

MINISTÈRE DE LA SANTÉ

RÉGION LORRAINE

INSTITUT LORRAIN DE FORMATION DE MASSO-KINÉSITHÉRAPIE DE NANCY

# **L'AMPUTATION FÉMORALE : À CHAQUE GENOU SA RÉÉDUCATION ?**

Mémoire présenté par **Vincent MAUPETIT**

Etudiant en 3<sup>e</sup> année de masso-  
kinésithérapie en vue de l'obtention du  
Diplôme de Masseur-Kinésithérapeute

2013-2016.

# SOMMAIRE

## RESUME

<b>1. INTRODUCTION.....</b>	<b>1</b>
<b>2. METHODOLOGIE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE .....</b>	<b>1</b>
<b>3. L'AMPUTATION.....</b>	<b>2</b>
3.1. Généralités sur l'amputation .....	2
3.2. L'amputation transfémorale .....	3
<b>4. BIOMECANIQUE ET MARCHE DE L'AMPUTE.....</b>	<b>5</b>
4.1. Les déficiences post-amputation.....	5
4.2. Retentissement sur la marche de l'amputé fémoral.....	6
4.3. Répercussions pour l'amputé .....	8
<b>5. LA PROTHESE DE L'AMPUTE.....</b>	<b>8</b>
5.1. Généralités sur l'appareillage.....	9
5.2. Les genoux prothétiques .....	12
5.2.1. Les rôles du genou prothétique .....	12
5.2.2. Les différents types de genoux prothétiques .....	12
5.2.3. Les exceptions.....	15
5.2.4. Les genoux à microprocesseurs .....	15

<b>6. LA REEDUCATION .....</b>	<b>18</b>
6.1. Prise en charge commune à tous les types de genoux.....	18
6.1.1. Acquérir les capacités physiques et psychologiques.....	19
6.1.2. Utilisation de la prothèse.....	21
6.2. Prise en charge en fonction du type de genou.....	24
6.2.1. Les genoux mono-axiaux .....	24
6.2.2. Les genoux poly-axiaux .....	24
6.2.3. Les genoux à contrôle dynamique de la phase d'appui .....	25
6.2.4. Les genoux à contrôle de la phase d'oscillation.....	25
6.2.5. Les genoux à verrou .....	25
6.2.6. Les genoux à microprocesseur .....	25
<b>7. DISCUSSION .....</b>	<b>26</b>
7.1. La rééducation de l'amputé dans la littérature .....	26
7.2. Rééducation de l'amputé fémoral au cœur de l'innovation .....	28
7.3. Les difficultés rencontrées dans ce mémoire .....	29
<b>8. CONCLUSION.....</b>	<b>30</b>

## RESUME

La reprise de la marche est l'objectif idéal après toute amputation. Elle n'est pas toujours envisageable en fonction de l'état général du patient, de ses complications post-opératoires et de son milieu de vie. Cependant, dès que possible, la prothésisation est débutée et la prise en charge masso-kinésithérapique doit être adaptée à cette dernière.

Pour une rééducation pertinente, le masseur-kinésithérapeute se doit de comprendre l'amputation. Connaître son contexte et les techniques chirurgicales permet au thérapeute de mieux appréhender son patient. Lors de ce mémoire, nous avons commencé par chercher ces données dans la littérature (épidémiologie, techniques chirurgicales,...) pour dresser un état des lieux du membre résiduel. Cet état des lieux permet de comprendre les modifications biomécaniques présentes chez l'amputé fémoral. L'objectif étant d'en déduire les déséquilibres présents, leurs retentissements sur la marche de l'amputé et sur son quotidien.

La prothèse fémorale va pallier à ces déficiences pour avoir une marche fonctionnelle, confortable et sûre. Ces objectifs sont assurés par le genou prothétique, son choix est donc capital. Il doit correspondre au patient et à son projet de vie. Face à la multitude de genoux prothétiques existants, un tableau des différents rôles de ces genoux a été dressé. Les différents mécanismes y sont décrits pour aider le thérapeute à comprendre comment ils fonctionnent et leurs adaptations pratiques.

Toutes ces informations associées à un bilan complet du patient vont permettre au kinésithérapeute d'aborder au mieux la prise en charge. Dans la continuité de ce travail, nous sommes allés rechercher au sein de la littérature les méthodes pour aboutir à une rééducation à la marche adaptée aux amputés fémoraux. Nous avons ainsi constaté toute l'importance d'ajuster la rééducation en fonction du genou prothétique. Le thérapeute doit connaître les différents genoux prothétiques pour réaliser une rééducation ciblée et performante, tout en restant à l'écoute des dernières évolutions technologiques.

**Mots clefs :** Amputé fémoral, Genou prothétique, rééducation, marche de l'amputé

**Keys words:** Transfemoral amputee, prosthetic knee, rehabilitation, amputee gait

## **1. INTRODUCTION**

La rééducation de l'amputé est une branche à part de la kinésithérapie. Habitué à traiter un corps « entier », le thérapeute peut rapidement se trouver déconcerté face à une personne amputée. Après avoir questionné quelques thérapeutes concernant leurs difficultés lors de l'abord de ces patients, c'est l'amputation mais surtout l'appareillage qui les déroutent le plus.

La connaissance de la chirurgie, des structures restantes au niveau du membre résiduel, de la biomécanique de l'amputé, mais aussi de l'appareillage, va permettre au praticien de débiter une bonne rééducation [1]. Fort de ce savoir, il sera plus enclin à déceler les spécificités de chaque patient et de leur prothèse pour avoir une prise en charge personnalisée.

Concernant l'appareillage de l'amputé transfémoral, le genou prothétique est la pièce maîtresse de la prothèse. Il permet indirectement de renseigner le thérapeute sur les capacités du patient. Il est d'autant plus important qu'il va être « l'outil » avec lequel le patient va travailler au quotidien. C'est pourquoi, le rééducateur doit connaître ces genoux pour expliquer leur fonctionnement au patient et adapter sa prise en charge.

L'idée de ce travail est d'aider les thérapeutes dans cette compréhension des différents types de genoux prothétiques chez l'amputé fémoral, pour les orienter vers une prise en charge en fonction du genou présent chez le patient. La prise en charge de l'amputé étant vaste, ce mémoire cible la rééducation à la marche des personnes amputées fémorales unilatérales, d'origine variable, en phase de prothétisation. Nous prenons le cas de personnes amputées au tiers moyen du fémur avec un moignon stable et sans complications (nous expliquerons ce choix par la suite).

Nous commencerons par situer le thème de l'amputation et de l'amputé (biomécanique, appareillage), pour ensuite aborder une rééducation la plus proche possible de l'Evidence Based Practice (E.B.P.) [2].

