

MINISTERE DE LA SANTE
REGION GRAND EST
INSTITUT LORRAIN DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE

**LES PIEDS PROTHÉTIQUES À RESTITUTION
D'ÉNERGIE : LITTÉRATURE ET
RÉÉDUCATION**

Mémoire présenté par Ophélie VIN
Étudiante en 3^{ème} année de masso-kinésithérapie
en vue de l'obtention du diplôme d'état de masseur-kinésithérapeute

2014-2017

SOMMAIRE

1. INTRODUCTION.....	1
2. STRATÉGIE DE RECHERCHE DOCUMENTAIRE.....	3
3. L'AMPUTATION TRANS-TIBIALE.....	4
4. PIEDS PROTHÉTIQUES À RESTITUTION D'ÉNERGIE.....	6
4.1. Consommation énergétique.....	6
4.2. La marche.....	9
4.2.1. Qualitative.....	9
4.2.2. Influence des propriétés de la prothèse.....	9
4.2.3. Les caractéristiques personnelles du patient.....	11
4.2.4. Marche sur un terrain en pente ascendante.....	13
4.3.Évaluations.....	13
5. RÉÉDUCATION D'UN PATIENT PORTANT CE TYPE DE PIED.....	14
5.1. Appareillage et conseils personnalisés.....	14
5.1.1. Appareillage et alignements.....	14
5.1.2. Conseils personnalisés.....	15
5.2. Apprentissage de l'équilibre statique et préparation à la marche.....	16
5.2.1. Les douleurs.....	16
5.2.2. Les appuis unipodaux et bipodaux.....	17
5.3. Rééducation à la marche.....	17
5.3.1. Phase d'appui : 0 à 65 % du cycle de marche.....	18
5.3.2. Phase d'oscillation 65 à 100 %.....	19
5.3.3. Étiologie des défauts de marche de l'amputé.....	21
5.3.4. Correction des diverses causes des défauts de marche	22
5.3.5. Évaluations.....	27

6. DISCUSSION.....27

7. CONCLUSION.....29

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

RÉSUMÉ

La rééducation d'un amputé tibial porteur d'un pied prothétique à restitution d'énergie nécessite au masseur-kinésithérapeute (MK) d'avoir des connaissances spécifiques. L'optimisation de la rééducation passe par un savoir sur la pathologie concernée et sur l'appareillage. Cela ne concerne pas uniquement les pieds prothétiques à restitution d'énergie mais la prothèse dans sa globalité (manchon, emboîture, alignements). La marche humaine physiologique sert de référence pour le raisonnement clinique du MK. En effet, à partir de ces notions, il propose au patient des exercices qui permettent de travailler analytiquement les différentes phases de la marche. La correction des défauts de marche réduit le coût énergétique de la déambulation pour le sujet amputé. Grâce à ses connaissances, le thérapeute crée des exercices ciblés et pertinents à proposer au patient. La prise en charge des patients amputés est multidisciplinaire. Elle n'intéresse pas uniquement le masseur-kinésithérapeute. Il collabore principalement avec l'orthoprothésiste et le médecin appareilleur.

Ce document a pour objectif d'apporter des connaissances globales non exhaustives sur les pieds prothétiques à restitution d'énergie et sur une rééducation type. Ce sont des exercices réalisables en centre de rééducation ou en cabinet et qui s'adaptent aux pieds prothétiques à restitution d'énergie.

Mots clés : amputé trans-tibial, pied prothétique à restitution d'énergie, rééducation

Keys words : below-knee amputee or transtibial amputee, dynamic elastic response prosthetic feet, rehabilitation

1. INTRODUCTION

Les industriels développent les pieds prothétiques après la première guerre mondiale [1]. Les premiers pieds prothétiques à restitution d'énergie apparaissent dans les années 1980. Ils se constituent tous d'une lame carbone dont la forme varie selon les modèles. Lors de l'attaque du talon, le choc est amorti. Quand le sujet a le pied à plat au sol, le pied le propulse grâce à la restitution d'énergie emmagasinée dans la lame carbone à la phase précédente. Ensuite, lors de la poussée des orteils, le pied accumule l'énergie pour la restituer lors du passage du pas [2]. Le pied pèse environ 300g alors qu'un pied d'un autre type pèse le double [3]. Les propriétés physiques de la prothèse conditionnent la restitution d'énergie. Pour qu'un pied soit considéré comme à restitution d'énergie dans la liste des produits et prestations remboursables, plusieurs caractéristiques sont examinées : la propulsion, la déformation permanente, l'inversion/éversion, l'amplitude sagittale et le poids maximal autorisé pour le patient. La propulsion correspond à la déformation du pied en fonction de la force. Les déformations permanentes de l'avant et de l'arrière pied doivent être respectivement inférieures à 10mm et 5mm [4]. (ANNEXE I)

La Haute autorité de santé (HAS) émet un avis général en 2009 à propos des pieds prothétiques à restitution d'énergie. Il fait suite à la commission d'évaluation des produits et prestations. Les différentes classes sont basées sur la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé établie par l'Organisation mondiale de la santé.

La commission propose 3 grandes classes de pieds à restitution d'énergie (+ 1 spécifique) :

« - Pieds de classe I : le patient doit au minimum se déplacer dans des bâtiments autres que la maison (fig. 1)

- Pieds de classe II : le patient doit au minimum se déplacer en dehors de la maison et d'autres bâtiments,

- Pieds de classe III : le patient doit justifier d'un projet de vie incluant d'autres activités précisées relatives au fait de se déplacer dans d'autres lieux divers,

- Pieds pour amputation basse de jambe. » (ANNEXE II)

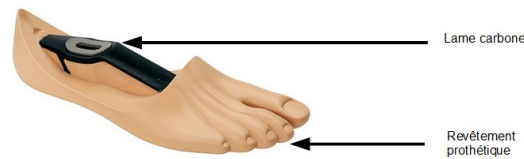


Figure 1 : pied à restitution d'énergie de classe I (Multiflex de Blatchford) [5]

Si le patient n'est pas capable de marcher à l'extérieur (critère de la prescription d'un pied de classe I), il a une ordonnance pour un autre type de pied. La HAS présente 3 catégories de pieds au total : le pied SACH (Solid Ankle Cushion Heel), le pied articulé et le pied à restitution d'énergie. Aujourd'hui, les pieds bioniques connaissent un plein essor. Ceci n'appartient à aucune classification dans les documents de la HAS. Ils se distinguent totalement des autres pieds par leur technologie de pointe et pourraient être considérés comme une nouvelle catégorie.

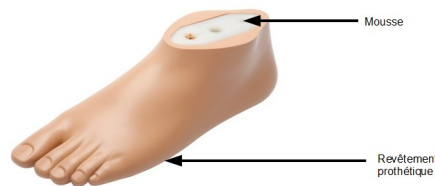


Figure 2 : le pied SACH [6]

Le pied SACH (fig. 2) est un des pieds les plus anciens (années 80). Une quille rigide et une mousse le constituent. Le poids du sujet conditionne la sélection de la densité des matériaux [7]. Ce pied présente une butée antérieure et une butée postérieure pour éviter entre autres les chutes. Lors d'une simulation de l'attaque du talon, la mousse se comprime au niveau postérieur [9]. Il s'emploie autant que le pied articulé comme pied de première intention au cours de la rééducation [8].

Le pied articulé à axe simple permet un mouvement de flexion-extension de la cheville grâce aux butées antérieure et postérieure. L'avant pied fléchit passivement car il est moins rigide que le corps du pied [7]. Le pied articulé propose aussi de faibles mouvements d'abduction-adduction par des coins talonniers. Ces pieds offrent au porteur de la prothèse une plus grande adaptabilité de son pied sur des

terrains inégaux [8], [9].

Ces 3 catégories de pieds font l'objet de nombreuses études pour déterminer la consommation énergétique lors de la marche, la vitesse de marche, l'impact du poids de la prothèse. Ce ne sont pas les seules caractéristiques évaluées mais les plus fréquentes.

Au cours de ce travail, nous allons développer la majeure partie des études réalisées sur les pieds prothétiques à restitution d'énergie de leur création à aujourd'hui chez une population d'amputés trans-tibiaux traumatiques. Nous proposerons ensuite une rééducation pertinente pour utiliser au mieux la restitution d'énergie.

2. STRATÉGIE DE RECHERCHE DOCUMENTAIRE

Nos premières recherches sont établies sur le site de l'université de Lorraine nommé Ulysse. C'est un moteur de recherche qui permet d'obtenir des mémoires et thèses, des livres ainsi que des articles scientifiques issus de Medline et Science direct principalement. Après avoir parcouru les articles sur ces sites, nous utilisons les même mots-clés pour effectuer des recherches sur la Cochrane Library ainsi que Pedro. Nous employons également Medline car Ulysse ne permet pas de trouver tous les articles disponibles pour notre sujet spécialisé dans le domaine de l'appareillage et de la masso-kinésithérapie.

Les différents mots clés que nous utilisons : «Pied* AND proth* AND energie* », « expenditure of energy* AND foot* AND prosth* », « Dynamic elastic response* AND amput* », « Below knee AND energ* AND walk* », « Energy storing foot », « rééducation AND amput* », « rehabilitation AND amput* », « rehabilitation OR physical therapy OR physiotherapy AND amput* ». D'autres mots clés sont testés mais ils n'apportent aucun résultat. Nous consignons chaque article sélectionné pour la revue de littérature dans un tableau et réalisons une fiche de lecture (ANNEXE III). Une fois tous les articles sauvegardés lus, nous parcourons la bibliographie de

l'ensemble afin de trouver des références complémentaires.

Les résultats étant trop conséquents, nous déterminons des critères d'inclusion et d'exclusion (tableau I).

Les critères d'inclusion	Les critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none"> - population adulte, - amputés trans-tibiaux d'origine traumatique - porteurs de pieds à restitution d'énergie quelque soit la classe. 	<ul style="list-style-type: none"> - population d'enfant - amputés artéritiques et/ou avec un sarcome - complications suite à l'amputation et pathologies autres - amputations de Syme, de Pyrogoff et de Gritti - marche avec une aide technique - utilisation d'un pied autre qu'un pied à restitution d'énergie - porteurs de lame de course - simulations d'amputation : dispositifs permettant de mimer l'amputation chez un sujet sain - prototype de prothèse

Tableau I : critères d'inclusion et d'exclusion

Nous établissons un niveau de preuve pour les articles grâce à la grille de lecture de l'Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé. (ANNEXE V)

3. L'AMPUTATION TRANS-TIBIALE

Ce travail porte sur une population d'amputés trans-tibiaux traumatiques. L'amputation du membre inférieur est réalisée à différents niveaux, elle va de l'amputation des orteils à la désarticulation de hanche. Il existe diverses étiologies : traumatique, vasculaire (artérite le plus souvent) et autres causes telles que les ostéomes [9]. L'amputation trans-tibiale est dite idéale si elle est réalisée à l'union du

1/3 supérieur-1/3 moyen (entre 4 cm sous l'interligne articulaire du genou et 15 cm en dessous de la tubérosité tibiale antérieure). Elle permet d'avoir de la place pour l'appareillage, un bon bras de levier et donc une bonne puissance [6]. La chirurgie est conditionnée par l'état des tissus. L'amputation se trouve en zone saine c'est-à-dire au dessus des tissus nécrosés, infectés. Il est donc difficile de respecter à la lettre ce niveau idéal d'amputation, il est respecté si les tissus sous-jacents sont sains [10].

Lors de l'acte chirurgical, le chirurgien coupe le tibia en biseau (angle de Faraboeuf) et laisse la fibula plus courte que le tibia afin de faciliter l'appareillage [11]. Il arrondit les bords de l'os pour les rendre moins agressifs vis à vis des structures environnantes surtout lors du port de l'appareillage. Les muscles antagonistes sont cousus entre eux, on parle de myoplastie. Les vaisseaux sont ligaturés le plus loin possible. Quant aux nerfs, il les étire, les coupe puis les enfouit au plus profond des muscles afin d'éviter un névrome pathologique [12]. Un bloc nerveux ou une infiltration d'anesthésiant dans le périmètre du nerf sciatique permettent au cerveau de ne pas enregistrer l'information douloureuse. Les risques de douleurs du membre résiduel après amputation sont moins présents lors de l'emploi de ce procédé. Cette infiltration précède la section du nerf [11]. L'ensemble du processus chirurgical décrit ci-dessus se nomme ostéomyoplastie.

