mois d'utilisation pour chaque pied), a permis aux participants de s'adapter à chaque pied. Ainsi lors de la réalisation des tests, l'inconfort ou des difficultés à la marche dûs à la découverte d'un nouveau pied prothétique, n'ont pas perturbé les mesures. Les prothèses utilisées dans l'étude ainsi que les éléments annexes ont été standardisés.

Cependant les résultats de cette étude ne sont pas forcément applicables à l'ensemble de la population des amputés. En effet, les participants de l'étude étaient relativement actifs, ce qui n'est pas le cas de tous les amputés. Une étude comparant d'autres pieds avec les mêmes critères de jugement pourrait être intéressante. De plus, ces résultats concernent des amputés trans-tibiaux. Il serait intéressant qu'une étude similaire soit réalisée auprès d'amputés trans-fémoraux.

VI.2 Discussion de l'étude de MacDonald et al.

L'étude de MacDonald et al, a permis d'évaluer l'impact du pied Cheetah® Xplore et du pied Vari-Flex® sur la dépense énergétique de personnes amputées trans-tibiale lors de la marche à vitesse lente, confortable et rapide.

Les participants ont connu une certaine réduction de leur dépense énergétique avec le pied Cheetah® Xplore, mais cette réduction n'a pas atteint la signification statistique. Les participants de l'étude ont marché à des vitesses auto-sélectionnées sur un tapis roulant. Les vitesses étaient cependant généralement inférieures à celles adoptées lors de la marche en condition réelle [31]. L'utilisation de vitesses lentes, a pu limiter l'impact du pied Cheetah® Xplore sur la dépense énergétique. L'impact du pied Cheetah® Xplore sur la dépense énergétique aurait pu être plus important lors de la marche à des vitesses plus soutenues voir élevées. Il serait intéressant que des études ultérieures explorent l'impact du pied Cheetah® Xplore lors d'activités comme la marche rapide ou la course à pied.

La taille de l'échantillon de cette étude peut avoir été insuffisante pour détecter des différences significatives des dépenses d'énergie entre les deux pieds. Tous les participants ont connu une différence entre les pieds avec au moins une vitesse de marche. Ces résultats suggèrent que les personnes qui s'engagent dans des activités d'intensité élevée avec des pieds prothétiques de classe III, pourraient avoir un avantage sur leur dépense énergétique s'ils utilisaient un pied comme le Cheetah® Xplore [31].

L'échantillon recruté pour cette étude, n'est pas représentatif de l'ensemble de la population des amputés trans-tibiaux. Il s'agit plutôt d'un sous-ensemble plus jeune et plus actif de cette population. La généralisation de ces résultats à une population d'amputés trans-tibiaux plus âgés, moins actif et amputés secondairement à une pathologie vasculaire est à envisager avec prudence. Cependant la réalisation d'une étude similaire, avec un échantillon plus important et avec des participants plus représentatifs de la population amputée serait pleinement justifiée.

Enfin, la dépense énergétique a été mesurée lors d'une tâche spécifique, en l'occurrence la marche sur tapis roulant. Cependant les activités de la vie quotidienne, impliquent une grande dépense énergétique, et elles sont plus variées. La réalisation d'une étude qui reflète mieux les activités de la vie quotidienne, et dont la dépense énergétique serait évaluée sur une durée plus importante, permettrait d'obtenir des données plus significatives.

VI.3 Discussion de l'étude de Agrawal et al.

Le but de cette étude, était de déterminer les différences de symétrie dans le travail externe entre quatre catégories de pieds prothétiques chez des amputés trans-tibiaux, de niveau fonctionnel k-level-2 et k-level-3 lors de la montée et de la descente d'une rampe.

Pendant l'ascension de la rampe, il n'y avait pas de différences significatives dans le travail externe entre les pieds prothétiques pour les groupes k-level-2 et k-level-3. Cependant, le pied Talux® Foot et le pied Proprio Foot® ont permis d'obtenir des valeurs plus élevées de la symétrie du travail externe, pour l'ensemble des participants [32].

Il a été également constaté que les heures de formation dispensées aux participants ont entraîné une augmentation de la symétrie du travail externe pour les deux groupes, quel que soit le pied utilisé. La méthodologie de cette étude a fait en sorte que tous les participants reçoivent une formation spécifique à chaque prothèse, en insistant sur la conception de chaque pied prothétique et sur son utilisation. Ceci afin de maximiser les performances des utilisateurs, lors du port de chaque pied prothétique. Ainsi, une amélioration de la symétrie a été observée lors de l'ascension de la rampe, quel que soit le pied prothétique utilisé. Au cours de leurs formations, les participants ont appris à contracter correctement les muscles extenseurs du genou et de la hanche ainsi qu'à contracter et à recruter les muscles du membre résiduel pour conserver leur équilibre et utiliser chaque pied prothétique tel qu'il a été conçu. Ainsi, après la fin de la formation, les valeurs de la symétrie du travail externe se sont améliorées à la fois pour les participants du groupe k-level-2 et les participants du groupe k-level-3 [32].

Cependant, cette étude n'a pas trouvé de différence significative entre le pied Proprio Foot® et les autres pieds d'essai lors de l'ascension d'une rampe de 5° d'inclinaison. Les avantages techniques (la flexion dorsale de cheville active) du pied Proprio Foot® pourraient devenir plus évidents lors de l'ascension de rampes avec une inclinaison plus importante, « *par exemple une pente de 7,5°* » [32].

Lors de la descente de la rampe, les participants des groupes k-level-2 et k-level-3 ont atteint une symétrie du travail externe maximale avec le pied Talux® Foot. Les différences étaient statistiquement significatives entre les pieds Talux®/Proprio Foot® et les pieds SACH®/SAFE®. La formation standardisée a également permis l'augmentation de la symétrie du travail externe pour le groupe k-level-3 et pour le groupe k-level-2 [32]. Les meilleurs résultats obtenus par le pied Talux® Foot peuvent être attribuées à la conception et aux propriétés techniques et fonctionnelles des pieds de classe III.