## **2. METHODOLOGIE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE**

Suite à la lecture d'articles et à un rendez-vous avec une documentaliste spécialisée pour les recherches en kinésithérapie, au sein de la Bibliothèque Universitaire Santé Médecine de l'Université de Lorraine, nous avons consulté le MeSH (Medical Subject Headings), thésaurus biomédical de

référence de la National Library of Medicine, Bethesda, USA [3]. Nous avons utilisé les mots clés suivants pour interroger les différentes bases de données (ANNEXE I) en fonction de leur présence dans le titre ou dans le résumé : Amputé fémoral (transfemoral amputee), genou prothétique (prosthetic knee, knee prosthesis), rééducation (rehabilitation). Nous avons limité nos recherches à la littérature de 2000 à 2015. Des exceptions sont cependant à noter, comme l'utilisation des mots clés « marche amputé » pour la base de donnée Thèse.fr (plus approprié au contenu), ou l'ajout d'article de référence précédant l'an 2000 (Ex : Gottschalk and Stills, 1994 [4]).

Nous avons clôturé ces recherches bibliographiques le 9 novembre 2015. Quelques articles furent rajoutés après cette date ; articles considérés comme importants pour notre travail et trouvés ou mis à disposition seulement après la date de clôture.

Après suppression des doublons, 624 articles ont été passés en revue, 129 ont été sélectionnées pour leurs pertinences et, après lecture des textes intégraux, 101 ont été retenus pour la rédaction de ce mémoire. Nos recherches sont résumées dans notre diagramme de flux, inspirées des lignes directrices P.R.I.S.M.A [5], en ANNEXE II. La pertinence des articles lus intégralement a été évaluée par deux cotations : la note donnée par PEDro (1 à 10 ou N/A (= « cotation non-applicable ») et une évaluation personnelle suivant une adaptation des recommandations de la H.A.S. (Haute Autorité de Santé) (ANNEXE III).

### 3. L'AMPUTATION

#### 3.1. Généralités sur l'amputation

De nos jours, les progrès de la médecine repoussent l'amputation au rang d'intervention de dernier recours. C'est uniquement lorsque aucun sauvetage n'est possible que l'amputation est envisagée [6–8].

Au niveau épidémiologique, les données françaises sur l'amputation du membre inférieur (M.I.) sont rares et principalement tirées de transpositions d'études anglo-saxonnes et scandinaves [9,10]. Il en ressort une moyenne d'âge de 70 ans [9]. La principale cause d'amputation de M.I. est l'atteinte vasculaire (80% à 90%) , suivie par les causes traumatiques (8%), en baisse constante, et enfin les malformations congénitales, les tumeurs, les infections et autres (moins de 1% chacune) [8,9,11]. L'amputation transfémorale quant à elle représente 24% des amputations de M.I. [9] et une grande partie des amputations majeures du M.I. (au-dessus de la cheville) selon les données du PMSI de 2013 (3918 actes recensés d'amputation transfémorale pour 7814 actes d'amputation majeure).

Quand l'amputation s'impose, hors urgence, l'équipe pluridisciplinaire se réunit avec le patient pour définir le niveau de l'amputation. Il se fait en fonction des possibilités imposées par l'état clinique, du patient, et de manière à conserver un membre résiduel (M.R.) le plus fonctionnel possible. Le chirurgien veille à conserver une longueur assez grande pour sauver un maximum de structure et conserver un bras de levier suffisant pour contrôler la prothèse, tout en n'étant pas trop long pour laisser la place aux différents éléments de l'appareillage [6–8]. Pour l'amputation fémorale (entre 10cm en dessous de grand trochanter et 8 à 10 cm au-dessus de l'interligne fémoro-tibial) [11], il est décrit 3 grands niveaux d'amputation ; les tiers supérieur, moyen et inférieur du fémur. Le niveau considéré comme idéal d'un point de vue fonctionnel est le tiers moyen du fémur [8] et c'est ce niveau que nous allons aborder dans la suite de ce mémoire.

### **3.2. L'amputation transfémorale**

La chirurgie va avoir deux grands objectifs ; maintenir des balances musculaires équilibrées et veiller à ce que le fémur soit dans le bon axe [4,12,13].

Lors d'une amputation au tiers moyen du fémur, les équilibres musculaires agonistes/antagonistes sont perturbés [12,14] :

- Le rapport fléchisseurs/extenseurs est dévié vers une attitude en flessum suite à la section des Ischiojambiers (I.J.) alors que le Psoas est intact.

- Le rapport adducteurs/abducteurs est dévié vers une attitude en abductum. Suite à la section des Adducteurs et notamment du Grand Adducteur responsable d'un moment d'adduction 4 à 5 fois supérieur par rapport au Long et Court Adducteur [4]. Face aux abducteurs (Moyen Fessier (M.F.), Petit Fessier (P.F.), Tenseur du Fascia Lata (T.F.L.) et une partie de Grand Fessier (G.F.)) les adducteurs ne peuvent plus développer une force suffisante pour équilibrer les tensions musculaires.

L'axe du fémur se retrouve dans une attitude de flexion/abduction particulièrement nuisible au niveau biomécanique et pour l'appareillage.

Chez un sujet sain, l'axe physiologique du fémur dans le plan frontal (7°-10° d'adduction) permet aux stabilisateurs de hanche et aux abducteurs (M.F., P.F., G.F., T.F.L.) d'avoir une action optimale pour symétriser la marche et la rendre économique [4,12]. Il en est de même sur le plan sagittal où les tensions musculaires doivent être équilibrées pour permettre l'extension nécessaire au pas postérieur.

L'acte chirurgical va se dérouler en plusieurs étapes [11,12,14] ; tout d'abord l'ouverture cutanée, suivie d'une dissection des muscles en respectant leurs aponévroses. Les lambeaux musculaires sont préparés et placés autour du fût osseux en quatre groupes (Fig. 1) ; antérieur (Quadriceps), postérieur (I.J.), Latéral (T.F.L. via le Fascia Lata) et médial (Adducteurs, Gracile et Sartorius).

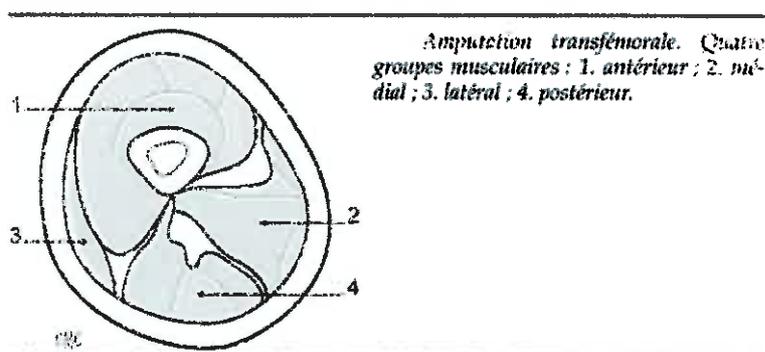


Figure 1 : représentation de la section au niveau du tiers moyen fémoral [14]

Les muscles et l'os sont coupés. L'extrémité osseuse est recouverte par un lambeau périosté et vient l'étape cruciale de la stabilisation musculaire (ANNEXE IV). Les vaisseaux sont repérés et ligaturés. Ils seront placés le plus distalement possible pour favoriser la néovascularisation. Le nerf sciatique est quant à lui sectionné et placé dans une zone de moindre contrainte.