Le chirurgien peut réaliser en complément des lambeaux postérieurs. Il incise la peau sur la face antérieure de la jambe. Les muscles antéro-latéraux et ceux de la patte d'oie sont sectionnés. Les actes au niveau vasculaire, nerveux et osseux sont les mêmes qu'en cas d'ostéomyoplastie. Le lambeau postérieur vient couvrir l'extrémité inférieure de la jambe [9].

Après l'amputation, le patient portera à plus ou moins long terme une prothèse provisoire puis une définitive quand les volumes du membre résiduel sont stabilisés.

4. PIEDS PROTHÉTIQUES À RESTITUTION D'ÉNERGIE

4.1. Consommation énergétique

Afin d'évaluer la consommation énergétique, de nombreuses études comparent plusieurs pieds à restitution d'énergie avec un pied SACH. Certaines se basent sur la comparaison de différentes classes de pieds à restitution d'énergie. Selon l'objectif des études, les protocoles varient et le patient marche à des vitesses libres ou imposées. Si le but est d'évaluer la vitesse de la marche avec un pied à restitution d'énergie, le rythme sera libre. En revanche, pour d'autres paramètres comme la consommation en oxygène, elle peut être imposée pour ne pas influencer les résultats. La déambulation se fait sur terrain plat ou en pente. Certains facteurs influencent la consommation énergétique comme le poids du sujet, la vitesse de marche, le type de terrain, la présence de pièces intermédiaires sur la prothèse, le niveau d'entraînement physique des sujets. Nous développons donc chaque point en détaillant l'influence de chaque paramètre sur la consommation énergétique. Dans tous les cas, Waters (1999) considère que la marche d'un amputé trans-tibial unilatéral est plus coûteuse en énergie car ce dernier consomme en moyenne 20 % d'oxygène en plus (niveau de preuve 1) [13]. Plus la personne a un poids élevé et plus elle consomme d'énergie (niveau de preuve 4) [14].

Le calcul de la consommation énergétique s'effectue grâce au recueil de la consommation en oxygène par un pneumotachographe utilisé simultanément à un pince nez, un débitmètre à gaz, un système portable de mesure et d'analyse des échanges gazeux ou un sac de Douglas (sac de recueil des gaz expirés au cours d'un test d'effort) [15].

	SACH	Pied à restitution d'énergie
Vitesse de marche (niveaux de preuve 3 et 4) [16] [17]	↓	↑
Quantité d'oxygène	=	=

consommé en 1 minute (niveau de preuve 4) [18]		
Fréquence cardiaque maximale (niveau de preuve 4) [19]	=	=
Tension artérielle (niveau de preuve 4) [19]	=	=
Coût énergétique (niveau de preuve 3) [20]	↑	↓
Intensité relative de l'exercice (niveau de preuve 4) [21]	↑	↓

Légende : = : pas de différence, ↓ : diminution, ↑ : augmentation

Tableau II : comparaison de différentes caractéristiques entre un pied SACH et un pied à restitution d'énergie

Lors d'une marche à vitesse faible, il n'y a pas de réduction de la consommation énergétique (niveau de preuve 4) [22]. Cependant, lorsque le rythme augmente, l'écart entre les consommations énergétiques se creuse. Le pied SACH est le plus coûteux en énergie (niveau de preuve 3) [23]. L'intensité relative de l'exercice est plus élevée avec le pied SACH qu'avec les pieds à restitution d'énergie [24]. Elle varie en fonction du terrain. Une marche sur un terrain pentu éprouve plus n'importe quel sujet qu'une marche sur un terrain égal. Les terrains plats ne créent aucune modification de consommation énergétique entre les deux types de pieds chez les amputés (niveaux de preuve 3) [19]. Professeur Paysant (2006) réalise une étude sur la marche des amputés trans-tibiaux versus des sujets sains sur 3 terrains différents (goudron, herbe coupée à ras et herbe haute). Lors de la marche dans la grande herbe, la vitesse de marche spontanée diminue (-17%) alors que le sujet a la perception de marcher plus vite. Sa VO₂ augmente également (+7 % comparé à l'asphalte) (niveau de preuve 3) [21]. Ces différences impactent la vie quotidienne des sujets, la marche dans la nature est plus difficile que la marche en ville sur un

trottoir pour une même personne.

Chez une population de militaires américains blessés de guerre, la marche avec un pied à restitution d'énergie ne montre aucune différence de VO₂, ni fréquence cardiaque (quelque soit la vitesse) par rapport à une population saine. La perception de l'effort sur l'échelle de Borg ne varie pas entre les 2 populations [25]. Schnall (2012) met en évidence des résultats significatifs mais différents chez une population similaire d'anciens militaires. La population a une activité physique moins importante que l'étude citée précédemment [20] (niveaux de preuve 4 pour les 2). Hormis les capacités physiques, le matériel influe également les dépenses métaboliques.

Une seule étude porte sur les modifications observées quand une pièce intermédiaire est ajoutée. Buckley (2002) propose de comparer la marche avec et sans pièce intermédiaire de rotation. Cet élément supplémentaire sur la prothèse réduit la consommation énergétique quelque soit la vitesse de marche. Les résultats sont significatifs pour les cadences les plus élevées uniquement. L'utilisation de la pièce intermédiaire modifie la démarche de la personne qui porte la prothèse. Les sujets se sentent capables de marcher plus longtemps et plus confortablement (niveau de preuve 3) [26].

L'ensemble des études évoquées comporte des résultats hétéroclites du fait des populations assez disparates qui ne permettent pas de réelles comparaisons entre elles comme l'explique Hafner (2002) dans sa revue de littérature. Il met en corrélation la consommation énergétique avec les caractéristiques de la marche avec une prothèse à restitution d'énergie [27].

4.2. La marche

4.2.1. Qualitative

Au cours de la marche, le temps d'appui diminue sur la jambe prothétique de façon significative. La durée de l'appui unipodal augmente quand la prothèse est en charge [28]. Le temps de double appui ne varie pas quelque soit la prothèse (niveau de preuve 4) [29]. Les caractéristiques de la prothèse comme le poids, les mouvements de dorsi-flexion et flexion plantaire de cheville influencent également la marche du sujet amputé (tableau III).

	Pied SACH	Pied à restitution d'énergie
Temps d'appui (niveau de preuve 1) [27]	↓	↑
Durée du double appui (niveau de preuve 1) [27]	=	=
Phase de poussée des orteils (niveau de preuve 1) [27]	↑	↓
Longueur du pas (niveau de preuve 3) [30]	↑	↓
Cadence des pas (niveau de preuve 3) [16]	↓	↑

Légende : = : pas de différence, ↓ : diminution, ↑ : augmentation

Tableau III : comparaison des caractéristiques de la marche entre un pied SACH et un pied à restitution d'énergie

4.2.2. Influence des propriétés de la prothèse

L'adjonction d'une masse sur la prothèse permet de comparer les caractéristiques de la marche en fonction de la masse additionnelle. Une masse ajoutée de 1,31 et 2,31 kg ne montre pas de différence de consommation d'énergie à la marche malgré les modifications des paramètres de la marche (niveau de preuve

3) [31]. La longueur du pas ne varie pas davantage que ce que nous connaissons lorsqu'une masse est ajoutée. La symétrie des pas ne varie donc pas en fonction du poids de la prothèse. La phase d'appui unipodal du côté amputé croît avec une prothèse plus lourde. L'ajout de poids majore les asymétries au cours de la marche (niveau de preuve 4) [28]. Smith confirme cette information 11 ans plus tard (2011) [32]. Lehmann (1998) développe cette étude princeps en analysant la corrélation entre le centre de gravité et la masse de la prothèse. Pour cela, il ajoute un poids sur la prothèse qu'il place de façon plus ou moins distale afin de faire varier le centre de gravité. Il constate que pour un même niveau de mise en place du poids (même centre de gravité), la puissance à développer pour l'articulation est moins grande quand la prothèse est lourde (niveau de preuve 3) [33]

Le centre de gravité varie plus au cours de la marche avec un pied à restitution d'énergie plutôt qu'avec un pied SACH. Cependant aucune étude ne démontre qu'il y a une réduction du coût énergétique à la marche avec un tel pied. [34]. De plus, l'ajout de la masse donne une sensation plus importante d'effort pour le sujet. Dans sa vie quotidienne, l'amputé préfère donc porter une prothèse plus légère type pied à restitution d'énergie plutôt qu'une prothèse SACH plus lourde. Les personnes qui testent une prothèse plus lourde dans leur quotidien ne se sentent pas limitées au niveau de leurs activités routinières (niveau de preuve 4) [32].

Une autre propriété de la prothèse est à prendre en compte, il s'agit de la flexion dorsale et de la flexion plantaire de la prothèse. Les pieds à restitution d'énergie ont plus de variation de ces mouvements de flexion/extension que les pieds classiques. Une personne, marchant à faible allure et à petits pas, avec un faible niveau d'activité au quotidien, aura davantage besoin d'une prothèse qui module peu la flexion dorsale car elle ne fera pas d'exercices à forte intensité [30]. Tous les pieds à restitution d'énergie ont une meilleure flexion dorsale et une meilleure restitution d'énergie que les pieds SACH. L'impact du pied au sol croît avec un pied dynamique quand le sujet attaque le pas côté prothèse (niveau de preuve 3) [35]. Lorsque c'est l'autre jambe chez le même sujet, le pic de force diminue. Cela

traduit une attaque moins forte. La phase de poussée des orteils du côté sain n'est pas significativement différente quelque soit le type de pied [27]. La phase de propulsion se majore quand il s'agit d'un pied à restitution d'énergie. Elle est conditionnée par la puissance développée auparavant afin que le pied puisse la restituer (niveau de preuve 4) [34] [36]. Lehmann (1993) trouve qu'il n'y a pas de différences significatives sur le pied sain (niveau de preuve 4) [37].

Ces propriétés des prothèses sont communes quelque soit le sujet. La personne amputée, elle, est unique et la marche dépend aussi de ses capacités à elle. C'est ce que nous développons dans la prochaine partie.

4.2.3. Les caractéristiques personnelles du patient

La puissance développée par les articulations et les muscles font partie des caractéristiques propres à chacun comme l'obliquité pelvienne au cours de la marche. Ce sont des données qui dépendent de la morphologie, du niveau d'exercice, de l'anatomie mais elles ont des valeurs qui suivent globalement la même tendance, ce qui permet de les analyser.

Au niveau articulaire, des études portent sur les amplitudes des articulations mises en jeu et la puissance que le sujet doit développer. L'amplitude du mouvement de la hanche est moins importante lorsque le patient amputé porte un pied à restitution d'énergie (niveau de preuve 3) [38]. Les angulations du genou ne varient pas quelque soit le type de pied [38]. A contrario, Lehmann (1993) montre que les amplitudes de genou augmentent lors de la marche avec un pied à restitution d'énergie plutôt qu'avec un pied SACH [36].

La puissance développée par la cheville du côté sain (afin de la transmettre au côté prothétique) augmente avec la vitesse de marche (niveau de preuve 4) [39]. Lors de la phase d'attaque du talon, la puissance développée par les extenseurs de

genou se majore plus que lorsqu'il s'agit d'un pied SACH. Au cours de la phase de poussée des orteils, le genou est en flexion lorsque l'amputé marche avec un pied SACH alors qu'il est en extension avec un pied à restitution d'énergie [35].

Tous les pieds à restitution d'énergie entraînent une augmentation de l'activité du droit fémoral dont le vaste latéral et une diminution de celle de la longue portion du biceps fémoral. Cette comparaison est réalisée avec un pied SACH. Chez le sujet sain, la longue portion du biceps contribue à la phase de propulsion. La baisse de son activité avec un pied à restitution d'énergie sous entend que la propulsion est plus aisée. Le vaste latéral est plus actif chez un sujet amputé pour freiner l'extension du genou (niveau de preuve 3) [40].

Au cours de la marche, le bassin effectue un mouvement d'abaissement physiologique. Pour analyser les angles pelviens, il faut mesurer l'angle entre une ligne passant par les épines iliaques postéro-supérieures et une ligne horizontale dans un plan frontal. Il existe une obliquité lors de l'appui unipodal juste avant que le pied controlatéral à l'appui n'entre en contact avec le sol. Un sujet sain a un abaissement du bassin de 5 à 7° à chaque cycle de la marche. L'obliquité augmente proportionnellement à la vitesse de la marche. Chez un amputé, l'obliquité du pelvis est asymétrique mais elle reste dans des valeurs considérées comme normales. Au cours de l'appui unipodal du côté sain, Michaud (2000) démontre qu'il y a une légère élévation du bassin du côté amputé. Il n'y en a pas lorsque c'est le côté prothèse qui est mis en charge et le côté sain en décharge (niveau de preuve 4) [41].