Cette propriété fonctionnelle du pied Talux Foot, et des pieds de classe III a entraîné une réduction de la charge sur membre sain dans les deux groupes de sujets. La symétrie des pics des forces de réactions aux sols et des temps de chargement entre les membres corrobore davantage les valeurs de symétrie du travail externe élevées enregistré avec le pied K3.

Les différences de flexion dorsale de cheville entre le pied Talux® Foot et le pied Proprio Foot peuvent expliquer les différences observées dans les résultats observés. Les pieds SACH® et SAFE® ne permettent pas de flexion dorsale de cheville. L'absence de flexion dorsale pendant l'appui a provoqué une flexion prématurée du genou, entraînant une élévation précoce du talon [32]. Ainsi il est possible que le corps ait eu tendance à progresser plus rapidement vers l'avant car le patient était en déséquilibre. La progression maximale vers l'avant du centre de pression (exprimé en pourcentage (%) de la longueur du pied) était d'environ 70 % et 79 % avec les pieds SACH® et SAFE®, contre 85 % avec les pieds Talux®/Proprio Foot®. L'instabilité qui en a résulté lors d'un appui tardif a probablement provoqué l'avancée précoce du membre controlatéral pour rattraper le corps alors qu'il tombait vers l'avant. La décélération soudaine du corps lors du passage du membre appareillé au membre sain a entraîné un pic des forces de réaction au sol sur le membre sain, en particulier dans le groupe k-level-2 [32].

Les propriétés techniques des pieds SAFE® et SACH® ont donc entraîné un travail plus important du membre sain dans les deux groupes de l'étude [32]. Ces résultats suggèrent que les pieds prothétiques de classe III peuvent avoir des avantages fonctionnels pour les amputés trans-tibiaux de niveau k-level-2 qui marchent régulièrement sur des terrains en pente. Les pieds prothétiques qui reproduisent la fonction physiologique de la cheville pendant la marche sur rampe permettrait une plus grande symétrie du travail entre le membre sain et le membre appareillé. En plus du pied prothétique, l'utilisation de la musculature du membre résiduel peut considérablement influencer la dynamique de la marche lors de la montée et de la descente d'une rampe.

L'étude manquait de puissance en termes de taille d'échantillon. Alors que les valeurs de symétrie étaient significativement différentes entre les pieds prothétiques lors de la descente de la rampe, des différences lors l'ascension de la rampe n'ont peut-être pas pu être mises en évidence, peut-être à cause de la taille de l'échantillon. De plus, le faible pourcentage d'inclinaison de la rampe utilisé, a pu limiter l'impact des pieds Talux® Foot et Proprio Foot®.

De plus, la faible durée d'utilisation des pieds prothétiques peut avoir biaisé les résultats. La formation standardisée a eu un impact sur la performance car elle était spécifique à chaque pied prothétique. Une prochaine étude pourrait évaluer la différence de symétrie du travail externe entre un groupe recevant une formation pour favoriser l'utilisation du plein potentiel de chaque pied, avec un groupe ne recevant pas de formation.

Enfin, les participants de l'étude ont marché sur la rampe à une vitesse de marche auto-sélectionnée. Il est possible que la vitesse de marche ait influencé les résultats obtenus. Une prochaine étude pourrait être réalisée afin d'évaluer la symétrie du travail externe, avec des vitesses sélectionnées par les évaluateurs.

VI.4 Discussion de l'étude de Hafner et al.

L'objectif de cette étude était d'évaluer les performances physiques et les résultats à des questionnaire lors de l'utilisation de prothèses de genoux sans microprocesseur, du genou Rhéo knee® et du genou Power Knee® chez les personnes ayant subi une amputation trans-fémorale.

Les genoux inclus dans cette étude sont techniquement différents. Le genou sans microprocesseur, offre une résistance mécanique à la flexion ou à l'extension du genou, qui est prédéfinie par le prothésiste et l'utilisateur. La résistance à la flexion et à l'extension du genou peut changer légèrement en fonction de la vitesse de marche de l'utilisateur, mais le comportement général du genou restera constant. Le genou Rheo Knee® II ajuste constamment la résistance à la flexion et à l'extension du genou. Ainsi, les genoux avec un microprocesseur peuvent adapter leur comportement pour être plus réactif aux besoins instantanés d'un utilisateur. Le genou Power Knee® II, est également adaptatif car ils utilisent les données des capteurs pour dicter le comportement du genou. Le genou motorisé contrôlé par microprocesseur peut fléchir ou étendre le genou pour faciliter le mouvement [33].

Des éléments comme la mobilité, la marche, les activités de la vie quotidienne ainsi que l'équilibre devraient s'améliorer progressivement au fur et à mesure que les utilisateurs passent d'un type de genou basique à un autre plus évolué. Les résultats de l'étude ne confirment pas toutes les hypothèses selon lesquelles les genoux Rhéo Knee® et Power Knee® améliorent de manière significative les performances physiques et les résultats d'auto-évaluation chez les participants par rapport à un genou sans microprocesseur [33]. Les hypothèses étaient confirmées uniquement pour certains résultats. Par exemple, il a été constaté que le genou Rhéo Knee® améliore considérablement le temps de réalisation du Time Up and Go ainsi que la perception des participants de leur capacité physique par rapport aux genoux sans microprocesseur ou au genou Power Knee® [33].

Les participants ont signalé une amélioration significative de la confiance en leur équilibre lors de l'utilisation du genou Power Knee®, mais leur performance lors de la réalisation du Time Up and Go et du Timed Ramp Test était inférieure. Contrairement aux hypothèses initiales de l'étude, le genou motorisé n'a pas entraîné une amélioration des performances des participants lors d'activités comme les transferts assis-debout, la montée de rampes et d'escaliers. Enfin, tous les participants qui ont terminé l'étude ont choisi de garder le genou Rhéo Knee®. Cela peut suggérer que les utilisateurs ont perçu plus d'avantages à utiliser ce genou même si les résultats à des tests validés scientifiquement n'ont pas mesuré tous ces bénéfices [33].