Une mauvaise fixation aggrave l'atrophie et la perte de force post-opératoire [4,12]. Cette stabilisation peut se faire de trois manières [6] :

- la plus légère ; une simple suture des fascias musculaires entre eux
- par myoplastie : les muscles sont refixés à la loge controlatérale. Une contraction de l'agoniste met en tension l'antagoniste pour équilibrer les tensions. Cependant, elle est à réserver aux muscles superficiels car le frottement entre le muscle et l'os est source d'épanchements liquidiens douloureux.
- par myodèse : le muscle est directement fixé sous forte tension à l'os par des petits trous percés dans le fût osseux ce qui permet une attache solide et le contrôle optimum du fémur [12,14]. C'est la technique qui est privilégiée.

Le premier temps est donc la myodèse des adducteurs et notamment, du grand adducteur en course interne pour placer le fémur en adduction maximale. Elle va permettre de limiter l'abductum responsable d'asymétrie et d'augmentation du coût énergétique de la marche [4,15]. S'en suit la myodèse du quadriceps, le M.R. placé en extension, puis celle des I.J. avec une tension, de manière à

l'équilibrer avec celle du quadriceps. Viens ensuite la myoplastie du gracile et du sartorius pour renforcer la loge médiale et enfin la suture du fascia lata à l'aponévrose médiale (ANNEXE IV) [14].

Il est intéressant de constater que le T.F.L joue un rôle prépondérant lors de la marche [4]. Cette dernière fixation ne lui offre pas un point d'ancrage solide. Cela limite son action et celle du G.F.[6] pour stabiliser le bassin et pourrait contribuer aux asymétries de l'amputé transfémorale (ATF). Cette idée reste néanmoins à être démontrée.

#### 4. BIOMECHANIQUE ET MARCHE DE L'AMPUTE

##### 4.1. Les déficiences post-amputation

L'amputation est une intervention lourde et traumatisante pour le corps et l'esprit de l'ATF [6,8,9].

De l'amputation découle une atrophie musculaire ; 40% à 60% pour les muscles sectionnés et jusque 30% pour les muscles intacts du M.R. (Tab. I). C'est une première source de difficulté pour stabiliser et mobiliser le bassin, et donc le centre de gravité (C.D.G.), à l'origine d'asymétries et de boiteries lors de la marche [16].

Tableau I : Etat des lieux musculaire après une amputation type au tiers moyen

Muscles sectionnés	Muscles intacts
<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Grand Adducteur</b></li> <li>- <b>Quadriceps</b></li> <li>- <b>Ischio-jambiers</b> (semi-tendineux, semi-membraneux, biceps fémoraux)</li> <li>- <b>Sartorius</b></li> <li>- <b>Gracile</b></li> <li>- <b>Fascia lata</b> (incidence sur le T.F.L. et modérément sur le G.F.)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Muscles Fessiers</b> (Moyen, Petit et Grand)</li> <li>- <b>Pectiné</b></li> <li>- <b>Psoas-iliaque</b></li> <li>- <b>Pelvi-Trochantériens</b></li> <li>- <b>Court adducteur</b></li> </ul>
<p>Long Adducteur (se trouve à la limite du tiers moyen sa section n'est pas systématique)</p>	

La tendance au flessum est toujours présente malgré les efforts chirurgicaux. Elle est d'autant plus présente avec la position assise prolongée des amputés en post-opératoire [17]. Si ce flessum est avéré, il favorise la rétraction des fléchisseurs de hanche. Les rétractions provoquent un surmenage musculaire constant entraînant le relâchement et à terme l'atrophie des muscles extenseurs de hanche

par effet d'inhibition réciproque [17]. De la même manière ce flessum va placer le sujet en hyperlordose lombaire dès qu'il sera debout. Cela va favoriser la rétraction des spinaux lombaires et donc la perte de force des abdominaux (en parallèle d'une station assise prolongée favorable au déconditionnement de ceux-ci). C'est le « Lower Crossed Syndrom Concept » [17]. Il est responsable de mauvaises postures, d'asymétries lors de la marche, de douleurs lombaires et de déconditionnement chez l'amputé transfémoral (ATF). Il sera donc important de le prendre en charge lors de la rééducation [17].

La perte des articulations du genou, de la cheville, du pied, de la voûte plantaire et tous les autres éléments somato-sensoriels chez l'ATF posent un problème majeur pour l'équilibre du sujet [18–20].

Plus globalement, c'est une atteinte du schéma corporel. Elle se traduit par des hallucinoses, des algohallucinoses ainsi que des problèmes d'équilibre et de contrôle de la prothèse [21]. Toutes ces atteintes provoquent un déséquilibre postural chez l'ATF, associé à une modification de son centre de gravité [6,22]. Il faut également relever des problèmes de coordination musculaire lors de la marche, suite à l'atrophie musculaire et au manque de rétrocontrôle (« feedback » en anglais) [23]. La marche est couramment décrite comme : « une suite de déséquilibres rattrapés ». D'où l'importance de la rééducation de l'équilibre et du schéma corporel dans la prise en charge de l'ATF.

De plus, nous avons une personne blessée psychologiquement. Cette idée comprend l'altération de l'image du corps [21], avec un individu qui doit faire le deuil du membre amputé. L'ATF passe par une gêne relationnelle, avec un sentiment d'être spectateur d'un « monde sain », et par une gêne sociale face au regard des autres sur son handicap [24].

Cette altération de l'image du corps, associée aux déficiences précédemment citées, vont obliger le sujet à produire un effort de réflexion lors de la marche (évaluer le terrain, les obstacles, contrôle de la prothèse,...). Le tout, souvent associé à une double tâche lors des activités de la vie quotidienne (AVQ) [18,19,24]. Il est essentiel d'inclure tous ces paramètres lors de la rééducation [25,26].

#### **4.2. Retentissement sur la marche de l'amputé fémoral**

Chaque amputé développe une marche qui lui est propre. [27]. Notre objectif est de guider l'ATF vers une marche avec les qualités d'une marche physiologique. C'est-à-dire, économique, symétrique entre les M.I. sain et prothétique en se basant sur les différentes étapes du cycle de marche physiologique (Fig. 2) [6,28,29].

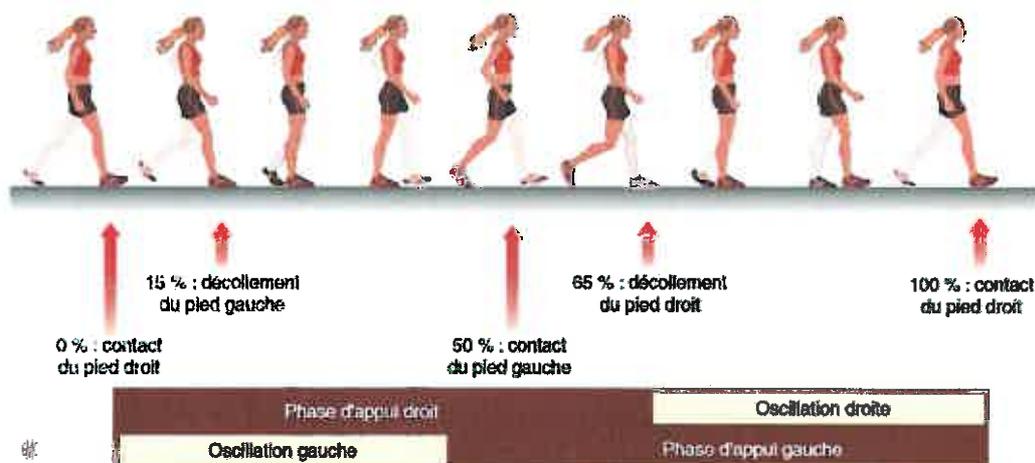


Figure 2 : cycle de marche physiologique [28]

Nous devons faire face à de nombreuses asymétries. Elles sont directement liées aux capacités du sujet (musculaires, articulaires,...) et à l'appareillage (alignement, composants). Pour l'ATF, c'est essentiellement le genou prothétique, suivant ses propriétés et ses capacités, qui va agir dessus et rythmer la rééducation [16,27,30–32].