La marche dépend d'un dernier paramètre qui est le terrain. Si l'analyse de la marche sur un terrain plat est courant en rééducation, il ne faut pas oublier de varier les terrains et les situations pour permettre de rendre au patient une vie la plus normale possible après la rééducation. Des études sont réalisées sur des tapis roulants avec une pente pour analyser la marche des sujets amputés.

4.2.4. Marche sur un terrain en pente ascendante

La puissance développée au niveau de la hanche augmente chez un amputé trans-tibial au cours de la marche sur un terrain en pente. Ceci s'explique par une sollicitation permanente du grand fessier. Les flexions de hanche et de genou croissent au cours de la phase initiale. À 20 % du cycle de marche, la flexion dorsale de cheville se majore (niveau de preuve 4) [42]. Lorsque le test se fait sur un terrain en pente, la consommation en oxygène est plus conséquente chez le porteur du pied SACH que chez l'autre (niveau de preuve 3) [43].

La montée des escaliers est moins rapide chez un amputé que chez une personne non amputée. La phase d'appui sur le pied prothétique est plus courte que sur l'autre pied. Les amplitudes articulaires de la hanche et du genou ne varient pas beaucoup. La flexion dorsale de cheville est moins importante que chez le sujet sain. En compensation, l'amputé fléchit le tronc ce qui nécessite une contraction prolongée du semi-membraneux. Au cours de la descente, il y a une prédominance de l'action du vaste latéral (mis en évidence à l'électromyographie) afin de contrôler le pied [44].

Pour compléter le bilan des capacités locomotrices et fonctionnelles, le MK peut utiliser diverses échelles d'évaluation. Le score mesuré à différents moments de la prise en charge signe l'évolution des aptitudes du patient.

4.3. Évaluations

L'échelle de PPA-LCI (Prosthetic Profile of the Amputee, Locomotor Capabilities Index) est composée de 44 items regroupés en 6 sous catégories. Le score maximal est de 42 qui correspond aux capacités motrices maximales du patient. Elle a pour but d'évaluer ce qui influence le port de la prothèse par l'amputé [45]. Gailey (2012) compare 2 pieds conventionnels à 2 pieds à restitution d'énergie. Les porteurs des pieds classiques ont la sensation de marcher plus vite. Les sujets ayant des pieds dynamiques se sentent moins fatigués et les préfèrent aux pieds

conventionnels [46]. Si un amputé essaie des prothèses de différentes catégories (pied type SACH, pieds à restitution d'énergie de classes II et III et pied bionique), il ne sent pas de modifications de sa mobilité. Seule l'échelle « Amputee Mobility Predictor with a Prothesis » (AMPPRO) décèle une différence dans les valeurs de son test mais elle ne permet pas de différencier les pieds [47]. Selon l'échelle « Comprehensive High-Level Activity Mobility Predictor », les amputés transtibiaux perçoivent la montée et la descente des escaliers comme l'une des activités les plus compliquées. En effet, elle nécessite des co-contractions musculaires. Il faut stabiliser le membre en appui et développer une force pour propulser l'autre membre (et le corps de façon globale) afin de passer à une autre marche [48].

Cette revue de la littérature offre des connaissances quant aux pieds à restitution d'énergie nous permettant d'aborder directement une rééducation type qui peut être proposée pour un patient entrant dans les critères d'inclusion.

5. RÉÉDUCATION D'UN PATIENT PORTANT CE TYPE DE PIED

La rééducation que nous proposons dans cette partie est celle qu'un masseur-kinésithérapeute (MK) réalise à la phase de prothésisation provisoire. Cette rééducation suit un bilan et un bilan diagnostic kinésithérapique avec des objectifs de traitement adaptés au patient. Le masseur-kinésithérapeute doit travailler en coopération avec les orthoprothésistes (article 6 du décret de compétence des masseurs-kinésithérapeutes [49]). L'objectif de cette collaboration est que l'appareillage du patient soit le plus adapté possible.

5.1. Appareillage et conseils personnalisés

5.1.1. Appareillage et alignements

Le patient apprend avec le MK à chausser la prothèse. Il doit y arriver de façon autonome dans un délai très court. Le sujet enfile son manchon puis

l'emboîture en position assise ou debout. Celle ci a un rôle majeur car c'est l'intermédiaire entre le membre résiduel et la prothèse en elle-même. La maîtrise et la vérification de la mise en place permettent d'éviter des conflits et/ou une gêne à la marche. Après le chaussage, il faut vérifier l'alignement. Selon G.Becquet, « l'alignement consiste à déterminer le réglage et l'emplacement optimum des différents modules de la prothèse, les uns par rapport aux autres, ainsi que l'ensemble des rapports aux segments osseux et aux articulations restantes du membre inférieur » [12]. Il doit se faire dans les 3 plans de l'espace. Les alignements sont valables pour des pieds SACH ou articulés principalement (ANNEXE VI). Ils nécessitent d'être adaptés pour les patients porteurs de pied à restitution d'énergie car les propriétés mécaniques de la prothèse ne sont pas les mêmes.

La prothèse permet au membre résiduel d'avoir une longueur identique à celle du membre sain en théorie. En pratique courante, le ressenti du patient conditionne la longueur de la prothèse. Le rééducateur peut être amené à demander au prothésiste un appareillage un tout petit peu moins long (0,5 cm). Cette légère différence de longueur aide le sujet à passer le pas et à conserver l'abaissement physiologique du bassin à la marche. Idéalement, un bassin équilibré diminue les troubles de la statique rachidienne et le surmenage des articulations [12]. Cependant, chez un sujet sain, il est rare que le bassin soit horizontal et il persiste souvent une obliquité. Connaître la morphologie du patient avant l'amputation permettrait de respecter son schéma habituel mais il s'agit d'une théorie. Un défaut d'alignement dans un des 3 plans a pour conséquence une mauvaise position et donc une éventuelle boiterie. L'alignement se réalise dans un premier temps en statique puis se poursuit par une observation des défauts de marche. De plus, les professionnels de santé doivent être à l'écoute du patient afin de recueillir ses impressions (sensation de différence de longueur, douleur ...) et ses observations.

5.1.2. Conseils personnalisés

Le sujet surveille la cicatrice de son membre résiduel ainsi que la variation de son volume [7]. L'œdème, l'atrophie musculaire, les modifications de poids et de

retour veineux après la marche influencent la forme. Lorsque les modifications de volume dépassent 5 %, il peut y avoir un changement du manchon. Une modulation de 10 % du volume impose le changement de l'emboîture afin d'éviter les lésions cutanées. Plusieurs années après l'amputation, il peut subsister une instabilité du volume du membre résiduel [50]. Ces vérifications se réalisent le soir quand le patient enlève sa prothèse. Le MK le rappelle éventuellement au patient si au décours des séances ces consignes ne sont pas respectées. L'appareillage réalisé et les bases connues, le thérapeute entreprend la rééducation préalable à la marche qui permettra de redonner une vie la plus normale possible au patient.

5.2. Apprentissage de l'équilibre statique et préparation à la marche

L'équilibre statique (uni et bipodal) est une des prérogatives à la marche afin d'apporter le plus de confiance possible au patient et de lui assurer un maximum de sécurité au cours de sa déambulation. Le patient ne doit ressentir aucune douleur lorsqu'il se met debout.

5.2.1. Les douleurs

Médicales	Appareillage	Rééducation
- Douleurs du membre résiduel	- Point d'appui trop important	- Défaut de marche qui crée des appuis non présents en statique
- Hallucinoses	- Appui sur une zone osseuse	
- Alghallucinoses	- Alignements	
- Douleurs projetées		

Tableau IV : les grandes étiologies des douleurs chez le patient amputé

Il faut avant en déterminer l'origine pour pouvoir la traiter. Il existe globalement 3 grandes causes : médicale, appareillage et rééducation (tableau IV). Nous ne détaillons pas la prise en charge de la douleur qui est primordiale mais qui s'écarte de notre sujet. Les douleurs du membre résiduel surviennent le plus souvent

avec la présence d'un névrome pathologique, d'un éperon osseux ou d'une infection. Il existe aussi les hallucinoses qui sont des sensations désagréables mais non douloureuses situées au niveau du membre amputé. Les algohallucinoses se nomment également douleurs du membre fantôme [51]. Les algohallucinoses sont décrites par le patient de différentes manières. Il peut sentir son membre déformé ou à sa place. Les douleurs commémoratives appartiennent à la catégorie des algohallucinoses. Elles donnent au patient des sensations déjà vécues par son membre avant l'amputation [52]. Lorsque les douleurs sont en phase de traitement, le MK s'intéresse aux appuis que le patient réalise avec ses pieds.

5.2.2. Les appuis unipodaux et bipodaux

Le but est d'amener le patient à réaliser un équilibre unipodal sur sa prothèse. A l'aide de peses personnes, le patient a un feedback pour connaître le poids qu'il place sur sa prothèse au cours de translations latérales de bassin [7]. La rééducation se poursuit avec les premiers transferts assis-debout. Les premiers pas peuvent être effectués entre les barres parallèles afin que le patient se familiarise avec la dynamique de sa prothèse [7].

5.3. Rééducation à la marche

La marche est décrite par le plus grand nombre comme une succession d'appuis unipodaux et bipodaux. Pour l'étudier, nous la décrivons en 2 grandes phases : l'appui (0 à 65 % du cycle) et l'oscillation (65 à 100 % du cycle de marche). Chaque phase nécessite des contractions musculaires précises pour placer les articulations dans les courses adéquates en entraînant le moins possible de déplacement du centre de gravité. Plus il oscille autour d'une position et plus la déambulation est coûteuse en énergie [53].

A chaque phase de la marche il peut subsister des imperfections qui augmentent le coup énergétique de la déambulation et qui créent des surmenages

au niveau articulaire et musculaire. Après avoir travaillé l'équilibre statique et unipodal, il convient de travailler toutes les phases de la marche au cours des séances pour que cette dernière s'améliore de façon globale. Le travail d'une seule et unique phase jusqu'à la quasi perfection risque d'être lassante pour le patient qui ne voit pas l'amélioration et qui s'ennuie. En effet, ce moment de la rééducation est très important mais peut sembler inutile pour le sujet. Le MK doit mettre en œuvre des activités ludiques et diversifiées pour que le patient continue à avoir de l'intérêt pour la rééducation.

5.3.1. Phase d'appui : 0 à 65 % du cycle de marche

Elle ne doit pas être perçue comme un appui bipodal statique. Il faut la voir comme une transition entre deux appuis unipodaux. À ce moment précis, un pied effectue sa poussée des orteils tandis que l'autre prépare déjà l'attaque du pas suivant. La translation du poids du corps doit être acquise pour que le pas puisse être passé. Cela reprend les exercices préparant la marche abordés préalablement.

Chez le patient amputé tibial, au cours de la phase d'appui, le genou se trouve en excès de flexion ce qui donne une impression d'effondrement sur le membre résiduel. À l'opposé, il peut subsister une hyper-extension du genou car le quadriceps du patient n'est pas assez puissant pour freiner les mouvements du membre inférieur. Ainsi, l'hyper-extension survient par co-contractions de tous les groupes musculaires, par faiblesse du quadriceps ou par mauvais alignement de la prothèse pour soutenir le membre amputé et passer le pas. Il est donc primordial d'orienter la rééducation sur le contrôle du genou au cours de divers exercices (partie 5.3.4). Le patient a tendance à s'effondrer sur le membre portant. Le MK stimule le patient pour qu'il ait le réflexe de garder sa jambe quasi en extension. L'indigage visuel correspond à la hauteur idéale que doit avoir le regard quand le patient est en appui unipodal (fig.3).