L'échantillon inclus dans cette étude était représentatif de l'âge moyen des amputés (59 ans). Cependant les étiologies des amputations n'étaient pas représentatives de la population générale des amputés. La performance des participants lors du Time Up and Go était améliorée lors de l'utilisation du genou Rhéo Knee®, et significativement diminuée lors de l'utilisation du genou Power Knee® par rapport aux performances des participants lors de l'utilisation du genou sans microprocesseur [33]. Grâce aux résultats de l'étude, il est possible de suggérer que les genoux à microprocesseur non motorisés puissent faciliter la marche sur un terrain plat sans restreindre les mouvements lors des transferts assis-debout.

Selon les participants, l'utilisation du genou Power Knee® était difficile lors de la réalisation de tests comme le Time Up and Go. Ces données suggèrent que les genoux motorisés, peuvent ne pas être les genoux les plus performants et les plus adaptés lors de la réalisation de transferts assis-debout. Les performances des participants lors de la montée et la descente d'escaliers n'ont pas montré de différences significatives entre les genoux évalués dans cette étude [33].

Il est possible que la qualité de la marche soit améliorée lors de l'utilisation du genou Rhéo Knee®, cependant elle n'a pas été évaluée dans cette étude. Des études futures, pourraient analyser la marche, en plus de la chronométrer sur terrain plat et lors de la montée et de la descente des escaliers.

Un parcours de marche de 880 mètres a été utilisé pour évaluer le temps des participants avec les trois genoux utilisés. Le temps mis par les participants n'a pas été significativement modifié lors de l'utilisation du genou Rhéo Knee® [33]. Des études ultérieures avec des parcours de marches comprenant plusieurs distances permettront peut-être d'obtenir des résultats significatifs et identifier à quelle distance les genoux à microprocesseur non motorisés ne sont plus capable de surmonter les limites inhérentes à un handicap fonctionnel comme l'amputation trans-fémorale. Le temps mis par les participants pour réaliser le parcours, avec le genou Power Knee®, a été amélioré par rapport aux genoux Rhéo Knee® et sans microprocesseur, même si les différences mesurées n'étaient pas statistiquement significatives [33]. Comme les participants ont eu des difficultés à s'adapter au genou motorisé, d'autres études sont sûrement nécessaires pour valider ou non ces résultats et déterminer si les genoux motorisés peuvent améliorer les performances des amputés trans-fémoraux lors de la marche sur de longues distances.

Le nombre de pas par jour était compris entre 1942 et 2204. Bien qu'aucune différence significative n'ait été mesurée, les résultats suggèrent que l'utilisation du genou Rhéo Knee® peut augmenter légèrement le nombre de pas effectués dans la journée. À l'inverse le genou Power Knee® semble diminuer le nombre de pas effectués dans une journée. Cela concorde avec les retours des participants selon lesquels le genou était généralement difficile à utiliser quotidiennement [33]. Il est possible que le poids du genou Power Knee® (3,2 kg contre 0,7 à 1,5 kg pour les genoux Rhéo Knee® et sans microprocesseur) exerce une influence sur cette baisse de l'activité des participants.

Il est possible qu'un modèle de genou prothétique présente des avantages et soit un facilitateur lors de certaines activités et au contraire soit un limitateur pour d'autres activités. Par exemple, le genou Rhéo Knee® a permis d'améliorer le temps de réalisation du Time Up and Go mais il a entraîné une augmentation du temps de réalisation du Timed Ramp Test par rapport au genou sans microprocesseur [33].

Les genoux à microprocesseur et motorisés ont eu un effet positif sur la confiance en leur équilibre des participants, bien que seul le genou Power Knee® ait montré une amélioration par rapport au genou sans microprocesseur. Cependant, ces données contrastent avec le nombre de chutes signalées. En effet, les participants ont plus chuté, lors de l'utilisation du genou motorisé [33]. Il est possible que les participants aient tenté des activités inhabituelles responsables de chutes, à cause de leur confiance accrue lors du port du genou Power Knee®.

L'instrument PROMIS a été utilisé pour évaluer la fatigue et la santé physique et mentale des participants lors de l'utilisation des trois genoux. La santé physique perçue a été considérablement améliorée lors de l'utilisation du genou Rhéo Knee®, mais elle n'a pas été affectée avec le genou Power Knee®. À l'inverse, la fatigue était atténuée lorsque les participants utilisaient le genou Power Knee®, mais légèrement augmentée lorsque les participants portaient le genou Rhéo Knee®. Cependant, les différences observées, n'étaient pas significativement différentes du genou à contrôle passif [33].

Les limites de cette étude incluent la taille de l'échantillon. En effet il est relativement petit. De plus il n'était pas représentatif de l'ensemble de la population des personnes amputées de membre inférieur, puisque les personnes amputées secondairement à une pathologie vasculaire, n'étaient pas incluses.

Les participants ont utilisé leur propre genou sans microprocesseur. Cela a pu biaiser les résultats obtenus lors du port de ces genoux, puisque ce n'était pas forcément les mêmes entre les participants (hydraulique à axe unique, hydraulique polycentrique, pneumatique polycentrique). De plus, les

participants ont reçu une formation pour utiliser les genoux Rhéo Knee® et Power Knee®. Cependant, aucune formation relative à l'utilisation des genoux sans microprocesseur n'a été dispensée aux participants [33].

Malgré la formation dispensée, la plupart des participants n'ont pas été capables d'utiliser pleinement toutes les fonctions du genou Power Knee®, ce qui a pu influencer les résultats obtenus leur du port de ce genou. Enfin, les résultats de cette étude ont été obtenus à partir de deux versions spécifiques du Rheo Knee® II et du Power Knee® II. Pour respecter le protocole de l'étude et ne pas biaiser les résultats, les genoux n'ont pas été mis à jour ou modifiés au fur et à mesure que de nouvelles versions ou des micrologiciels devenaient disponibles. Ainsi, les résultats obtenus dans cette étude peuvent ne pas être généralisés aux versions plus récentes de ces genoux ou à d'autres modèles de genoux qui incluent des microprocesseurs.

VI.5 Discussion de l'étude de Christiansen et al.