Voici énumérées les principales asymétries issues de nos recherches bibliographiques. :

- Une esquivance de la phase d'appui prothétique ; le genou prothétique est moins stable que le genou sain. Il a besoin d'un temps d'adaptation plus long, même pour les plus performants [8,27,30]. Une déviation qui se retrouve même en statique où l'appui est décalé de 20% vers le M.I. sain contre une variation de 6% à 10% chez les individus non amputés. [33].

- Une antéversion de bassin deux fois plus grande qu'un individu sain lors de la phase d'appui [8,22,34]. L'antéversion permet de compenser le manque d'extension de hanche nécessaire au pas postérieur. C'est également une stratégie pour améliorer la stabilité du bassin et l'équilibre postural [8,22,34].

- Une boiterie d'épaule lors de la marche, due à un manque de stabilité du bassin dans le plan frontal suite à la perte de fascia lata et à l'atrophie des muscles du M.R. surtout celle du M.F. [8,16,32,34]. La cinématique du bassin est inversée dans le plan frontal (abduction lors de la phase d'appui et adduction lors de la phase d'oscillation), accompagnée d'une tendance à l'abductum qui provoque un pas plus large chez l'ATF [32].

- Un pas pelvien retardé et asymétrique [8] et une dissociation des ceintures perturbée [34].

- Présence d'un « vaulting » lors de la phase d'oscillation prothétique ; flexion plantaire prématurée du M.I. sain qui facilite le passage du pas prothétique et qui favorise et prolonge l'appui sur le M.I. sain [27,35].

### 4.3. Répercussions pour l'amputé

Ces perturbations du schéma de marche conduisent à un surmenage musculaire et articulaire aussi bien au niveau du M.I. sain que du M.I. prothétique [6,27,32,36,37]. Ce surmenage touche notamment le grand fessier. C'est le muscle le plus important chez l'ATF, car il contrôle le bassin dans plusieurs plans, l'amortissement lors de la prise d'appui, le genou prothétique et il joue un rôle de propulseur essentiel à la marche de l'ATF [27,38-41]. Ce surmenage à long terme provoque des troubles musculo-squelettiques, des dégénérescences articulaires, des douleurs lombaires,... [16,35,37,39].

Tout cela mène à une marche coûteuse en énergie. En moyenne, la dépense énergétique est augmentée de 60% pour un ATF par rapport à un sujet sain [15,31,35,42-45]. La marche est moins économique et devient moins fonctionnelle. La vitesse de marche est diminuée [15,32]. L'amputé a des difficultés lors des AVQ [16], des transferts [37,46] et pour appréhender les escaliers, les pentes et les terrains accidentés [32,37,47]. Le système cardio-respiratoire est également déficitaire chez ces patients avec des capacités aérobies diminuées par l'intervention et les comorbidités éventuelles du patient [31,42,48]. Autant de paramètres qui placent l'ATF, malgré lui, au bord du déconditionnement, le limitant dans ses activités et altérant sa qualité de vie [16,26,42,49].

Il ne faut pas oublier la notion de chutes et de trébuchements. Omniprésents dans la vie de l'ATF, ils sont dus aux problèmes d'équilibres, de contrôle de la prothèse, de vigilance musculaire,... Si l'amputé a peur de la chute, il a une diminution de sa confiance en lui qui va limiter ses activités et diminuer sa qualité de vie [17,26,45].

Il est important de prendre en charge tout cela dans la rééducation. Un de nos atouts est le choix du genou prothétique. Déterminer et bien utiliser un genou adapté à l'amputé permet de diminuer les asymétries, d'augmenter la vitesse de marche et de diminuer la consommation d'énergie. Cela aide le sujet à reprendre confiance en lui et en la prothèse pour, in fine, s'épanouir au maximum [2,26,31,37,44,45,49,50].

## 5. LA PROTHESE DE L'AMPUTE

Pour assurer une bonne prise en charge du patient, les recommandations préconisent de connaître les différents éléments prothétiques, leur fonctionnement et leur incidence sur la marche de l'ATF [51,52]. Ces connaissances vont permettre au masseur-kinésithérapeute (M.K.), dans le cadre de

l'éducation thérapeutique du patient (E.T.P.), d'expliquer à l'ATF les différents mécanismes pour qu'il puisse mieux utiliser et entretenir sa prothèse [6,38,51,52].

### 5.1. Généralités sur l'appareillage

C'est un moment clef dans la vie du patient et dans sa prise en charge. La prothèse ayant pour but de restituer un maximum de fonctionnalités et d'intégrité à l'ATF [32].

L'appareillage se fait en fonction du patient ; son état général, son M.R., ses activités, son projet de vie, l'environnement dans lequel il évolue. Autant de paramètres qui vont conditionner le choix des différents éléments [32,38,53,54].

Il ne faut pas oublier l'aspect financier qu'il représente. En France, 50% des personnes amputées sont appareillées soit entre 12 000 et 15 000 prothèses à entretenir par an dont 3 000 à 4 000 nouvelles [9,10]. Cela représente une dépense de santé importante. D'autant plus qu'en France où la législation est favorable à l'appareillage avec deux prothèses par adulte dont les composants, sous réserve qu'ils soient inscrits sur la Liste des Produits et Prestations (L.P.P.), sont pris en charge quasi systématiquement à 100% par l'assurance maladie [55,56].

La prescription des prothèses prend donc toute son importance. Les recommandations préconisent de se baser sur un avis pluridisciplinaire s'appuyant sur la cotation de la « Medicare Functional Classification Levels » ou « K-levels » (ANNEXE V) [2,26,54]. Les « K-levels » sont définis par l'assurance maladie et basés sur la capacité ou le potentiel de l'individu à marcher et à évoluer dans leur environnement. Une fois que le « K-level » est déterminé pour un patient, il détermine les composants prothétiques qui sont couverts par l'assurance maladie pour réaliser sa prothèse [57]. Le kinésithérapeute se place comme un consultant de choix pour le médecin prescripteur. Il suit les progrès du patient, les objective par ses bilans et évalue la marge de progression par ses objectifs de traitement. Ces paramètres définissent les besoins du patient, et donc, l'appareillage qui doit être mis en place. En pratique, cela s'avère plutôt difficile à réaliser. Avec une cotation trop subjective, en concurrence avec d'autres déposées par les constructeurs pour mettre leurs produits en avant (ex : MOBIS® pour Ottobock® [58]) [2].