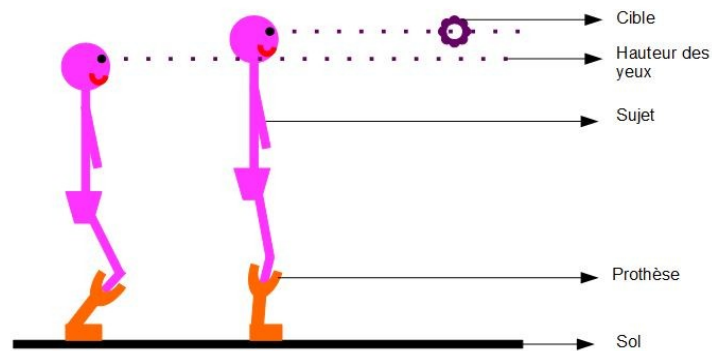


Figure 3 : exercice d'appui au sol

La phase d'attaque du talon est cruciale avec une prothèse à restitution d'énergie car elle contribue à donner confiance au patient pour le début de la phase d'appui. Le thérapeute guide le patient afin qu'il apprivoise les propriétés mécaniques et physiques de la prothèse dans le but de mieux les exploiter. Le MK propose au sujet de réaliser dans un premier temps des essais d'attaque du talon. Le thérapeute pose plusieurs cibles au sol et il demande au patient d'amorcer la phase d'appui avec plus ou moins de force. Il fait la même chose lors de la phase de poussée des orteils (pas postérieur). En testant par lui même, le patient se représente mieux l'enjeu de la puissance à développer au niveau des articulations. Le MK sollicite la jambe prothétique surtout lorsque c'est celle ci est derrière car le pic de force diminue par rapport au côté sain.

5.3.2. Phase d'oscillation 65 à 100 %

Elle débute lorsque les orteils quittent le sol et termine quand le talon entre en contact avec la surface (en avant du sujet). De nombreux mécanismes se mettent en place pour réaliser cette séquence motrice. La demande musculaire du membre oscillant est importante car le sujet doit stabiliser sa prothèse. Il doit également anticiper la pose du pied au sol en recrutant les muscles nécessaires pour placer son membre de façon optimale. En effet, l'impulsion donnée par les orteils conditionne le passage du pas à la façon d'un balancier. Il s'agit là d'une notion importante à prendre en compte lors de notre rééducation d'un patient porteur d'un pied

prothétique à restitution d'énergie. L'activité musculaire est conséquente pour stabiliser des segments, en accélérer ou en freiner d'autres. Les contractions musculaires se réalisent par anticipation car la marche est une activité automatique. La loge antérieure de la jambe se contracte avant que le talon n'attaque le sol pour amortir le choc et éviter que l'avant pied ne vienne taper la surface par l'inertie du mouvement. Lors du contact avec le sol, le genou est en flexion cependant le quadriceps freine le mouvement pour éviter que le sujet ne s'effondre à chaque pas. Les abducteurs de hanche anticipent eux aussi et se contractent avant l'appui unipodal et pendant toute cette phase d'oscillation [53].

Au cours de cette période, le genou du membre porteur se trouve en flexion d'une quinzaine de degrés initialement et se place en quasi extension (environ 5°) quand le talon se décolle du sol. Lorsque les orteils sont prêts à effectuer leur impulsion, le genou fléchit de nouveau pour atteindre une dizaine de degrés. Le triceps sural a un rôle majeur de stabilisation du genou tout comme les muscles latéraux. Chez un amputé trans-tibial, cette stabilisation est absente ou presque car le triceps sural n'a plus son insertion distale. L'avancée du pied en avant entraîne une rotation en avant du bassin, on parle de pas pelvien. Plus la vitesse de déplacement augmente et plus ces rotations croissent. En plus de la rotation de 4 à 16°, le bassin réalise un abaissement de 5 à 7° [53]. Lors du passage du pas côté prothèse, les amputés trans-tibiaux élèvent le bassin pour la majeure partie d'entre eux. Or, il est primordial de faire abaisser le bassin pour respecter la physiologie du mouvement. Cette action n'est possible que si le membre résiduel a une taille idéale. Le MK entraîne la patient à cette phase en le faisant shooter dans un ballon avec le maintien du bassin en position corrigée. Le contrôle peut se faire manuellement par le thérapeute. Comme ce défaut survient essentiellement lorsqu'il s'agit de passer la prothèse, l'appui unipodal côté sain ne pose aucun souci. Le MK encourage le patient à avoir le regard horizontal.

La phase d'appui unipodal se voit raccourcie quand le sujet appréhende de mettre tout son poids sur la prothèse ou en cas de douleurs.

5.3.3. Étiologie des défauts de marche de l'amputé

Les amputés trans-tibiaux, de part leur pathologie, ont des défauts de marche récurrents étudiés dans la littérature. Il existe d'autres cas que nous détaillons dans le tableau.

Phases	Attaque du talon au sol : appui bipodal	Pied à plat au sol : appui monopodal	Décollement du talon et des orteils : appui bipodal	Phase oscillante : appui monopodal
Causes potentielles du défaut de marche des amputés trans-tibiaux (hors problème d'appareillage)	<p>Excès de F de genou du à :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Une contracture des IJ ou des fléchisseurs de hanche - Un déficit de la force du Q - Un décalage dans le temps - Une Dlr des muscles LA <p>Absence de F de genou ou hyper-E dues à :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Une Dlr des LA ou LP - Une rupture des Lgt X - Un déficit de force du Q 	<p>Valgus du genou du à</p> <ul style="list-style-type: none"> - Une laxité du Lgt collatéral médial - Une Dlr <p>Varus du genou du à :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Une laxité du Lgt collatéral latéral - Une Dlr - Un déficit de force du MF <p>Défaut d'appui du à :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Une Dlr - Une instabilité du genou - Un manque de 	<p>F anticipée du genou due à :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Une contracture de l'IP, du droit fémoral ou des IJ - Un déficit de force du GF et des IJ - Une Dlr <p>F de genou tardive due à :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Une Dlr - Blocage du genou en E pour compenser l'instabilité ou le déficit de force 	<ul style="list-style-type: none"> Déficit de force des fléchisseurs de hanche ou de genou pour passer le pas et ensuite présenter la jambe pour le nouveau cycle

		confiance quant à		
		l'appui avec la		
		prothèse		
		- Un déficit de		
		force global du		
		membre résiduel		

Légende du tableau : F : flexion ; E : extension ; Q : quadriceps ; IJ : ischio-jambiers ; MF : moyen fessier ; IP : ilio-psoas ; LA : loge antérieure de la jambe ; Dlr : douleur ; Lgt : ligament,

Tableau IV : Principales causes des défauts de marche chez l'amputé trans-tibial
[54]

5.3.4. Correction des diverses causes des défauts de marche (tab. IV)

Nous développons dans cette partie des techniques spécifiques à la rééducation d'un patient amputé.

Douleur : abordée dans la partie 5.2.1

Contractures

- Massage décontracturant
- Étirements et auto-étirements
- Postures si elles ne déclenchent pas d'algohallucinoses
- Levées de tension

Travail de la synchronisation

La marche de l'amputé tibial avec un pied prothétique à restitution d'énergie comporte des asymétries que le MK doit observer et corriger. Un moyen sonore guide le patient à égaliser ses temps d'appui comme le métronome ou le tempo d'une musique. Le patient a pour consigne de prendre appui quand le son retentit. La musique aide aussi à réaliser des variations dans la cadence de la marche. Le MK

met à disposition des indices visuels au sol pour stimuler le patient et l'encourager à réaliser des pas d'égale longueur. Davis propose en 2004 d'utiliser la réalité virtuelle permettant d'augmenter la symétrie des pas et de diminuer la consommation énergétique (niveau de preuve 4) [14].

Instabilité du genou

L'indication chirurgicale pour une instabilité de genou est posée si la laxité est trop grande. Le tenseur du fascia lata joue un rôle dans la stabilité latérale du genou. Dans le cas d'un traitement kinésithérapique, un renforcement musculaire global du membre concerné constitue la rééducation en grande partie. Tous les groupes musculaires sont renforcés et la proprioception est travaillée pour redonner de la stabilité au genou. Cette notion est développée plus tard dans notre document.

Appréhension à l'appui unipodal

Le patient a peur d'appuyer sur sa jambe amputée, peur de tomber. Le MK crée une distraction par le biais de jeux, de discussion, de petits exercices. Le sujet se concentre sur la tâche principale demandée et oublie ses craintes. L'utilisation de la Wii demande une concentration au patient et les jeux lui imposent d'appuyer sur sa jambe [55].

Renforcement musculaire

Le renforcement musculaire que nous développons se constitue d'exercices analytiques qui nécessitent le recrutement unique du muscle concerné et d'exercices fonctionnels. Ces derniers demandent la contraction du muscle sélectionné mais aussi d'autres muscles et ils se placent dans le cadre d'activités de la vie quotidienne.

Le quadriceps se contracte dans toutes les courses et à tous les modes au

cours de la marche. Il faut donc le renforcer autant en concentrique qu'en excentrique et en courses interne, moyenne et externe.

Exercice analytique : le but pour le patient est de contrôler son genou tout au long de la phase d'extension mais également lors du maintien statique et du travail excentrique. Cette notion est très importante car il s'agit du principal défaut de marche du patient amputé porteur d'un pied à restitution d'énergie au cours de la phase d'appui unipodal côté amputé (fig. 4).

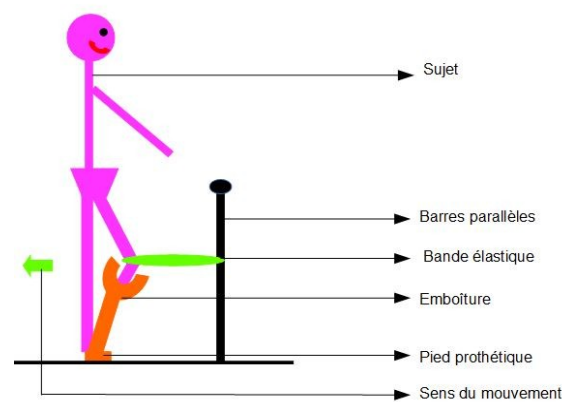


Figure 4: renforcement du quadriceps

Fonctionnel : le MK propose un parcours de marche avec des terrains variés et en situation écologique. L'association britannique des masseurs-kinésithérapeutes en rééducation pour les amputés incite les professionnels à réaliser cet aspect de la réadaptation dans ses recommandations [56]. Sur le plan rééducatif, les patients se sentent plus sûrs d'eux, ont de meilleurs ajustements posturaux [57]. Le MK accompagne le patient pour la montée et la descente d'escaliers qui nécessitent le recrutement du quadriceps ainsi que des ischio-jambiers autant en concentrique qu'en excentrique.

Extenseurs de hanche

Analytique : le but est de réaliser des extensions de hanche genou tendu (recrutement des ischio-jambiers) ou genou fléchi (recrutement du grand fessier) avec un temps de maintien d'au moins 6 secondes. Au fur et à mesure des séances, la tension de la bande élastique et la résistance augmentent (fig.5) [58]. Le shoot

dans un ballon en arrière est un exercice ludique permettant de recruter les ischio-jambiers. La puissance de la frappe et l'amplitude du mouvement permettent de moduler la force et de stimuler l'extension de hanche nécessaire pour le pas pelvien au cours de la marche.

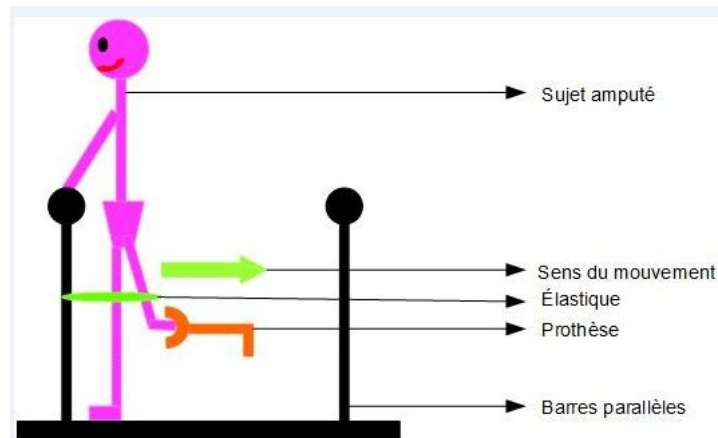


Figure 5 : renforcement analytique du grand fessier

Fonctionnel : le patient marche en arrière pour recruter les extenseurs de hanche. S'il a du mal à réaliser une extension de hanche, le MK place des repères au sol pour guider et donner des « objectifs » au patient. Au début, la longueur du pas est petite et évolue de façon croissante.

Fléchisseurs de hanche

Les fléchisseurs de hanche sont très peu souvent à renforcer mais plutôt à étirer car ils sont mis en tension de façon permanente. Leur renforcement peut être réalisé dans le cadre d'un exercice fonctionnel (parcours de marche écologique) mais il n'est pas à rechercher de façon analytique.

Moyen fessier

Analytique : le sujet est en latérocubitus en appui sur son coude pour éviter une compensation par le carré des lombes. Il doit réaliser des abductions de hanche dans l'axe du tronc. Dans une idée de progression, le MK appose un poids sur le membre inférieur à renforcer. Il demande 3 séries de 10 mouvements.