L'éducation à la santé orientée sur l'exercice physique, la marche et l'autogestion de la maladie chez les personnes amputées trans-tibiales d'étiologie vasculaire a permis une amélioration de la distance de marche, mais pas des capacités physiques ou des incapacités. Au sein du groupe d'intervention, une forte augmentation du nombre de pas moyen par jour a été observée (87 % ; 1 135 pas) au cours des 12 premières semaines d'intervention, mais également à 24 semaines (76 % ; 990 pas), par rapport à l'évaluation initiale. Les deux groupes avaient des taux similaires d'événements indésirables liés aux comorbidités et à l'étiologie de l'amputation [34].

Le protocole de l'étude a été bien accepté par les participants, comme en témoigne le faible taux de perdu de vue (5 %) et de séances manquées (4%). Cette amélioration de la distance de marche a un potentiel d'effets positifs multiples sur la santé, notamment la lutte contre les maladies chroniques et contre le handicap et la dépendance. Le groupe d'intervention a également réduit son temps de sédentarité par rapport au groupe contrôle. Le groupe d'intervention a diminué son temps de sédentaire de 19 minutes par jour, les activités de faible intensité ont augmenté de 38 minutes par jour et les activités d'intensité modérée à élevée ont augmenté de 6 minutes par jour. La moyenne d'activité d'intensité modérée à élevée était d'environ 5 minutes par jour (35min/semaine) et a atteint plus de 10 minutes par jour (74min/semaine) à 24 semaines [34].

Le Time Up and Go était le critère de jugement principal de cette étude. L'hypothèse initiale de cette étude était que le groupe d'intervention ait une amélioration du temps de réalisation du Time Up and Go par rapport au groupe de contrôle [34]. L'absence d'amélioration significative lors de la réalisation du Time Up and Go peut être éventuellement expliquée par la sélection des objectifs par les participants. Les objectifs fonctionnels et le choix des exercices du groupe d'intervention était intentionnellement laissé aux participants pour favoriser l'autogestion. La marche représentait (39%) des objectifs des participants, les exercices physiques représentaient (48 %) des objectifs, mais seuls 14 % étaient liés à l'exécution de tâches fonctionnelles (escaliers, transferts assis-debout...) et le renforcement musculaire ne représentait que (25 %) des objectifs [34].

Au sein du groupe d'intervention, l'amélioration des capacités physiques à 24 semaines indique un effet positif de l'intervention. Par exemple, la vitesse de marche du groupe d'intervention a augmenté

de 0,19 m/s, dépassant la différence minimalement importante sur le plan clinique (0,13 m/s). Cependant, le temps de réalisation du Time Up and Go à 24 semaines, pour les deux groupes, étaient supérieurs à 13,5 secondes seuil indiquant un risque de chutes, et la vitesse de marche moyenne pour les deux groupes était inférieure à 1,0 m/s, indiquant un risque de chute et de limitation fonctionnelle [34].

L'absence de différences entre les groupes lors de la réalisation de l'échelle WHODAS 2.0 peut indiquer la nécessité d'une plus longue période d'intervention afin de poursuivre l'augmentation du temps d'activité et de la distance de marche, afin de réduire les incapacités [34].

La taille de l'échantillon a pu limiter la puissance statistique des résultats entre les deux groupes. L'auto-sélection des objectifs a encouragé l'autonomie des participants mais a limité le ciblage égal de chaque objectif. Par exemple, le manque d'objectifs axés sur l'amélioration des capacités fonctionnelles peut expliquer l'absence d'amélioration du temps de réalisation du Time Up and Go.

VI.6 Critiques méthodologiques de mon mémoire

La critique méthodologique de mon mémoire est réalisée grâce à l'échelle AMSTAR 2, qui est une grille d'analyse méthodologique des risques de biais. L'échelle AMSTAR 2 est présente sous forme de tableau en annexe 3.

Cette grille d'analyse est constituée de 16 questions :

1) « *Est-ce que les questions de recherche et les critères d'inclusion de la revue ont inclus les critères PICO ?* »

➤ Oui

2) « *Est-ce que le rapport de la revue contenait une déclaration explicite indiquant que la méthode de la revue a été établie avant de conduire la revue ? Est-ce que le rapport justifiait toute déviation significative par rapport au protocole ?* »

➤ Oui

3) « *Les auteurs ont-ils expliqué leur choix de schémas d'étude à inclure dans la revue ?* »

➤ Oui

4) « *Les auteurs ont-ils utilisé une stratégie de recherche documentaire exhaustive ?* »

➤ Oui

5) « *Les auteurs ont-ils effectué en double la sélection des études ?* »

➤ Non

6) « *Les auteurs ont-ils effectué en double l'extraction des données ?* »

➤ Non

7) « *Les auteurs ont-ils fourni une liste des études exclues et justifié les exclusions ?* »

➤ Non

8) « *Les auteurs ont-ils décrit les études incluses de manière suffisamment détaillée ?* »

➤ Oui

9) « *Les auteurs ont-ils utilisé une technique satisfaisante pour évaluer le risque de biais des études individuelles incluses dans la revue ?* »

➤ Oui

10) « *Les auteurs ont-ils indiqué les sources de financement des études incluses dans la revue ?* »

➤ Non

11) « *Si une méta-analyse a été effectuée, les auteurs ont-ils utilisé des méthodes appropriées pour la combinaison statistique des résultats ?* »

➤ Aucune méta-analyse n'a été réalisée.

12) « *Si une méta-analyse a été effectuée, les auteurs ont-ils évalué l'impact potentiel des risques de biais des études individuelles sur les résultats de la méta-analyse ou d'une autre synthèse des preuves ?* »

➤ Aucune méta-analyse n'a été réalisée.

13) « *Les auteurs ont-ils pris en compte le risque de biais des études individuelles lors de l'interprétation / de la discussion des résultats de la revue ?* »

➤ Oui

14) « *Les auteurs ont-ils fourni une explication satisfaisante pour toute hétérogénéité observée dans les résultats de la revue, et une discussion sur celle-ci ?* »

➤ Oui

15) « *S'ils ont réalisé une synthèse quantitative, les auteurs ont-ils mené une évaluation adéquate des biais de publication (biais de petite étude) et ont discuté de son impact probable sur les résultats de la revue ?* »

➤ Oui

16) « *Les auteurs ont-ils rapporté toute source potentielle de conflit d'intérêts, y compris tout financement reçu pour réaliser la revue ?* »

➤ Oui

Le score à l'échelle AMSTAR 2 de mon mémoire est de 10/16.