L'appareillage de l'ATF se déroule en trois étapes ; le moulage, le montage et l'essayage. Cette dernière étape est cruciale car elle comprend les premiers ajustements au niveau de l'alignement [59]. C'est une donnée importante pour la rééducation car il conditionne le comportement de la prothèse, la stabilité du genou prothétique et, par conséquent, l'influence la cinétique de la marche [8,27,32,44]. Un mauvais alignement augmente le travail des muscles extenseurs pour stabiliser l'appui [44].

La prothèse fémorale est composée de plusieurs parties (fig. 3) :

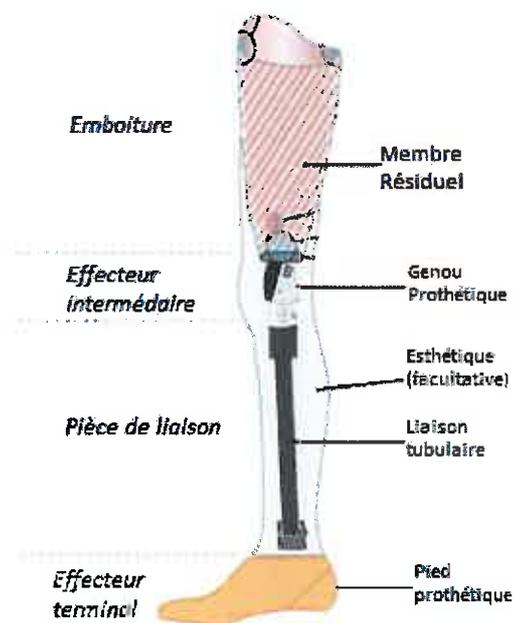


Figure 3 : Schéma d'une prothèse fémorale [60]

- **L'emboiture fémorale** [8,53,61] : Elle fait le lien entre le M.R. et la prothèse. Elle permet sa suspension et son accrochage, la transmission des forces et sa mise en jeu (surtout celle du genou prothétique) lors de diverses activités. Elle doit être confortable et pouvoir supporter un appui fort sans provoquer de douleurs. Il existe plusieurs types d'emboitures conditionnant les points d'appuis et la position de maintien du M.R. [8]. Elle peut être accompagnée ou non d'une interface (manchon, bonnet,...). Celle qui est la plus présente étant « l'emboiture contact » qui favorise un contact total entre le M.R. et l'emboiture. Elle se décline en plusieurs formes :

- *A Ischion-inclus (I.I.) (ou C.A.T.C.A.M.: Countourned adducted trochanteric-controlled alignment method)*: d'utilisation croissante, elle a un grand axe sagittal et un appui réparti

sur l'ensemble de l'ischion et de la branche ischio-pubienne. Elle verrouille le MR en adduction proche de la physiologie pour une stabilité et une fonctionnalité accrues [8].

- *M.A.S. (Marlo Anatomical Socket)* : l'appui est sur la branche ischio-pubienne, ce qui libère l'ischion et permet une libération postérieure de l'articulation de hanche. Plus confortable en position assise et l'esthétique est améliorée [60], elle offre moins de stabilité et de contrôle que l'ischion-inclus.
- *Quadrangulaire* : Elle n'est quasiment plus proposée mais elle peut se rencontrer chez les patients avec une prothèse ancienne. Elle maintient le M.R. loin de l'axe physiologique avec un manque de stabilité et des sollicitations importantes sur la tubérosité ischiatique [8].

- **L'effecteur intermédiaire** [2,7,8,32,40]: le *genou prothétique*. Détaillé par la suite, nous pouvons schématiquement l'introduire en disant qu'il doit permettre la stabilité en phase d'appui et la mobilité en phase d'oscillation à des taux appropriés pour correspondre au mieux à l'ATF.

- **L'effecteur terminal** [8,20,61]: le  *pied prothétique*. Son choix est fonction de l'activité du patient. Ils sont regroupés en trois catégories. Les pieds de première catégorie ont pour rôle d'absorber les chocs et de gérer le déroulement du pas. Pour les pieds de deuxième et de troisième catégories, s'ajoute une mobilité du pied (dans un seul, 2 ou 3 plans de l'espace) et une notion de restitution de l'énergie emmagasinée lors de la phase d'appui. Il va former une unité fonctionnelle avec le genou prothétique.

- **Pièces intermédiaires ou pièces de liaison** : Elles sont là pour unir les différents éléments. Elles permettent d'ajuster la prothèse et, pour certaines, de faciliter son utilisation (rotateurs fémoraux, absorbeur de torsion,...).

Chronologiquement, l'appareillage se déroule en deux temps [38,54,59,62]:

- *L'appareillage provisoire* où le patient commence à apprendre à utiliser sa prothèse. C'est un temps d'adaptation de la prothèse en fonction des ressentis du patient, de la correction des déformations et de l'évolution du M.R. En effet, il y a résorption de l'œdème, une fonte musculaire et graisseuse post-opératoire pendant 6 mois [7] puis une prise de masse musculaire consécutive à la rééducation. Lors de cette phase le M.R. est très sensible la surveillance est donc importante.

- *L'appareillage définitif*. Débuté lorsque la prothèse provisoire n'évolue plus. Une première prothèse définitive est réalisée pour suivre les ultimes évolutions du M.R. Quand ce dernier est parfaitement stable, une deuxième prothèse définitive est confectionnée. Elle sera utilisée tous les jours et la première sera gardée en cas de besoin ou pour alterner.

## 5.2. Les genoux prothétiques

### 5.2.1. Les rôles du genou prothétique [8,32,63]

Suite à la perte du genou sain, certaines de ses fonctions doivent être suppléées par le genou prothétique (G.P.) :

- **La stabilité en phase d'appui** : lors de l'appui, les forces de réaction du sol engendrent un moment de flexion du genou normalement contrôlé par les muscles. Il incombe au G.P. de les suppléer pour assurer une phase d'appui en toute sécurité pour l'ATF.

- **Le contrôle de la mobilité en phase d'oscillation** : normalement ce sont les muscles qui gèrent le mouvement du segment tibial par rapport au fémoral lors de cette phase. C'est-à-dire la flexion du genou lors de la première moitié de la phase d'oscillation puis la décélération et gestion de l'extension du genou pour aborder l'attaque du pas suivant. Tout cela en fonction de la vitesse de marche. Le G.P. doit manier ses réactions au mieux par rapport à l'activité du patient pour avoir une marche la moins coûteuse et délétère possible.

- **L'adaptation de la longueur du M.I.** : initialement, elle est réalisée par la synergie des trois articulations du membre inférieur. L'amputation oblige une seule articulation active (la hanche) à contrôler la prothèse pour ajuster la longueur au besoin de l'activité. C'est pourquoi la mécanique de certain G.P. assiste cette gestion de la longueur.

- **Limiter les efforts** : le G.P. va chercher à rapprocher le plus possible la marche de l'ATF d'une marche physiologique et économique.

Ainsi, du type de genou découle la cinétique de la marche. L'activation musculaire et donc la consommation d'énergie est propre à chaque genou et conditionnent la rééducation [31,49,64,65].