Fonctionnel : le patient réalise l'exercice avec un autre patient ou avec le thérapeute. Le moyen fessier travaille dans une course interne à moyenne et différents modes (fig 6). Par exemple, le sujet à gauche effectue une translation latérale du bassin donc le moyen fessier se contracte et effectue un travail concentrique pour la hanche gauche et excentrique pour la hanche droite. Le thérapeute recrute ses moyens fessiers en statique.

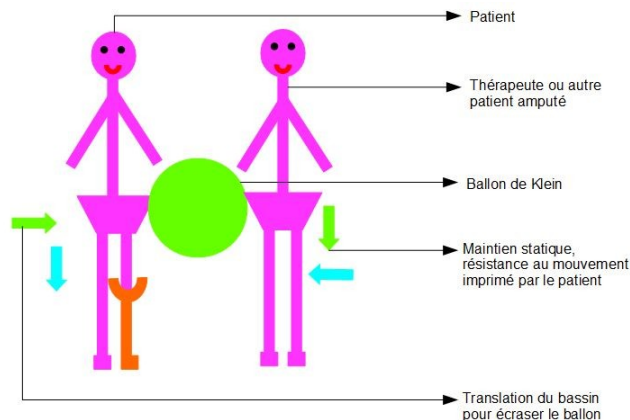


Figure 6 : renforcement du moyen fessier en statique et en dynamique

Lors de la marche, le moyen fessier travaille en statique et en excentrique dans une course moyenne.

Exercices globaux

La réalisation de petits sauts nécessite une contraction musculaire globale. Ils permettent au patient d'apprendre à connaître sa prothèse. Le MK demande au sujet de maîtriser son genou dans l'optique de réutiliser cet exercice au cours de la phase d'appui de la marche. La marche sur la pointe de pieds entraîne le patient à conserver l'angulation de son genou au cours de la déambulation en plus du travail musculaire et proprioceptif apportés. Les directions peuvent être multiples. Ce type d'exercice est proposé avec plusieurs intentions. Au début de la rééducation avec le pied à restitution d'énergie, ils demandent au patient de maîtriser tous ses segments articulaires et ses contractions musculaires. Ils apportent une connaissance supplémentaire sur les propriétés de la prothèse. En fin de prise en charge, ils sont amenés dans le cadre de la reprise d'une activité sportive éventuelle. Si l'emboîture est solide, la course est envisageable. En effet, les patients amputés traumatiques sont souvent jeunes et ils ont potentiellement l'envie de reprendre leurs précédents

loisirs.

5.3.5. Évaluations

Le MK évalue le patient avec des échelles spécifiques ou non. L'échelle de Houghton est une échelle fonctionnelle, validée et spécifique de l'amputé (ANNEXE VII). Elle prend en compte le port de la prothèse, la marche, la sensation de stabilité sur des terrains stables ou instables et la vie en extérieur. Elle est sensible aux changements de qualité de vie et elle s'adapte au niveau d'amputation. Parallèlement, le MK emploie des échelles pour évaluer l'appareillage, la perception du membre résiduel, des activités de la vie quotidienne, la qualité de vie ou bien encore l'état psychologique dans lequel se trouve le patient.[59]

6. DISCUSSION

Au cours de nos recherches bibliographiques, nous constatons que les études réalisées concernent une faible population qui n'excède jamais 20 sujets. C'est une limite dans notre travail car les risques de biais sont plus conséquents. D'ailleurs, à la fin de chaque article, les auteurs l'évoquent et souhaitent réaliser des études complémentaires à la question traitée ou sur de plus grandes populations pour avoir des résultats plus représentatifs. Il existe de grandes disparités entre les études. L'âge ne diffère pas énormément contrairement au niveau d'activité des populations. Ce niveau est souvent mentionné dans les articles mais dans les conclusions énoncées, l'auteur ne donne aucune conséquence du niveau d'activité sur les résultats. Ainsi une étude qui prouve un fait chez une population active ne sera peut être pas reproductible chez un patient sédentaire ou très peu actif.

Nous avons choisi de réaliser notre mémoire sur une population traumatique adulte. La sélection d'articles concernant les adultes ne pose aucun souci. Il n'existe que peu d'études où la population est uniquement traumatique. Certaines études comparent des amputés traumatiques à des amputés vasculaires donc facilement différenciés au fil de l'article. D'autres études incluent des amputations traumatiques

avec des amputations d'origine cancéreuse ou infectieuse. Dans ces cas précis, les résultats sont homogénéisés et ne permettent plus de distinguer les étiologies au cours de la lecture. L'analyse de nos résultats comporte un biais dans la population car ils concernent des amputés traumatiques mais aussi des amputés d'autres causes. Nous avons supprimé une étude car elle ne précisait pas l'origine de l'amputation.

La rééducation que nous proposons au cours de notre travail n'est pas exhaustive pour chaque type de pied mais elle est généraliste sur les pieds à restitution d'énergie. En effet, à la lecture des articles, nous constatons que les différentes classes de pieds ne sont pas individualisées par les auteurs. Le type de pied est précisé lors de la présentation de la population mais il n'apparaît plus dans les discussions, conclusions. Ainsi malgré les différences entre chaque catégorie, les résultats n'établissent jamais de conclusions propres aux classes de pieds utilisés dans l'étude. Initialement, notre mémoire ciblait chaque classe mais il nous a été impossible de le réaliser selon cette configuration qui est plus pertinente. Il est difficile de faire un parallèle entre la classification américaine et la classification française donc cela augmente les difficultés d'interprétation des articles.

La prise en charge d'un patient avec une prothèse à restitution d'énergie se calque sur celle d'un amputé trans-tibial « classique » dans son raisonnement. Le MK prend en compte les propriétés mécaniques de la prothèse pour la rééducation. Les exercices ont tous en commun le port du pied prothétique à restitution d'énergie et comportent tous un objectif décrit précédemment. Le but principal est de rendre le plus à l'aise possible le patient avec son pied dans un maximum de situations. Le contrôle du genou et la compréhension du mécanisme de restitution d'énergie sont primordiaux dans la rééducation de ces patients.

L'ancienneté des études est contraire à l'Evidence Based Practice mais il n'en existe que peu de récentes. Elles sont réalisées dans les années 1990-2000 lorsque

ces pieds à restitution d'énergie sont en plein essor. Suite à cela, les pieds bioniques apparaissent et les études portent davantage sur ce sujet. Il n'est pas rare de voir des études comparatives entre un pied bionique et un pied à restitution d'énergie alors qu'une dizaine d'années auparavant, les chercheurs comparent volontiers un pied SACH à un pied à restitution d'énergie.

La HAS n'émet aucune recommandation quant à la prise en charge d'un patient amputé. Les MK n'ont donc aucune base française sur laquelle se baser pour la rééducation. Il existe des recommandations au Royaume Uni qui permettent de donner une trame. La HAS publie uniquement la liste des produits et prestations remboursables. Pour obtenir la prescription d'un pied à restitution d'énergie, Le médecin de médecine physique et de réadaptation rédige la première ordonnance. Lorsqu'il prescrit un pied de classe III, il doit indiquer l'activité physique pratiquée pour justifier son ordonnance. Les pieds coûtent entre 1040 € (classe I) et 4572€ (classe III). Très peu de modèles sont remboursés depuis la fin de l'année 2015 [60]. Le code de la sécurité sociale fixe les prix limites de vente [61].

7. CONCLUSION

La littérature concernant les pieds à restitution d'énergie a son heure de gloire au cours du XX^{ème} siècle. Les études ne détaillent jamais dans leur discussion et/ou leur conclusion pour que le lecteur identifie le type de pied dont il est question. Malgré les grandes disparités entre chaque classe de pieds à restitution d'énergie, il est impossible de proposer une rééducation spécifique pour chacun. Les données générales obtenues apportent des informations au MK. La marche représente l'activité la plus analysée et donc pour laquelle le rééducateur s'adapte au mieux au type de pied. Il n'y a pas une thérapie à proposer, mais un panel d'exercices variés et adaptés au patient. Tous sont fondés sur les connaissances actuelles développées dans ce document.

Une fois que le patient acquiert une marche correcte, il peut retourner à domicile et aller en hospitalisation de jour dans un centre de rééducation, aller en libéral ou stopper la rééducation. Le travail de la marche se poursuit jusqu'à ce qu'il y ait le moins de défauts de marche possible. Le renforcement musculaire continue tant que la force musculaire acquise n'est pas suffisante pour permettre au sujet de vivre normalement sa nouvelle vie. Une reprise de son activité professionnelle et de ses loisirs s'envisage quand le patient réussit déjà à reprendre ses activités quotidiennes comme auparavant.

Par la suite, il serait intéressant de comparer les pieds prothétiques à restitution d'énergie à des pieds bioniques qui sont des pieds de dernière génération en plein développement. Les nouvelles technologies et l'armée sont promoteurs d'innovations dans le domaine médical et les prothèses de membre inférieur et supérieur ne sont qu'au début de leur perfectionnement.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Fodé P. L'appareillage des personnes amputées de 1914 à nos jours n.d. http://cerahtec.invalides.fr/doc/actes14-06-12/G-Pascale_FODE.pdf (accessed November 13, 2016).
- [2] Campus MPR Lyon. Appareillage pour amputés tibiaux n.d. <http://campus-mpr.univ-lyon1.fr/webapp/wiki/wiki.html?id=1605396#> (accessed December 23, 2016).
- [3] Domenico Ménager, Christophe Dauzac. Appareillage de l'amputé de membre inférieur. Kinéscientifique 2010.
- [4] Haute Autorité de Santé - Avis général PIEDS A RESTITUTION D'ENERGIE - CEPP du 21 juillet 2009 (1606 & 1931) n.d. http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_831984/fr/avis-general-pieds-a-restitution-d-energie-cepp-du-21-juillet-2009-1606-1931?xtmc=&xtr=6 (accessed November 20, 2016).
- [5] Blatchford Group. Multiflex - standard - Feet - Prosthetic Catalogue. Blatchford Group n.d. <http://www.blatchford.co.uk/endolite/multiflex-standard/> (accessed January 24, 2017).
- [6] Ottobock. Pied Sach. Nos Produits de A À Z n.d. <http://www.ottobock.fr/protheses/produits-a-z/pieds/sach.html> (accessed January 24, 2017).
- [7] Raupp J-C, Grumler B, Lardry J-M, Didier JP, David M. La Rééducation et l'appareillage des amputés. Paris: Masson; 1991.
- [8] Hansen Andrew. La prothétique du pied et de la cheville. Encyclopédie Internationale Multilingue de La Réadaptation n.d.
- [9] Dap. Bases chirurgicales des amputations de membres n.d. [http://www.cofemer.fr/UserFiles/File/1%20AP1ChiruAmp\(1\).pdf](http://www.cofemer.fr/UserFiles/File/1%20AP1ChiruAmp(1).pdf) (accessed November 15, 2016).
- [10] Zingg M, Nicodème J, Uçkay I, Ray A, Suva D. Amputations du membre inférieur : indications, bilan et complications. Revue Médicale Suisse 2014;24(9):13.
- [11] Duparc J. Conférences d'enseignement 2003, Cahier d'enseignement de la SOFCOT. Paris: Elsevier; 2003.
- [12] Codine P, editor. Amputation du membre inférieur: appareillage et rééducation. Paris: Masson; 1996.

- [13] Waters RL, Mulroy S. Review: The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture* 1999;9:207–31. doi:10.1016/S0966-6362(99)00009-0.
- [14] Davis B I., Ortolano M, Richards K, Redhed J, Kuznicki J, Sahgal V. Realtime visual feedback diminishes energy consumption of amputee subjects during treadmill locomotion. *Journal of Prosthetics & Orthotics (JPO)* 2004;16:49–54.
- [15] Aguilaniu B. Méthodologie et Pratique de l'Exploration Fonctionnelle à l'exercice. *Revue Des Maladies Respiratoires* 2007;24.
- [16] Torburn L, Perry J, Ayyappa E, Shanfield SL. Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet: a pilot study. *Journal Of Rehabilitation Research And Development* 1990;27:369–84.
- [17] Casillas J-M, Dulieu V, Cohen M, Marcer I, Didier J-P. Bioenergetic comparison of a new energy-storing foot and SACH foot in traumatic below-knee vascular amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1995;76:39–44. doi:10.1016/S0003-9993(95)80040-9.
- [18] Casillas JM, Dulieu V, Gras P, Cohen M, Marcer I, Didier JP. Comparaison bioénergétique d'un nouveau pied à restitution d'énergie et du pied Sach après amputation de jambe traumatique ou artérielle. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 1995;38:57–63. doi:10.1016/0168-6054(96)89302-0.
- [19] Torburn L, Powers CM, Guiterrez R, Perry J. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: a comparison of five prosthetic feet. *Journal Of Rehabilitation Research And Development* 1995;32:111–9.
- [20] Schnall BL, Wolf EJ, Bell JC, Gambel J, Bensel CK. Metabolic analysis of male servicemembers with transtibial amputations carrying military loads. *J Rehabil Res Dev* 2012;49:535–44.
- [21] Paysant J, Beyaert C, Datie A, Martinet N, Andre J. Influence of terrain on metabolic and temporal gait characteristics of unilateral transtibial amputees. *JOURNAL OF REHABILITATION RESEARCH AND DEVELOPMENT* 2006;43:153–60.
- [22] Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait & Posture* 2002;16:255–63. doi:10.1016/S0966-6362(02)00008-5.
- [23] Hsu M-J, Nielsen DH, Yack HJ, Shurr DG. Physiological Measurements of Walking and Running in People With Transtibial Amputations With 3 Different Prostheses. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1999;29:526–33. doi:10.2519/jospt.1999.29.9.526.