Pour améliorer méthodologiquement ce mémoire, plusieurs points peuvent être revus. Tout d'abord ce mémoire a été réalisé par une seule personne donc les items concernant la sélection des études et la récupération des données en double n'ont pas pu être respectés. Aucune liste des études exclues, comprenant les raisons de l'exclusion, n'a été fournie. Cela permettra de justifier la non-sélection de certaines études et de se prémunir de certains biais de sélection. Les potentielles sources de financement n'ont pas été citées, bien qu'aucune n'a été utilisée pour ce mémoire. Les autres points non attribués correspondent aux items relatifs à la réalisation d'une méta-analyse, ce qui n'est pas le cas de ce mémoire.

VI.7 Limites des échelles utilisées dans ce mémoire

Pour l'échelle PEDro, les items 5 et 6, à savoir « patients en aveugles » et « thérapeutes en aveugles » sont très difficilement réalisables dans les études incluses dans ce mémoire. En effet, l'élément principal évalué, à savoir les pieds et les genoux prothétiques ne permettaient pas un travail en aveugle. Cela réduit donc le score total d'études ayant pourtant une méthodologie acceptable.

L'échelle AMSTAR 2 comprend des points attribués pour les méta-analyses, chose qui n'a pas été réalisée dans ce mémoire. Cela réduit donc le score total de ce mémoire.

VII. Conclusion

Au cours des 40 dernières années, le développement du matériel prothétique a permis aux patients amputés de membre inférieur de réaliser des prouesses fonctionnelles inédites. L'amélioration des techniques de fabrication des emboitures, l'utilisation de manchons permettant d'augmenter le confort du port de la prothèse, l'amélioration de l'étanchéité de la prothèse et de son accrochage, et le développement de genoux et de pieds prothétiques plus précis et performants, ont permis aux personnes amputées d'augmenter et d'améliorer leur autonomie dans la vie quotidienne.

L'objectif de ce mémoire était de faire un état des lieux de l'évolution du matériel prothétique de membre inférieur et des possibilités d'amélioration de la mobilité pour l'ensemble des personnes amputées de membre inférieur. Pour atteindre cet objectif, la problématique de ce mémoire était :

Le perfectionnement du matériel prothétique et le développement de l'éducation à la santé permettent-ils une meilleure mobilité et une plus grande participation pour les personnes amputées de membre inférieur ?

Par rapport aux pieds de classe III, le pied croisé, en l'occurrence le pied Cheetah® Xplore a permis une amélioration de la perception de la mobilité, de l'équilibre, ainsi qu'une augmentation de la satisfaction fonctionnelle, et une diminution de la fatigue et des restrictions d'activité chez les personnes amputées trans-tibiale unilatérale relativement actives. De plus, la symétrie des pas a été améliorée lors de l'utilisation du pied Cheetah® Xplore, ce qui peut permettre des bénéfices à court et à long terme au niveau ostéoarticulaire et musculo-tendineux. Le pied Cheetah® Xplore a été préféré aux pieds de classe III pour les activités quotidiennes, ainsi que pour les activités d'intensité élevée comme la course à pied et le sport. Cependant les indicateurs de performance n'ont pas montré de différences statistiquement significatives entre le pied croisé et les pieds de classe III.

Les personnes amputées trans-tibiales ne présentent pas de différence statistiquement significative de leur dépense énergétique lors de la marche avec un pied croisé comme le pied Cheetah® Xplore ou un pied de classe III. La dépense énergétique semble plus réduite chez les amputés actifs. Le pied Cheetah® Xplore pourrait être avantageux pour les personnes amputées qui participent à des activités d'intensité plus élevée. Des recherches supplémentaires sont nécessaires pour examiner l'impact du pied Cheetah® Xplore sur la dépense énergétique lors d'activités d'intensité élevée ainsi que pour évaluer ses avantages pour un échantillon plus représentatif de la population des amputés de membre inférieur.

La symétrie du travail musculaire de chaque membre inférieur ainsi que le temps d'appui sur chaque membre inférieur se sont révélés différents entre quatre catégories de pieds prothétiques lors de la descente d'une rampe par des patients amputés trans-tibiaux modérément actifs. Les pieds prothétiques de classe III permettent une amélioration de la symétrie lors de la marche chez les amputés modérément actifs, lors de la marche en pente par rapport à un pied sans restitution d'énergie. Le pied à microprocesseur permet d'obtenir une meilleure symétrie que les pied sans restitution d'énergie. Pour les amputés trans-tibiaux actifs, la symétrie du travail musculaire de chaque membre inférieur ainsi que le temps d'appui sur chaque membre inférieur ont augmenté de manière significative lors de l'utilisation de pied de classe III. Les pieds de classe III semblent permettre une meilleure symétrie du travail musculaire de chaque membre inférieur ainsi que du temps d'appui sur

chaque membre inférieur par rapport aux autres pieds, que ce soit pour des amputés trans-tibiaux modérément actifs ou relativement actifs.

Ainsi ces résultats suggèrent qu'une partie de la population des amputés de membre inférieur pourrait bénéficier de pieds prothétiques plus performants, que ceux auquel leur niveau fonctionnel leur permet actuellement d'accéder et ceci afin d'améliorer leur mobilité au quotidien. Les pieds croisés comme le Cheetah® Xplore ne sont pas inscrits à la LPPR pour l'instant et ne sont donc pas remboursés par la sécurité sociale.

Les évolutions technologiques des prothèses de genou, telles que les systèmes hydrauliques ou pneumatiques, et à microprocesseur, affectent différemment les personnes amputées trans-fémorale. Le microprocesseur, utilisé dans le genou Rheo Knee® II, a considérablement amélioré la mobilité des utilisateurs lors de la marche et lors des activités quotidiennes, mais limitait la vitesse lors de la montée et de la descente des rampes. Il semble que les genoux prothétiques avec un contrôle adaptatif par microprocesseur peuvent être une solution fonctionnelle intéressante pour les personnes amputées trans-fémorale d'âge moyen ou plus âgés relativement actif. A l'inverse, les genoux motorisés par un microprocesseur comme le genou Power Knee® II, limitaient considérablement la mobilité des amputés trans-fémoraux lors des tests de performance et des activités de la vie quotidienne. Il semble que les genoux motorisés par microprocesseur comme le Power Knee® II, peuvent ne pas être idéal pour les personnes d'âge moyen ou les personnes âgées atteintes d'amputation trans-fémorale.