### 5.2.2. Les différents types de genoux prothétiques [6,8,29,32,40,49]

Pour répondre aux demandes précédemment citées, il existe plus de 220 G.P. avec pour chacun des fonctionnalités qui leurs sont propres [49]. En faire une classification détaillée serait lourd. Nous allons plutôt aborder les différents genoux en fonction de leurs paramètres ; leur gestion de la phase d'appui et de la phase d'oscillation. Chaque mécanisme demande au patient un contrôle différent. C'est pourquoi il est important, pour réaliser une rééducation adaptée, de comprendre les différences entre chacun d'eux, leurs capacités et leurs limites.

### 5.2.2.1. La stabilité en phase d'appui :

Chaque G.P. assure une stabilité géométrique avec deux types de genoux : les genoux mono-axiaux et les genoux poly-axiaux. Suite au bon réglage de l'alignement de la prothèse, ils vont se bloquer lors de l'attaque du talon et rester tendus tout au long de la phase d'appui pour garantir une sécurité à l'ATF.

Pour les genoux mono-axiaux, le blocage du genou est déterminé par le placement du centre de l'articulation par rapport à la ligne de charge (= c'est l'axe du vecteur de la force de réaction du sol). Lorsque le sujet place cette ligne de charge en avant du centre articulaire, le bilan des forces maintient le genou en extension (ANNEXE VI Figure 1). Le genou mono-axial est plus économique, léger et plus dynamique que le poly-axial, par la présence d'un seul axe. Il est néanmoins peu sécuritaire. Il demande une mise en charge suffisante et un contrôle actif par le grand fessier avec force et coordination du M.R. pour maintenir la ligne de charge en avant du centre articulaire [15,50]. Les genoux poly-axiaux suivent le même principe. Le « verrouillage » du genou se fait lorsque la ligne de charge est en avant du centre instantané de rotation (C.I.R.) des différents axes de l'articulation. Ce C.I.R. se retrouve plus postérieur et proximal par rapport au genou mono-axial. Il permet à l'ATF de maintenir un genou en extension plus facilement et garantit un appui sécuritaire même avec quelques petites variations lors de la phase d'appui [15]. Ce type de genou est moins dynamique et impose une marche plus lente au sujet.

Il existe deux grands types de genoux poly-axiaux :

- Le genou 4 axes qui permet d'avoir une stabilité dès l'attaque du talon. En contrepartie, le genou est en extension complète tout le long de la phase d'appui.

- Le genou 5-7 axes qui a les mêmes atouts que le genou 4 axes, en plus d'une capacité de pré-flexion (appelé « yelding » en anglais) aux alentours de 10° lors de la phase d'appui. Il rapproche le schéma de marche de l'amputé de la physiologie lors de l'attaque du pas [40].

Cette stabilisation géométrique peut être associée à une assistance plus dynamique de la phase d'appui :

- Les genoux à frein à friction. Un système de mâchoire mécanique bloque le genou avec quelques degrés de flexion une fois un certain seuil de mise en charge appliqué sur la prothèse. C'est une assistance fiable et efficace pour assurer la stabilité. Mais elle demande un entretien strict et un apprentissage plus complexe pour le patient concernant la mise en charge pour verrouiller ou déverrouiller le genou.

- Une résistance pneumatique ou hydraulique qui permet un contrôle plus dynamique de la phase d'appui. Un jeu de clapets fait varier les pressions et donc les résistances lors de la mise en charge de la prothèse. Cela crée un moment de flexion au niveau du genou pendant cette phase d'appui. Elle permet une marche plus physiologique ainsi que la descente en pente ou des escaliers. Mais ces systèmes sont chers, avec une maintenance exigeante et un contrôle demandant au patient un minimum de capacités physiques.

#### 5.2.2.2. Mobilité lors de la phase d'oscillation

Le cas de figure le plus basique est le genou mécanique déverrouillé sans contrôle de la phase d'oscillation. Il n'y a pas de contrôle de l'inertie du segment distal lors de la phase d'oscillation. Il en découle des compensations au niveau de la hanche et une extension non contrôlée du genou (« genou qui claque ») [32] pouvant être néfaste sur le long terme.

Les patients actifs ont des genoux avec un contrôle de cette phase d'oscillation. Le plus basique est un contrôle mécanique avec des amortisseurs en caoutchouc pour éviter les chocs en fin d'extension du genou et des rappels mécaniques (ressorts, élastiques) [66]. Ils sont pré réglés par l'appareilleur pour être efficaces à la cadence de marche de l'ATF. Ce sont des systèmes légers, fiables et simples d'utilisation mais qui n'offrent que peu de contrôle et une vitesse de marche lente.

Les patients avec une activité modérée ont plutôt un système à friction. La gestion de l'inertie du segment distal se fera par des forces de friction fixées au préalable par l'appareilleur. Ce système permet d'avoir un passage du pas plus physiologique. Il convient pour des vitesses de marche lentes sans possibilité d'aborder les pentes ou les terrains accidentés [66].

Les amputés ayant une activité plus soutenue s'orientent vers des systèmes pneumatiques ou hydrauliques [15]. Ces systèmes sont constitués d'un mécanisme de pistons et de valves dans lesquels, de l'air ou un fluide sous pression créent un couple de forces passif qui va contrôler le segment distal de la prothèse [66]. Les genoux pneumatiques sont confortables mais ne sont adaptés qu'à des vitesses de marche lentes à modérées. Les genoux hydrauliques sont plus fiables, plus dynamiques, mais moins confortables. Ils ont une adaptation plus fine pour des vitesses de marche modérées à élevées. Ces différences viennent du fait que l'air est un gaz, il est donc compressible. Pendant le cycle de marche, le gaz va être alternativement comprimé et *décomprimé*, provoquant un échauffement et, par conséquent, une perte d'énergie. A contrario, le liquide des genoux hydrauliques est incompressible. Il n'y aura alors

aucune perte d'énergie, permettant une meilleure adaptation pour des cadences plus élevées [67]. En revanche, il sera plus lourd, plus coûteux et trop réactif pour des patients peu actifs.

Enfin, les genoux « dernière génération » proposent un système magnéto-rhéologique. Schématiquement, l'articulation prothétique baigne dans un liquide chargé de particules magnétiques. La viscosité du liquide est adaptée suivant l'intensité du champ magnétique qui le traverse. Ce champ magnétique est calculé et délivré par un microprocesseur. C'est un système réservé aux patients très actifs [40].

### 5.2.3. Les exceptions

Les patients âgés ou peu actifs avec des pathologies associées ont à leur disposition les genoux à verrou. Ce mécanisme maintient le genou bloqué en extension aussi bien en phase d'appui qu'en phase d'oscillation, assurant stabilité et sécurité en toutes circonstances [6,50,53]. Toutefois, avec ce système, aucune adaptation de longueur prothétique n'est permise pour le passage du pas ; la boiterie est donc inéducable [6,50,53]. L'apprentissage pour ce type de genou est simple pour le patient (gestion du verrou, transfert,...) [15]. Mais, associé aux capacités physiques réduites de celui-ci, il ne permet qu'un périmètre de marche limité sur sol plat [50,53].

Pour les patients plus actifs, il y a les genoux à microprocesseurs. Nous leur consacrons entièrement la prochaine partie 5.2.4.