- [24] Hsu M-J, Nielsen DH, Lin-Chan S-J, Shurr D. The Effects of Prosthetic Foot Design on Physiologic Measurements, Self-Selected Walking Velocity, and Physical Activity in People With Transtibial Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2006;87:123–9. doi:10.1016/j.apmr.2005.07.310.
- [25] Russell Esposito E, Rodriguez KM, Rábago CA, Wilken JM. Does unilateral transtibial amputation lead to greater metabolic demand during walking? *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2014;51:1287–96. doi:10.1682/JRRD.2014.06.0141.
- [26] Buckley J, Jones S, Birch K. Oxygen consumption during ambulation: Comparison of using a prosthesis fitted with and without a tele-torsion device. *ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION* 2002;83:576–81.
- [27] Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki J, Fergason J. Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis? *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2002;17:325–44.
- [28] Mattes SJ, Martin PE, Royer TD. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: Matching prosthetic and intact limb inertial properties. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2000;81:561–8. doi:10.1016/S0003-9993(00)90035-2.
- [29] Wagner Judy, Sienko Susan, Supan Thierry, Barth Daryl. Motion Analysis of SACH vs. Flex-Foot(tm) in Moderately Active Below-knee Amputees. *Clinical Prosthetics and Orthotics* 1987;11:55–62.
- [30] Barth J. Gait Analysis and Energy Cost of Below- Knee Amputees Wearing Six Different Prosthetic Feet. *Journal of Prosthetics and Orthotics* n.d. http://www.oandp.org/jpo/library/1992_02_063.asp (accessed September 21, 2016).
- [31] Lin-Chan S-J, Nielsen DH, Yack HJ, Hsu M-J, Shurr DG. The effects of added prosthetic mass on physiologic responses and stride frequency during multiple speeds of walking in persons with transtibial amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003;84:1865–71. doi:10.1016/j.apmr.2003.03.006.
- [32] Smith JD, Martin PE. Short and Longer Term Changes in Amputee Walking Patterns Due to Increased Prosthesis Inertia. *Journal of Prosthetics & Orthotics (JPO)* 2011;23:114–23.
- [33] Lehmann J, Price R, Okumura R, Questad K, de Lateur B, Negretot A. Mass and mass distribution of below-knee prostheses: Effect on gait efficacy and self-selected walking speed. *ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION* 1998;79:162–8.
- [34] Wezenberg D, Cutti AG, Bruno A, Houdijk H. Differentiation between solid-ankle

cushioned heel and energy storage and return prosthetic foot based on step-to-step transition cost. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 2014;51:1579–89.

[35] Ventura JD, Klute GK, Neptune RR. The effects of prosthetic ankle dorsiflexion and energy return on below-knee amputee leg loading. *Clinical Biomechanics* 2011;26:298–303. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.10.003.

[36] Menard MR, McBride ME, Sanderson DJ, Murray DD. Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:451–8.

[37] Lehmann JF, Price R, Boswell-Bessette S, Dralle A, Questad K. Comprehensive analysis of dynamic elastic response feet: Seattle Ankle/Lite Foot versus SACH foot. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74:853–61.

[38] Postema K, Hermens HJ, de Vries J, Koopman HF, Eisma WH. Energy storage and release of prosthetic feet. Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits. *Prosthet Orthot Int* 1997;21:17–27.

[39] Hansen AH, Miff SC, Childress DS, Gard SA, Meier MR. Net external energy of the biologic and prosthetic ankle during gait initiation. *Gait & Posture* 2010;31:13–7. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.08.237.

[40] Ventura JD, Klute GK, Neptune RR. The effect of prosthetic ankle energy storage and return properties on muscle activity in below-knee amputee walking. *Gait & Posture* 2011;33:220–6. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.11.009.

[41] Michaud S, Gard S, Childress D. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *JOURNAL OF REHABILITATION RESEARCH AND DEVELOPMENT* 2000;37:1–10.

[42] Langlois K, Villa C, Bonnet X, Lavaste F, Fodé P, Martinet N, et al. Influence of physical capacities of males with transtibial amputation on gait adjustments on sloped surfaces. *J Rehabil Res Dev* 2014;51:193–200. doi:10.1682/JRRD.2013.05.0118.

[43] Haouzi P, Martinet N, Beyaert C, Marchal F, André J. Détermination du coût énergétique de la marche chez le sujet amputé de jambe: pied Copy III versus pied Sach. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 1995;38:481–5. doi:10.1016/0168-6054(96)89342-1.

[44] Perry J, Shanfield S. Efficiency of dynamic elastic response prosthetic feet. *Journal Of Rehabilitation Research And Development* 1993;30:137–43.

- [45] Timsit Bonner M. Les échelles d'évaluation pour les amputés du membre inférieur et du membre supérieur 2015.
- [46] Postema K, Hermens HJ, de Vries J, Koopman HF, Eisma WH. Energy storage and release of prosthetic feet. Part 2: Subjective ratings of 2 energy storing and 2 conventional feet, user choice of foot and deciding factor. *Prosthet Orthot Int* 1997;21:28–34.
- [47] Gailey RS, Gaunaurd I, Agrawal V, Finnieston A, O'Toole C, Tolchin R. Application of self-report and performance-based outcome measures to determine functional differences between four categories of prosthetic feet. *J Rehabil Res Dev* 2012;49:597–612.
- [48] Gaunaurd IA, Roach KE, Raya MA, Hooper R, Linberg AA, Laferrier JZ, et al. Factors related to high-level mobility in male servicemembers with traumatic lower-limb loss. *J Rehabil Res Dev* 2013;50:969–84. doi:10.1682/JRRD.2013.02.0035.
- [49] Décret n°96-879 du 8 octobre 1996 relatif aux actes professionnels et à l'exercice de la profession de masseur-kinésithérapeute. 1996.
- [50] Fraisse N, Martinet N, Kpadonou T-J, Paysant J, Blum A, André J-M. Les muscles de l'amputé tibial. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 2008;51:218–27. doi:10.1016/j.annrmp.2008.01.012.
- [51] Rouillet S, Nouette-Gaulain K, Brochet B, Sztark F. Douleur du membre fantôme : de la physiopathologie à la prévention. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation* 2009;28:460–72. doi:10.1016/j.annfar.2009.03.012.
- [52] André JM, Paysant J, Martinet N, Beis JM. Classification et mécanismes des perceptions et illusions corporelles des amputés. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 2001;44:13–8. doi:10.1016/S0168-6054(00)00058-1.
- [53] Asencio G, Viel E, Blanc Y, Casillas J-M, Esnault M, Laassel E-M, et al. La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Paris: Masson; 2000.
- [54] Lusardi MM, Nielsen CC. *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. 2nd ed. St. Louis, Mo: Saunders/Elsevier; 2007.
- [55] Legain Hélène. Le monde du je(u) Utilisation de la masso-kinésithérapie chez un patient amputé fémoral : présentation d'un cas clinique. Mémoire. ILFKM, 2016.
- [56] British association of chartered physiotherapists in amputee rehabilitation. *Amputee rehabilitation physiotherapy publications*. The Chartered Society of Physiotherapy n.d. <http://bacpar.csp.org.uk/publications> (accessed January 2, 2017).

- [57] Nithart L. La marche en situation écologique chez l'amputé : un pas vers l'autonomie ? Kinésithérapie, La Revue 2013;13:35–44. doi:10.1016/j.kine.2013.01.007.
- [58] Guex K. Optimisation du renforcement musculaire à l'aide de bandes élastiques. Revue Médicale Suisse 2015:1434–7.
- [59] Loiret I, Paysant J, Martinet N, André J-M. Évaluation des amputés. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique 2005;48:307–16. doi:10.1016/j.annrmp.2005.03.009.
- [60] Ameli. Liste des produits et prestations (LPP) n.d. <http://www.ameli.fr/professionnels-de-sante/medecins/exercer-au-quotidien/nomenclatures-et-codage/liste-des-produits-et-prestations-lpp/liste-des-produits-et-prestations-lpp/consultation-et-telechargement-de-la-lpp.php> (accessed December 20, 2016).
- [61] Avis de fixation des tarifs et des prix limites de vente des pieds à restitution d'énergie et du pied MULTIFLEX inscrits au titre II, chapitre 7, de la liste prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale. n.d.
- [62] Ossür. Vari-Flex. Nos Solutions Prothèses n.d. <http://www.ossur.fr/solutions-protheses/sp-produits/tous-les-produits/pieds/vari-flex> (accessed January 24, 2017).
- [63] Proteor. Pieds DYNA C. Prothèses n.d. <http://handicap-technologie.fr/produit,1545-pieds-125-kg,1027-dyna-c.php> (accessed January 24, 2017).

ANNEXES

ANNEXE I : tableau récapitulatif des propriétés des pieds prothétiques à restitution d'énergie selon la commission des prestations et des produits de la HAS

ANNEXE II : pieds prothétiques à restitution d'énergie de classes II et III

ANNEXE III : tableau récapitulatif des articles lus pour la revue de littérature et fiche de lecture associée

ANNEXE IV : diagramme de flux

ANNEXE V : grille de lecture de l'Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé

ANNEXE VI : les alignements dans les 3 plans pour des pieds SACH ou articulés

ANNEXE VII : Houghton Scale

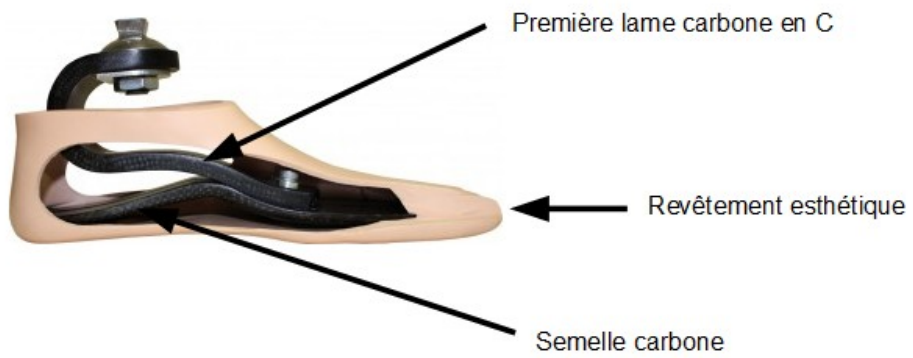
ANNEXE I : tableau récapitulatif des propriétés des pieds prothétiques à restitution d'énergie selon la commission des prestations et des produits de la HAS [4]

Intitulé de la description générique	Indications minimales	Spécifications techniques
Pour être pris en charge, le pied à restitution d'énergie doit avoir : - une propulsion $P \geq 30$ sauf en cas de pied pour amputation basse de jambe où $P \geq 20$, en raison de considérations techniques limitantes, - une déformation permanente $DP < 10$ mm pour l'avant-pied et $DP < 5$ mm pour le talon.		
Pied de classe I	Se déplacer dans des bâtiments autres que la maison (d4601)	$30 \leq P < 75$
Pieds de classe II	Se déplacer en dehors de la maison et d'autres bâtiments (d4602)	$75 \leq P < 120$
Pieds de classe III	Autres activités précisées relatives au fait de se déplacer dans d'autres lieux divers (d4608)	$P \geq 120$
Pieds pour amputation basse de jambe	Amputation basse de jambe	Encombrement < 60 mm $P \geq 20$

ANNEXE II : pieds prothétiques à restitution d'énergie de classes II et III



Pied à restitution d'énergie de classe II (Vari-Flex d'Ossür) [62]



Pied à restitution d'énergie de classe III (Dyna-C de Proteor) [63]

ANNEXE III : tableau récapitulatif des articles lus pour la revue de littérature et fiche de lecture associée

Légende du tableau

	Dépenses énergétiques
	Qualité de vie et préférences des patients
	Ajout de poids ou pièces de torsion sur la prothèse
	Données personnelles : angles pelviens, centre de gravité
	Variations des terrains : pentes, escaliers etc
	Puissance articulaire, amplitudes, muscles recrutés
	Informations sur la marche
	Dorsiflexion et flexion plantaire de la prothèse

	Date	Classe des pieds Population	Mots clés	Titre de l'article, du livre	Nom de l'auteur	Numéro de pages Numéro ISBN- ISSN-DOI- PMID	Niveau de preuves	Résumé
1	29/06/16	Inconnue 3 sédentaires et 9 pratiquent une activité physique très régulière, âge entre 37 et 63 ans	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Comparaison bioénergétique d'un nouveau pied à restitution d'énergie et du pied Sach après amputation de jambe traumatique ou artérielle	Casillas, J.M.	7 10.1016/0168-6054(96)89302-0	4	Comparaison entre un pied prothétique à restitution d'énergie avec un pied Sach. Etude biomécanique et résultats sur la fonction respiratoire
2	30/06/16	III 4 sujets entre 23 et 32, pas de notions sur l'activité Pas d'âge	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Détermination du coup énergétique de la marche chez le patient amputé de jambe : pied Copy III versus pied Sach	Haouzi	5 doi:10.1016/0168-6054(96)89342-1	3	Comparaison pied Sach/pied Copy III chez 3 patients. La différence s'observe dans les pentes au niveau de la consommation de O2.