Enfin, au-delà de l'accessibilité à du matériel prothétique performant, le développement de l'éducation à la santé, par l'organisation de séances régulières entre patients amputés et professionnels de santé, pour fixer des objectifs fonctionnels ou de performance physique, permettrait d'améliorer la mobilité des patients amputés pour des étiologies vasculaires et étant peu actif.

VIII. Bibliographie

- [1] HAS. CEPP-5105_CHEETAH XPLORE_12_juillet_2016_(5105)_avis. HAS 2016.
- [2] France :, +++ E. données générales USA : AMPUTES (1984 / 1996) Amputations majeures (?). n.d.
- [3] Dillingham. Limb Amputation and Limb Deficiency 2002.
- [4] Taniguchi A, Tanaka Y, Kadono K, Inada Y, Takakura Y. Pirogoff ankle disarticulation as an option for ankle disarticulation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2003;322–8. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000079444.64912.d6>.
- [5] Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Travison TG, Brookmeyer R. Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2008;89:422–9. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.11.005>.
- [6] Taylor SM, Kalbaugh CA, Blackhurst DW, Hamontree SE, Cull DL, Messich HS, et al. Preoperative clinical factors predict postoperative functional outcomes after major lower limb amputation: An analysis of 553 consecutive patients. *Journal of Vascular Surgery* 2005;42:227–34. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2005.04.015>.
- [7] Brown BJ, Iorio ML, Klement M, Conti Mica MR, El-Amraoui A, O'Halloran P, et al. Outcomes after 294 transtibial amputations with the posterior myocutaneous flap. *International Journal of Lower Extremity Wounds* 2014;13:33–40. <https://doi.org/10.1177/1534734614520706>.
- [8] Brown BJ, Iorio ML, Hill L, Carlisle B, Attinger CE. Below-knee amputation with a vascularized fibular graft and headless compression screw. *Plastic and Reconstructive Surgery* 2013;131:323–7. <https://doi.org/10.1097/PRS.0b013e3182778615>.
- [9] CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH Number361, pp 108-115. n.d.
- [10] Gottschalk FA, Stills M. The biomechanics of trans-femoral amputation. vol. 18. 1994.
- [11] Gottschalk F. Relevanz der Weichteilstabilisierung bei transfemorale Amputation. *Orthopade* 2015;44:408–12. <https://doi.org/10.1007/s00132-015-3124-x>.
- [12] Chin T, Sawamura S, Fujita H, Nakajima S, Oyabu H, Yuji Nagakura R, et al. Authors: Physical Fitness of Lower Limb Amputees. 2002.
- [13] Singh R, Hunter J, Philip A. The rapid resolution of depression and anxiety symptoms after lower limb amputation. *Clinical Rehabilitation* 2007;21:754–9. <https://doi.org/10.1177/0269215507077361>.
- [14] van der Schans CP, Geertzen JHB, Schoppen T, Dijkstra PU. Phantom Pain and Health-Related Quality of Life in Lower Limb Amputees. vol. 24. 2002.
- [15] Nolan L. Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review. *Foot and Ankle Surgery* 2008;14:125–9. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2008.05.007>.
- [16] Hanspal RS, Fisher K, Nieveen R. Prosthetic socket fit comfort score. *Disabil Rehabil* 2003;25:1278–80. <https://doi.org/10.1080/09638280310001603983>.
- [17] Herbert N, Simpson D, Spence WD, Ion W. A preliminary investigation into the development of 3-D printing of prosthetic sockets. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2005;42:141–6. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2004.08.0134>.
- [18] Foort J. Socket design for the above-knee amput=*. vol. 3. 1979.

- [19] Bae TS, Choi K, Hong D, Mun M. Dynamic analysis of above-knee amputee gait. *Clinical Biomechanics* 2007;22:557–66. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.12.009>.
- [20] Keszler MS, Heckman JT, Kaufman GE, Morgenroth DC. Advances in Prosthetics and Rehabilitation of Individuals with Limb Loss. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* 2019;30:423–37. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2018.12.013>.
- [21] Sanders JE, Zachariah SG, Jacobsen AK, Ferguson JR. Changes in interface pressures and shear stresses over time on trans-tibial amputee subjects ambulating with prosthetic limbs: Comparison of diurnal and six-month differences. *Journal of Biomechanics* 2005;38:1566–73. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.08.008>.
- [22] Lee P VS, Solomonidis SE, Spence WD. Stump-socket interface pressure as an aid to socket design in prostheses for trans-femoral amputees - A preliminary study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 1997;211:167–80. <https://doi.org/10.1243/0954411971534287>.
- [23] Murray AL, Morgenroth DC, Czerniecki JM. Residual Limb Claudication in a Traumatic Transtibial Amputee. *PM and R* 2013;5:152–4. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2012.08.003>.
- [24] Trallesi M, Delussu AS, Averna T, Pellegrini R, Paradisi F, Brunelli S. Energy cost of walking in transfemoral amputees: Comparison between Marlo Anatomical Socket and Ischial Containment Socket. *Gait and Posture* 2011;34:270–4. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.05.012>.
- [25] Eberly VJ, Mulroy SJ, Gronley JK, Perry J, Yule WJ, Burnfield JM. Impact of a stance phase microprocessorcontrolled knee prosthesis on level walking in lower functioning individuals with a transfemoral amputation. *Prosthetics and Orthotics International* 2014;38:447–55. <https://doi.org/10.1177/0309364613506912>.
- [26] HAS 2007. COMMISSION D’EVALUATION DES PRODUITS ET PRESTATIONS. 2007.
- [27] Montgomery JR, Grabowski AM. Use of a powered ankle-foot prosthesis reduces the metabolic cost of uphill walking and improves leg work symmetry in people with transtibial amputations. *Journal of the Royal Society Interface* 2018;15. <https://doi.org/10.1098/rsif.2018.0442>.
- [28] Delussu AS, Brunelli S, Paradisi F, Iosa M, Pellegrini R, Zenardi D, et al. Assessment of the effects of carbon fiber and bionic foot during overground and treadmill walking in transtibial amputees. *Gait and Posture* 2013;38:876–82. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.009>.
- [29] Lansade C, Chiesa G, Paysant J, Vicaut E, Cristina MC, Ménager D. Impact of C-LEG on mobility, satisfaction and quality of life in a multicenter cohort of femoral amputees. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2021;64. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2020.03.011>.
- [30] Morgan SJ, McDonald CL, Halsne EG, Cheever SM, Salem R, Kramer PA, et al. Laboratory- and community-based health outcomes in people with transtibial amputation using crossover and energy-storing prosthetic feet: A randomized crossover trial. *PLoS ONE* 2018;13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189652>.
- [31] McDonald CL, Kramer PA, Morgan SJ, Halsne EG, Cheever SM, Hafner BJ. Energy expenditure in people with transtibial amputation walking with crossover and energy storing prosthetic feet: A randomized within-subject study. *Gait and Posture* 2018;62:349–54. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.040>.
- [32] Agrawal V, Gailey RS, Gaunard IA, O’Toole C, Finnieston A, Tolchin R. Comparison of four different categories of prosthetic feet during ramp ambulation in unilateral transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International* 2015;39:380–9. <https://doi.org/10.1177/0309364614536762>.