### 5.2.4. Les genoux à microprocesseurs

Contemporains au progrès de la technologie, ces genoux vont permettre un réglage précis par ordinateur, associé à une adaptation en temps réel pour le contrôle de la phase d'oscillation et plus ou moins de la phase d'appui. Le but est toujours de s'approcher au plus près d'une marche « normale » pour l'ATF [6,15,32,40,49]. Plusieurs capteurs sont placés au niveau du genou (capteur d'angle, de vitesse angulaire, capteur de pression, ...) pour recueillir un maximum d'informations sur les paramètres intrinsèques de la marche (vitesse de marche, cadence) et de l'environnement (dévers, obstacles,...). Ils les envoient ensuite à un microprocesseur pour qu'il les interprète et ajuste dans la foulée les résistances au niveau du genou [68–71]. Ils pourront en plus être équipés d'une assistance motorisée (ex : *Power Knee*® de Össur®) pour aider le patient dans les pentes ou les escaliers [32,40]. D'autres, comme le *Genium*® de Ottobock© ont des capteurs supplémentaires pour des réactions les plus « instinctives »

possibles (gyromètre pour mesurer la vitesse de rotation ou accéléromètre qui mesure les accélérations en translation) [40,71–73] .

Ces genoux sont proposés pour des personnes actives. Ils sont assez onéreux (ANNEXE VI), c'est pourquoi la H.A.S. a fixé certains critères d'attribution conditionnant le remboursement par la sécurité sociale. Les critères de prescription pour l'essai de ces genoux sont une vitesse de marche  $\geq 3$  km/h et un périmètre de marche continue  $> 500$  mètres. Après une période d'essai de 15 jours, où l'ATF suit « un protocole de rééducation adapté » [74–76], il pourra garder le genou à condition que ce dernier lui convienne et qu'il puisse répondre aux quatre nouveaux critères de la H.A.S. : un périmètre de marche en continu supérieur à 2 km, une vitesse de marche  $\geq 4$  km/h, descendre d'une pente supérieure à 15° et descendre des escaliers en pas alternés [55,74–76].

En France, seul trois genoux à microprocesseurs sont pris en charge par la sécurité sociale (pose et renouvellement tous les cinq ans) ; le *C-leg*® 3<sup>e</sup> génération d'OttoBock®, l'*Hybrid 1P360*® de Protéor® et le *RhéoKnee*® d'Össur® [55,56]. Leur « fiche technique » se trouvent en ANNEXE VII. Suivant les circonstances de l'amputation (accident avec tiers responsable), un relais financier peut être assuré par les assurances et des genoux plus performants peuvent être proposés au patient (*Genium*® ou *GeniumX3*® d'Ottobock®) (ANNEXE VII).

Un petit aparté est à faire concernant la « technologie *C-leg*® d'OttoBock® » [71]. Depuis 1997, le *C-leg*® a évolué en plusieurs générations apportant chacune son lot de progrès. Notre bibliographie concerne essentiellement des études sur la 3<sup>e</sup> génération de *C-leg*® et sur la 4<sup>e</sup> génération qui vient d'être commercialisée.

Beaucoup d'études se sont penchées sur ces genoux à microprocesseur pour objectiver leurs compétences, souvent en les comparant aux genoux sans microprocesseur. Selon la littérature que nous avons étudiée, ils vont permettre :

- Une marche moins coûteuse et plus performante pour l'ATF qu'avec un genou sans microprocesseur [6,15,49,77–80]. Cela passe, entre autre, par une amélioration de la symétrie au niveau des appuis [39,81,82] permettant une cinétique de la hanche plus proche de la normale [39]. Une marche plus stable et contrôlée qui, sur le long terme, diminue les risques de complications (arthrose, lombalgies de l'ATF,...) [39,82].

- Un meilleur contrôle de la prothèse pendant la P.O. et la P.A. avec des amortissements mieux dosés [64,81–83], ce qui permet à l'ATF d'avoir une marche plus rapide sur terrains plats et accidentés [49,78,80].

- Une amélioration de la rapidité et de l'efficacité dans la réalisation des actes de la vie quotidienne (A.V.Q.) [49,78,81].

- Une diminution de la « charge cognitive » [49,78]. Surtout étudiée sur le *C-leg*® 4<sup>e</sup> génération, cette notion est d'abord remise en cause par Heller et al. dans les années 2000 (sans grand niveau de preuve) [19] avant d'être reprise par Williams et al, en 2006 [18]. Cette dernière étude rappelle que la marche normale se fait sans réfléchir donc sans effort cognitif. Ce qui n'est pas le cas pour la marche prothétique. La perte de capteur sensoriel, la modification de schéma corporel, les capacités physiques diminuées,... sont autant de raisons qui forcent le sujet à se concentrer lors de sa marche. De surcroît, chaque A.V.Q. va se sur-rajouter à cette charge mentale. Les résultats ne montrent pas de différences objectives significatives sur la diminution de cette « charge cognitive ». Subjectivement, les patients décrivent avoir moins besoin de se concentrer sur leur marche avec le *C-leg*® par rapport à un genou sans microprocesseur [18]. Cet effet peut facilement être attribué aux différents capteurs connectés au microprocesseur qui « assistent » le patient. Il se sent plus en confiance ce qu'il peut interpréter comme une diminution de la charge cognitive, sans que cela ne soit réellement prouvé.

- Diminution du risque de chutes pour une amélioration de la sécurité du patient et de sa confiance en sa prothèse [49,65,77,78,80]. Les chutes sont omniprésentes chez l'amputé [84]. Elles n'en sont pas moins redoutées pour les risques physiques et psychologiques (la crainte, l'appréhension d'une nouvelle chute) qu'elles engendrent. Elles sont source d'une « autolimitation » dans les activités de l'amputé. Diminuer les chutes représente un moyen pour agir directement sur la qualité de vie de l'ATF [65]. Les études, essentiellement sur le *C-leg*® 3<sup>e</sup> génération, le décrivent comme sécuritaire, diminuant significativement les chutes et les pertes d'équilibre de l'ATF. Ce dernier en ressort plus confiant et plus efficace dans ses activités [25,26,65,78,84–87]. Highsmith et al. [65] ont démontré que c'est l'entrée somato-sensorielle que le *C-leg*® dynamise le plus, laissant les entrées visuelle et vestibulaire plus aptes à se concentrer sur une autre tâche (anticiper les obstacles, maintenir son équilibre lors d'une AVQ,..). Ces résultats sont à nuancer avec une étude de Meier et al. [88] qui montre une faiblesse du *C-leg*® 3<sup>e</sup> génération sur les sols déformables (ex : sol en mousse) où le genou a du mal à s'adapter et perd de sa sécurité. Cette étude montre l'importance d'un genou adapté au patient et aux situations qu'il rencontre le plus couramment [88].

- Une amélioration au niveau du bien-être et de la qualité de vie du sujet [49,88]. La majorité des études révèlent une satisfaction du sujet [26,49,88]. Cela le motive, lui fait reprendre confiance et favorise son intégration sociale [24,25]. Orrendurf, dans une revue de la littérature sur les genoux à microprocesseurs [81], modère ces propos en rapportant qu'actuellement, peu d'études de fort niveau de preuves montrent une amélioration de cette qualité de vie à hauteur du coût de ces genoux.