3	12/07/16	I, II et III 10 traumatiques, pas de notion d'activité physique mais ce sont des anciens vétérans Ils sont d'un age, d'un poids similaire	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: a comparison of five prosthetic feet	Torburn	9 0748-7711	3	Comparaison de 5 pieds différents (1 sach et 4 der). Le but : évaluer différents paramètres
4	02/08/16	III 7 patients pour le test sur l'alignement 17-70 et 8 du même age pour la consommation	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait:: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components	Schmalz	9 10.1016/S0966-6362(02)00008-5	4	Etude de 5 prothèses différentes avec des mesures métaboliques et de consommation d'oxygène + étude sur l'alignement des prothèses
5	06/09/16	Inconnue 6 sujets agés de 18 à 50 ans	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: Matching prosthetic and intact limb inertial properties	Mattes	8 10.1016/S0003-9993(00)90035-2	4	Etude du centre de gravité avec différentes charges au bout du pied ainsi que du coup énergétique de la marche

6	08/09/16	REVUE	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	The energy expenditure of normal and pathologic gait	Waters	25 9666362	1	Revue de la littérature sur le coup énergétique . Biblio et infos + ++
7	10/09/16	I et III 6 hommes avec un niveau d'activité élevé	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation	Michaud	11 7487711	4	Etude sur les angles pelviens chez les sujets normaux, amputés transfémoraux et les amputés tibiaux
8	10/09/16	I, II et III 3 vétérans traumatiques (43, 39 et 45)	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Below knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet : a pilot study	Torburn	16 0748-7711	3	Comparaison entre 5 pieds : dorsiflexion + dépense énergétique à la marche + position des articulations + préférences du patient

Feuille1

9	11/09/16	Inconnue 12 amputés traumatiques âgés entre 36 et 64 ans	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Bioenergetic Comparison of a New Energy- Storing Foot and SACH Foot in Traumatic Below-Knee Vascular Amputations	Casillas	6 10.1016/S0003 - 9993(95)80040 -9	4	Etude comparative entre deux pieds prothétiques. Explication du fonctionnement de la prothèse à restitution d'énergie. Ccl sur le fait qu'il faut l'utiliser pour un sport et non pas pur la marche car plus couteux en énergie
10	12/09/16	Inconnue 10 amputés Moyenne d'âge : 39,2 ans Activité moyenne à modérée	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Influence of terrain on metabolic and temporal gait characteristics of unilateral transtibial amputees	Paysant	10 10.1682	3	Comparaison des dépenses métaboliques lors de la marche sur de l'asphalte, de l'herbe courte et de l'herbe haute

11	13/09/16	III 8 sujets de 18 à 70 ans	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Mass and Mass Distribution of Below-Knee Prostheses: Effect on Gait Efficacy and Self-Selected Walking Speed	Lehmann	7 39993	3	Etude comparative sur l'influence sur le centre de gravité du poids d'une prothèse et de l'endroit où la masse est placée
12	13/09/16	I et III 6 patients de 39,5 ans +/- 9,9 ans-	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Oxygen Consumption During Ambulation: Comparison of Using a Prosthesis Fitted With and Without a Tele-Torsion Device	Buckley	6 39993	3	Utilisation d'une pièce intermédiaire qui se tord. Diminution significative du rejet de CO2. Un confort est noté pour 4/6 patients qui utilisent la pièce intermédiaire quelque soit la vitesse de marche
13	14/09/16	I, II et III	expenditure of energy* AND foot* AND prosthesis*	Realtime visual feedback diminishes energy consumption of amputee subjects during treadmill locomotion	Davis	6 10408800	4	Comparaison entre les amputés transtibiaux et transfémoraux avec la réalité virtuelle augmentée mais peu d'infos au final

Feuille1

14	17/09/16	II et III 10 amputés	Dynamic elastic response* AND amput*	Efficiency of Dynamic Elastic Response Prosthetic Feet	Perry	6 0748-7711	4	Etude entre 5 pieds prothétiques à restitution d'énergie au cours de la marche, de la montée et descente des escaliers.
15	18/09/16	I, II et III 8 hommes entre 20 et 64 ans avec un niveau d'activité haut à très haut	expenditure of energy* AND foot* AND prothe*	The Effects of Prosthetic Foot Design on Physiologic Measurements, Self-Selected Walking Velocity, and Physical Activity in People With Transtibial Amputation	Hsu	7 0003-9993	4	Comparaison entre le C Walk, le Flex foot et le pied SACH au cours de la marche sur tapis roulant.
16	18/09/16	? 4 sujets entre 34 et 51 ans avec un peu d'activité physique	Dynamic elastic response* AND amput*	Short and Longer Term Changes in Amputee Walking Patterns Due to Increased Prosthesis Inertia	Smith	10 10408800	4	Etude de l'ajout d'une masse au pied de la prothèse pour évaluer les asymétries, les contraintes sur les articulations.

17	21/09/16	Pied non existant en France et pied multi-axial 10 sujets capables de marcher 1 km	Expenditure of energy AND foot AND prosthesis*	Energy storage and release of prosthetic feet Part 1: biomechanical analysis related to user benefits	Postema	11 0309-3646	3	Etude de la vitesse de marche, des amplitudes articulaires + flexions plantaire et dorsale
18	21/09/16	Pied non existant en France et pied multi-axial 10 sujets capables de marcher 1 km	Expenditure of energy AND foot AND prosthesis*	Energy storage and release of prosthetic feet Part 2: subjective ratings of 2 energy storing and 2 conventional feet, user choice of foot and deciding factor	Postema	7 0309-3646	3	Evaluation de pieds (2 normaux et 2 à restitution d'énergie). Questionnaire le ressenti des patients et ce qui est important pour eux dans une prothèse
19	28/09/16	SACH, SAFE, II, III 3 amputés de 39,3 +/-9,9 ans Haut niveau d'activité-	Expenditure of energy AND foot AND prosthesis*	Gait analysis and energy cost of below knee amputees wearing six different prosthetic feet	Barth	13 X	3	Etude de la consommation énergétique ainsi que de la marche chez 6 patients

20	24/09/16	III 5 hommes actifs entre 27 et 36 ans	Expenditure of energy AND foot AND prosthesis*	Physiological Measurements of Walking and Running in People With Transtibial Amputations With 3 Different Prostheses	Hsu	8 10.2519/jospt.1999.29.9.256	3	Différence d'énergie consommée pour une marche à vitesse rapide (2 DER vs SACH).
21	24/09/16		Expenditure of energy AND foot AND prosthesis*	Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis?	Hafner	20 12084537	1	REVIEW Importance de l'impression de vitesse qu'ont les patients avec la prothèse, de son apparence (pour l'acceptation surtout). Etude sur 10 activités de la vie quotidienne. Analyse de la marche, de la consommation d'énergie, des contractions musculaires etc.

22	25/09/16	I, II, III et SACH 10 sujets de 47 à 61 ans	Expenditure of energy AND foot AND prothe*	Net external energy of the biologic and prosthetic ankle during gait initiation	Hansen	5 10.1016/j.gaitp ost.2009.08.23 7	4	Article qui étudie la marche entre des patients sains et des amputés d'origine traumatique, cancéreuse ou infection.
23	30/09/16	III 12 sujets de 32 à 66 ans	Below knee AND energy* AND walk*	The effect of prosthetic ankle energy storage and return properties on muscle activity in below-knee amputee walking	Ventura	7 10.1016/j.gaitp ost.2010.11.00 9	3	Augmentation de l'activité du droit fémoral et diminution de la longue portion du biceps fémoral sur le membre résiduel.
24	01/10/16	III 12 sujets entre 32 et 66 ans	Below knee AND energy* AND walk*	The effects of prosthetic ankle dorsiflexion and energy return on below-knee amputee leg loading	Ventura	6 10.1016/j.clinbi omech.2010.10 .003	3	Tous les pieds ont une meilleure dorsiflexion et augmente la restitution d'énergie au cours de la dernière phase de la marche. Explications sur la puissance développée etc avec des courbes

25	01/10/16	I, II et III 5 sujets entre 40 et 65 ans sans troubles vasculaires périphériques et 5 avec troubles vasculaires périphériques.	Below knee AND energ* AND walk*	Application of self-report and performance-based outcome measures to determine functional differences between four categories of prosthetic feet	Gailey	17 22773262	2	4 pieds≠ étudiés. Les porteurs de prothèses à restitution d'énergie marchent à une vitesse moyenne à élevée, augmentation de l'activité physique.
26	03/10/16	Inconnue 13 amputés et 13 non amputés blessés de guerre (armée) entre 18 et 45 ans. Pas de notion d'activité si ce n'est que ce sont des anciens militaires.	Below knee AND energ* AND* walk*	Does unilateral transtibial amputation lead to greater metabolic demand during walking?	Esposito	11 10.1682/JRRD.2014.06.01411 0.1682/JRRD.2014.06.0141	4	Etude sur des militaires américains ayant été blessé par explosion ou par balle. Augmentation entre 9 et 33 % de la demande métabolique pour la marche d'un amputé avec ESAR comparé à un sujet sain.