- [33] Hafner BJ, Askew RL. Physical performance and self-report outcomes associated with use of passive, adaptive, and active prosthetic knees in persons with unilateral, transfemoral amputation: Randomized crossover trial. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2015;52:677–700. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2014.09.0210>.
- [34] Christiansen CL, Miller MJ, Murray AM, Stephenson RO, Stevens-Lapsley JE, Hiatt WR, et al. Behavior-Change Intervention Targeting Physical Function, Walking, and Disability After Dysvascular Amputation: A Randomized Controlled Pilot Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2018;99:2160–7. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.04.011>.

IX. Annexes

Annexe 1 : Emboiture quadrangulaire



Annexe 2 : Emboiture à ischion



Annexe 3 : Emboiture PTB



Annexe 4 : Emboiture PTB (SCSP)



Annexe 5 : Emboiture PTB (SC)



Annexe 6 : Locking Knee (Össur), genou à verrou monoaxial



Annexe 7 : Balance Knee OFM2 (Össur), genou monocentrique



Annexe 8 : Total Knee® 2000 (Össur), genou polycentrique hydraulique



Annexe 9 : OP5 Knee (Össur), genou polycentrique pneumatique



Annexe 10 : Echelle « Medicare Functional Classification Levels (MFCF) »

MFCL	Description	MFCL modifiers	Foot/ankle assemblies
Level 0	Does not have the ability or potential to ambulate or transfer safely with or without assistance, and a prosthesis does not enhance quality of life or mobility.	K0	Not eligible for prosthesis
Level 1	Has the ability or potential to use prosthesis for transfers or ambulation in level surfaces at a fixed cadence. Typical of the limited and unlimited household ambulators.	K1	External keel, SACH foot, or single-axis ankle/foot
Level 2	Has the ability or potential for ambulation with the ability to transverse low-level environmental barriers such as curbs, stairs, or uneven surfaces. Typical of the limited community ambulator.	K2	Flexible keel foot or multiaxial ankle/foot
Level 3	Has the ability or potential for ambulation with variable cadence. Typical of the community ambulator who has the ability to transverse most environmental barriers and may have vocational, therapeutic, or exercise activity that demands prosthetic utilization beyond simple locomotion.	K3	Flex foot system, energy storing foot, multiaxial ankle/foot, dynamic response, or flex-walk system or equivalent
Level 4	Has the ability or potential for prosthetic ambulation that exceeds basic ambulation skills, exhibiting high impact, stress, or energy levels. Typical of the prosthetic demands of the child, active adult, or athlete.	K4	Any ankle/foot system appropriate

Annexe 11 : Echelle PEDro

Échelle PEDro

-
- | | | | |
|---|------------------------------|------------------------------|-----|
| 1. les critères d'éligibilité ont été précisés | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
| 2. les sujets ont été répartis aléatoirement dans les groupes (pour un essai croisé, l'ordre des traitements reçus par les sujets a été attribué aléatoirement) | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
| 3. la répartition a respecté une assignation secrète | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
| 4. les groupes étaient similaires au début de l'étude au regard des indicateurs pronostiques les plus importants | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
| 5. tous les sujets étaient "en aveugle" | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
| 6. tous les thérapeutes ayant administré le traitement étaient "en aveugle" | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
| 7. tous les examinateurs étaient "en aveugle" pour au moins un des critères de jugement essentiels | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
| 8. les mesures, pour au moins un des critères de jugement essentiels, ont été obtenues pour plus de 85% des sujets initialement répartis dans les groupes | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
| 9. tous les sujets pour lesquels les résultats étaient disponibles ont reçu le traitement ou ont suivi l'intervention contrôle conformément à leur répartition ou, quand cela n'a pas été le cas, les données d'au moins un des critères de jugement essentiels ont été analysées "en intention de traiter" | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
| 10. les résultats des comparaisons statistiques intergroupes sont indiqués pour au moins un des critères de jugement essentiels | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
| 11. pour au moins un des critères de jugement essentiels, l'étude indique à la fois l'estimation des effets et l'estimation de leur variabilité | non <input type="checkbox"/> | oui <input type="checkbox"/> | où: |
-

Annexe 12 : Echelle AMSTAR-2

Tableau I. Traduction française de AMSTAR-2.