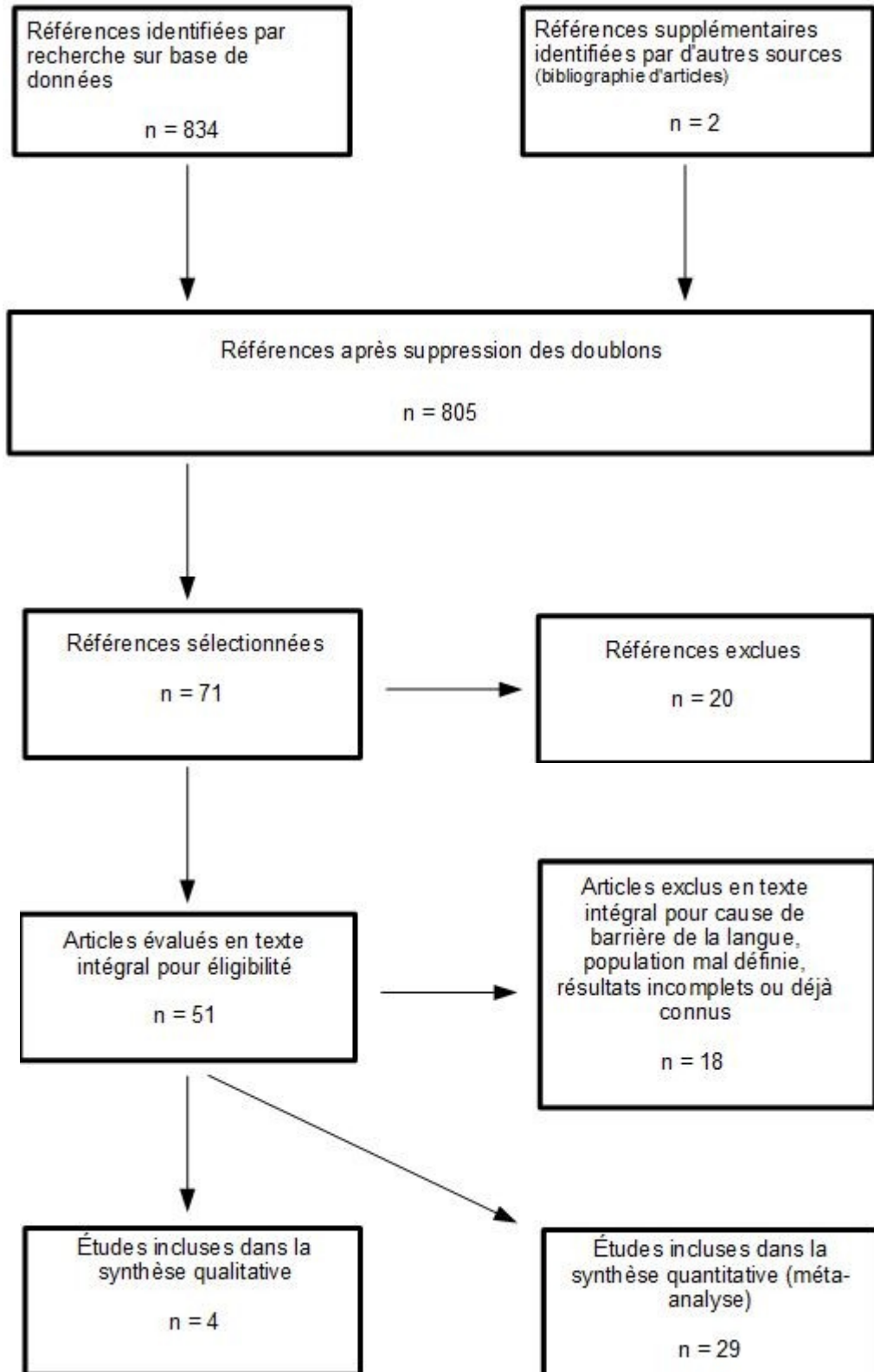
27	07/10/16	III et inconnu pour les Renegade 12 amputés et 12 sains Anciens militaires suivis très fréquemment au niveau médical (amputation+corps en général)	Below knee AND walk* AND energy*	Metabolic analysis of male servicemembers with transtibial amputations carrying military loads	Schnall	10 22773257	4	Etude sur des militaires avec un groupe comparatif entre des amputés transtibiaux et des militaires sains. Meilleure VO2 chez les non TTA que chez les TTA. Leur demande métabolique augmente entre 8 et 11 %.
28	24/10/16	III 10 entre 21 et 36 ans	Energy expenditure AND foot* AND prosthesis*	Comprehensive analysis of dynamic elastic response feet : seattle ankle/lite foot versus SACH foot	Lehmann	9 8347071	4	Etude comparative entre le Lite foot et le SACH : phases d'appui, dorsiflexion, amplitudes articulaires, confort

29	26/10/16	I/II 8 personnes entre 31 et 51 ans qui ont repris le boulo (certains ont une activité sédentaire, d'autre plus active) mais dans tous les cas ils ont un haut niveau d'activité	Energy storing foot	Comparative biomechanical analysis of energy storing prosthetic feet	Menard	8 1580773	4	Etude comparative entre le flex foot et le seattle chez des TTA qui travaillent. Analyse de la marche. Recommandation du seattle pour les activités classiques et du flex foot pour les sauts etc
30	26/10/16	Inconnue 8 amputés entre 51 et 21 ans entre un niveau élevé à très élevé d'activité	Below knee AND energ* AND walk*	The Effects of Added Prosthetic Mass on Physiologic Responses and Stride Frequency During Multiple Speeds of Walking in Persons With Transtibial Amputation	Lin Chan	7 http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2003.03.006	3	Ajout de poids sur une prothèse légère. Augmentation de la fréquence cardiaque sans augmentation de la consommation d'oxygène expliquée par le stress provoqué par l'ajout de 100 % de poids

31	02/11/16	II 15 hommes entre 44 et 66 ans	Below knee AND energ* AND walk*	Differentiation between solid- ankle cushioned heel and energy storage and return prosthetic foot based on step- to-step transition cost	Wezenberg	12 7487711	4	Comparaison de la marche avec SACH et ESAR chez une population marchant avec ESAR depuis 2 ans minimum. Dimintion du travail mécanique avec ESAR. W de push off >120 % avec ESAR (comparé à SACH). Moins de déplacement du centre de gravité avec SACH.
----	----------	--	---------------------------------------	--	-----------	---------------	---	--

32	02/11/16	I	Via Bibliographie	Motion Analysis of SACH vs. Flex-Foot(tm) in Moderately Active Below knee amputee	Wagner	8 Pas de DOI trouvé	4	Etude chez les personnes qui marchent lentement. Comparaison entre le Sach et le Flex foot. Pas de différence de vitesse de marche ou du nombre de pas par mn entre les deux. Temps d'apuis diminué +++ sur la prothèse pour les 2. Diminution de la flexion plantaire Sach>FF.
33	02/11/16	7 personnes âgées de 35 à 61 ans	Via Bibliographie	Influence of physical capacities of males with transtibial amputation on gait adjustments on sloped surfaces	Langlois	9 10.1682/JRRD.2013.05.0118	4	Adapation des sujets à des terrains plats en en pente avec le recrutement musculaire également

ANNEXE IV : diagramme de flux



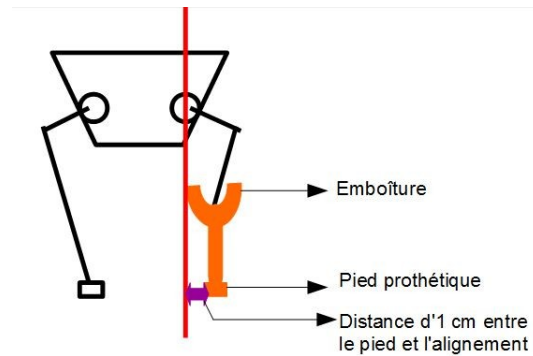
ANNEXE V : grille de lecture de l'Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé

Table 3 NHMRC Evidence Hierarchy: designations of 'levels of evidence' according to type of research question (including explanatory notes)

Level	Intervention ¹	Diagnostic accuracy ²	Prognosis	Aetiology ³	Screening Intervention
I ⁴	A systematic review of level II studies	A systematic review of level II studies	A systematic review of level II studies	A systematic review of level II studies	A systematic review of level II studies
II	A randomised controlled trial	A study of test accuracy with: an independent, blinded comparison with a valid reference standard, ⁵ among consecutive persons with a defined clinical presentation ⁶	A prospective cohort study ⁷	A prospective cohort study	A randomised controlled trial
III-1	A pseudorandomised controlled trial (i.e. alternate allocation or some other method)	A study of test accuracy with: an independent, blinded comparison with a valid reference standard, ⁵ among non-consecutive persons with a defined clinical presentation ⁶	All or none ⁸	All or none ⁸	A pseudorandomised controlled trial (i.e. alternate allocation or some other method)
III-2	A comparative study with concurrent controls: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Non-randomised, experimental trial⁹ ▪ Cohort study ▪ Case-control study ▪ Interrupted time series with a control group 	A comparison with reference standard that does not meet the criteria required for Level II and III-1 evidence	Analysis of prognostic factors amongst persons in a single arm of a randomised controlled trial	A retrospective cohort study	A comparative study with concurrent controls: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Non-randomised, experimental trial ▪ Cohort study ▪ Case-control study
III-3	A comparative study without concurrent controls: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Historical control study ▪ Two or more single arm study¹⁰ ▪ Interrupted time series without a parallel control group 	Diagnostic case-control study ⁵	A retrospective cohort study	A case-control study	A comparative study without concurrent controls: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Historical control study ▪ Two or more single arm study
IV	Case series with either post-test or pre-test/post-test outcomes	Study of diagnostic yield (no reference standard) ¹¹	Case series, or cohort study of persons at different stages of disease	A cross-sectional study or case series	Case series

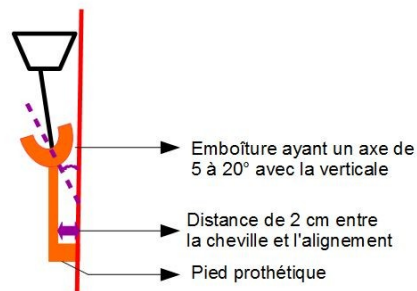
ANNEXE VI : les alignements dans les 3 plans pour les pieds SACH et articulés

Le plan frontal :



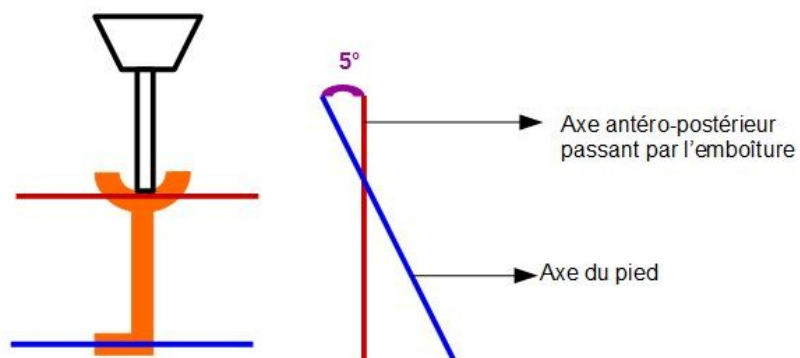
Alignement dans le plan frontal pour un pied SACH ou articulé [54]

Le plan sagittal :



Alignement dans le plan sagittal pour un pied SACH ou articulé [7]

Plan horizontal :



Alignement dans la plan horizontal pour un pied SACH ou articulé [54]

ANNEXE VII : Houghton Scale

1) Le patient utilise ses membres inférieurs pour se déplacer:	
a: moins de 25 % de son temps d'éveil	0
b: entre 25 et 50 % de son temps d'éveil	1
c: plus de 50 % de son temps d'éveil	2
d: pendant tous les déplacements de son temps d'éveil	3
2) Le patient utilise sa prothèse pour marcher:	
a: juste pour les visites chez le médecin ou au centre de rééducation	0
b: à la maison seulement	1
c: occasionnellement à l'extérieur de la maison	2
d: à la maison et en dehors tout le temps	3
3) Quand le patient sort dehors avec sa prothèse:	
a: il utilise un fauteuil roulant	0
b: il utilise 2 cannes ou un déambulateur	1
c: il utilise une canne	2
d: il n'utilise aucune aide	3
4) Quand le sujet marche à l'extérieur avec sa prothèse, le sujet se sent-il instable:	
a: à la marche en terrain plat	moins 1
b: sur les plans déclives	moins 1
c: en terrain inégal	moins 1
d: oui pour les trois rubriques	0
S'il utilise un fauteuil pour l'extérieur mettre « 0 » à la question 4.	

RÉSUMÉ

La rééducation d'un amputé tibial porteur d'un pied prothétique à restitution d'énergie nécessite au masseur-kinésithérapeute (MK) d'avoir des connaissances spécifiques. L'optimisation de la rééducation passe par un savoir sur la pathologie concernée et sur l'appareillage. Cela ne concerne pas uniquement les pieds prothétiques à restitution d'énergie mais la prothèse dans sa globalité (manchon, emboîture, alignements). La marche humaine physiologique sert de référence pour le raisonnement clinique du MK. En effet, à partir de ces notions, il propose au patient des exercices qui permettent de travailler analytiquement les différentes phases de la marche. La correction des défauts de marche réduit le coût énergétique de la déambulation pour le sujet amputé. Grâce à ses connaissances, le thérapeute crée des exercices ciblés et pertinents à proposer au patient. La prise en charge des patients amputés est multidisciplinaire. Elle n'intéresse pas uniquement le masseur-kinésithérapeute. Il collabore principalement avec l'orthoprothésiste et le médecin appareilleur.

Ce document a pour objectif d'apporter des connaissances globales non exhaustives sur les pieds prothétiques à restitution d'énergie et sur une rééducation type. Ce sont des exercices réalisables en centre de rééducation ou en cabinet et qui s'adaptent aux pieds prothétiques à restitution d'énergie.

Mots clés : amputé trans-tibial, pied prothétique à restitution d'énergie, rééducation

Keys words : below-knee amputee or transtibial amputee, dynamic elastic response prosthetic feet, rehabilitation