Items	Cotation
1	Est-ce que les questions de recherche et les critères d'inclusion de la revue ont inclus les critères PICO ?
2	Est-ce que le rapport de la revue contenait une déclaration explicite indiquant que la méthode de la revue a été établie avant de conduire la revue ? Est-ce que le rapport justifiait toute déviation significative par rapport au protocole ?
3	Les auteurs ont-ils expliqué leur choix de schémas d'étude à inclure dans la revue ?
4	Les auteurs ont-ils utilisé une stratégie de recherche documentaire exhaustive ?
5	Les auteurs ont-ils effectué en double la sélection des études ?
6	Les auteurs ont-ils effectuée en double l'extraction des données ?
7	Les auteurs ont-ils fourni une liste des études exclues et justifié les exclusions ?
8	Les auteurs ont-ils décrit les études incluses de manière suffisamment détaillée ?
9	Les auteurs ont-ils utilisé une technique satisfaisante pour évaluer le risque de biais des études individuelles incluses dans la revue ?
10	Les auteurs ont-ils indiqué les sources de financement des études incluses dans la revue ?
11	Si une méta-analyse a été effectuée, les auteurs ont-ils utilisé des méthodes appropriées pour la combinaison statistique des résultats ?
12	Si une méta-analyse a été effectuée, les auteurs ont-ils évalué l'impact potentiel des risques de biais des études individuelles sur les résultats de la méta-analyse ou d'une autre synthèse des preuves ?
13	Les auteurs ont-ils pris en compte le risque de biais des études individuelles lors de l'interprétation / de la discussion des résultats de la revue ?
14	Les auteurs ont-ils fourni une explication satisfaisante pour toute hétérogénéité observée dans les résultats de la revue, et une discussion sur celle-ci ?
15	S'ils ont réalisé une synthèse quantitative, les auteurs ont-ils mené une évaluation adéquate des biais de publication (biais de petite étude) et ont discuté de son impact probable sur les résultats de la revue ?
16	Les auteurs ont-ils rapporté toute source potentielle de conflit d'intérêts, y compris tout financement reçu pour réaliser la revue ?

Numéro étudiant : 17008615 ; Nom et prénom : Varin Théo ; Numéro de mémoire : 149

Titre : IMPACT DU PERFECTIONNEMENT DU MATERIEL PROTHETIQUE ET DU DEVELOPPEMENT DE L'EDUCATION A LA SANTE SUR LA MOBILITE DES PERSONNES AMPUTEES DE MEMBRE INFERIEUR

Title : IMPACT OF THE IMPROVEMENT OF PROSTHETIC MATERIALS AND THE DEVELOPMENT OF HEALTH EDUCATION ON THE MOBILITY OF PEOPLE WITH LOWER LIMB AMPUTATION

RÉSUMÉ

Introduction : L'activité physique est un enjeu de santé publique majeur en raison de la sédentarité grandissante de la population. L'évolution de l'appareillage prothétique au cours du temps a rendu possible pour les personnes amputées de membre inférieur la participation à un grand nombre d'activités dont le sport.

Objectif : Evaluer l'impact du perfectionnement du matériel prothétiques et du développement de l'éducation à la santé sur la mobilité et sur la participation des personnes amputées de membre inférieur. **Matériel et**

méthode : Les recherches sont menées sur les bases de données PubMed et Pedro. L'ensemble des études ont été sélectionné grâce aux équations de recherche. Seuls les essais cliniques contrôlés randomisés (ECR) traitant du matériel prothétique et de l'éducation à la santé chez les personnes amputées unilatéralement de membre inférieur ont été inclus. Après lecture du titre et du résumé, 7 articles ont été lu intégralement. En définitive 5

essais cliniques randomisés ont été retenus et évalués méthodologiquement avec l'échelle PEDro. **Résultats** : Certains pieds et genoux prothétiques semblent avoir un effet statistiquement significatif sur certaines performances physiques et le ressenti des patients inclus dans les études analysées dans ce mémoire. Les pieds de classe III, le pied Cheetah® Xplore, et le genou Rhéo Knee® semblent avoir des effets significatifs sur les résultats à des tests cliniques validés, et à des questionnaires par rapport à des genoux sans microprocesseur et à des pieds sans restitution d'énergie. Enfin l'éducation à la santé semble augmenter l'activité quotidienne des personnes amputées peu actives. **Discussion** : Les principales limites de cette revue sont la petite taille des échantillons étudiés, et le faible nombre d'études de haute qualité scientifique disponibles pour traiter ce sujet. De plus les échantillons utilisés dans les études incluses dans ce mémoire ne sont pas tous représentatifs de la population générale des amputés. De nouvelles études de bonne qualité avec des échantillons bien plus importants et plus représentatifs sont à encourager.

ABSTRACT

Introduction: Physical activity is a major public health issue due to the growing sedentary lifestyle of the general population. The evolution of prosthetic equipment over time has made it possible for people with lower limb amputees to participate in many physical activities, including sports. **Issue:** Evaluate the impact of the improvement of prosthetic materials and the development of health education on the mobility and active

participation of people with lower limb amputation. **Material and method:** The research is carried out on the databases of PubMed, and Pedro. All the studies were selected using the search equations. Only randomized controlled clinical trials (RCTs) addressing prosthetic materials and health education in people with unilateral lower limb amputees were included. After reading the title and abstract, seven articles were fully analysed for study. In the end, five randomized clinical trials were retained and methodologically assessed with the PEDro

scale. **Results:** Certain prosthetic feet and knees seem to have a statistically significant effect on certain physical performances and patients' feelings included in the studies analyzed in this thesis. Class III feet, the Cheetah® Xplore foot, and the Rheo Knee® appear to have significant positive effects on scores in validated clinical tests, and on questionnaires compared to knees without a microprocessor and feet without feedback energy. Finally, health education seems to increase the daily activity of less active amputees. **Discussion:** The main limitations of this review are the small size of the samples studied, and the low number of studies of high scientific quality available to address this subject. Moreover, the samples used in the studies included in this thesis are not all representative of the general amputee population. New studies of high quality with much larger and more representative samples are to be encouraged for further analysis in this field.

Mots clés : Amputé, Amputation de membre inférieur, mobilité, activité de marche, pied prothétique, prothèse, Cheetah® Xplore

Keywords: Amputee, lower limb amputation, mobility, walking activity, prosthetic foot, prosthesis, Cheetah® Xplore