Ces genoux montrent donc beaucoup de qualités mais aussi quelques inconvénients (coût élevé, maintenance exigeante,...) [15]. La littérature et les rapports conduits par la H.A.S. sur les trois genoux à microprocesseur inscrits à la L.P.P. concluent cependant à un bénéfice pour la société et pour l'amputé [74-76]. Tout cela sous couvert d'une phrase présente dans tous ces rapports : « L'appareillage sera suivi d'un protocole de rééducation adapté au genou » [74-76].

## **6. LA REEDUCATION**

La rééducation suit la mise en place de l'appareillage avec un temps pré-prothétique puis un temps prothétique [62]. Pour ce mémoire, nous ne ciblons qu'un des objectifs de la rééducation ; la marche avec la prothèse. Nous aborderons néanmoins d'autres facettes essentielles pour la rééducation de la marche comme le renforcement, le travail de l'équilibre, l'éducation thérapeutique du patient (ETP)... Ce mémoire ne rentre pas dans les détails de la rééducation mais en propose une vue globale.

Cette rééducation est le fruit d'un travail pluridisciplinaire avec un traitement personnalisé pour le patient [1,6]. Elle est axée sur le fonctionnel et se rapproche le plus possible des situations qu'il rencontre au quotidien [23].

Dans la littérature, peu d'études se sont réellement penchées sur un traitement adapté à la prothèse portée par le patient [20]. D'ailleurs, la prise en charge réalisée dans les études est rarement détaillée. Pourtant, la H.A.S. préconise une rééducation adaptée au genou prothétique [74-76] et la pratique conforte l'idée qu'un appareillage personnalisé associé à une rééducation adaptée augmente les performances du patient [20].

### **6.1. Prise en charge commune à tous les types de genoux**

Une part de la rééducation est commune à tous les genoux. Elle va se découper en trois parties : acquérir les capacités physiques et psychologiques, les utiliser pour retrouver une marche la plus physiologique possible et maintenir les acquis au long terme. Les recommandations suivent cette logique en préconisant une rééducation précoce (renforcement musculaire, travail de l'équilibre, entretien de la

souplesse,...) associée à une éducation thérapeutique du patient, un entraînement à la marche prothétique puis un réentraînement à l'effort associé à une réinsertion de l'amputé [43,48,51,54].

#### 6.1.1. Acquérir les capacités physiques et psychologiques

Cette partie aborde cinq facettes de la rééducation, essentielles à la marche prothétique.

##### 6.1.1.1. Souplesse et liberté articulaire [6,17,43,51,54,63,82]

Cette partie est débutée dès le post-opératoire immédiat, l'amputé doit maintenir une bonne mobilité articulaire au niveau du membre résiduel, niveau du M.I. sains et des membres supérieurs. Pour la marche prothétique, le M.K. se concentrera surtout sur l'extension de hanche (importante pour le pas postérieur) mais aussi la flexion qui doit être suffisante pour assurer le passage du pas, le franchissement d'obstacle, la position assise, *etc.* Rishi et al. [17], se basant sur le « lower crossed syndrom concept » (décrit précédemment), démontrent que traiter les rétractions musculaires avant le renforcement permet un meilleur gain de force. En l'occurrence, il s'agit de l'étirement de l'Ilio-psoas et des spinaux pour ensuite renforcer les abdominaux et le grand fessier permettant plus de stabilité du bassin afin d'éviter les douleurs lombaires.

Pour ce faire, le MK réalisera des étirements, des mobilisations, des techniques de relâchement tissulaire. Le patient lui-même agira avec des cures de procubitus et des auto-étirements.

##### 6.1.1.2. Le renforcement musculaire [1,6,16,17,23,27,32,36,38,43,89,90]

Nous avons vu précédemment que l'ATF perd beaucoup au niveau musculaire après l'opération. Le renforcement est ainsi essentiel pour avoir une marche proche de la normale. Il doit intéresser l'ensemble du corps de l'amputé. Le grand fessier et les abducteurs de hanche du membre résiduel sont les plus sollicités lors de la marche. Ce sont également les plus abordés lors des études.

Nolan [90], dans un essai comparatif randomisé de forte puissance (score de 4 sur PEDro), démontre l'efficacité d'un programme de 10 semaines (2 séances par semaine) pour renforcer les fléchisseurs et extenseurs de hanche. Ce programme mêle un échauffement (20 minutes de vélo adapté), 5 à 10 minutes de travail de l'équilibre et de la coordination (travail sur plan instable, appui unipodal, transferts...), un renforcement musculaire à deux vitesses de mouvement (ANNEXE VIII) et 5 à 10 minutes d'étirements et de retour au calme. Il démontre une augmentation significative de la force lente et rapide, une diminution des asymétries entre M.I. sain et M.R., une diminution de la consommation en oxygène et un meilleur ressenti lors de la marche chez l'ATF. Ce programme convient bien pour des amputés de M.I. actifs.

Pauley et al. [16], dans un autre essai comparatif randomisé de forte puissance (avec un score de 7 sur PEDro), ont évalué un programme de renforcement des abducteurs de hanche pendant 8 semaines à raison de 2 séances par semaine. Composé d'un échauffement de 5 minutes (ergomètre à 60 cycles/min.) puis d'une séance d'isocinétisme des abducteurs de hanche avec 3 séries de 10 mouvements avec une charge basée sur la 10R.M. Les résultats montrent un gain de force, une meilleure sensation d'équilibre et une augmentation des capacités fonctionnelles du sujet. C'est un programme qui peut être associé à une prise en charge plus générale pour les personnes avec un fort déficit au niveau des abducteurs ou une boiterie persistante.

De manière générale, les exercices en chaîne fermée avec la prothèse et le travail orienté vers des activités fonctionnelles sont à privilégier. Par exemple, les exercices de poussée face au thérapeute avec la prothèse en arrière sont de très bons exercices pour le travail du grand fessier (ANNEXE IX, Figure 1).

#### 6.1.1.3. La reconstruction du schéma corporel [21,38,41,77]

Une bonne rééducation ne peut se faire sur une mauvaise base. Le schéma corporel de l'ATF doit être pris en charge tôt : massage et mobilisation du membre résiduel, travail du M.L. sain et de l'ensemble du corps. Ce schéma se structure par l'apprentissage et l'expérience sensorielle.

La méthode Feldenkrais est un bon exemple. Le patient débute par «la prise de conscience du mouvement ». Allongé, le M.K. l'oriente verbalement pour qu'il se concentre sur ses points d'appui, sur la position de ses membres et sur la contraction des différents muscles. Puis, il le guide dans des mouvements lents et amples pour stimuler les sensations kinesthésiques. Le deuxième temps est dit « l'intégration fonctionnelle » où, cette fois-ci, le thérapeute guide manuellement les mouvements du patient [91,92].

#### 6.1.1.4. Education et information du patient [1,6,7,15,38,51,54,93]

L'éducation thérapeutique va commencer dès le début de la prise en charge. Elle se fera sous forme d'un contrat écrit. Suite à un entretien avec le patient et un bilan de ses capacités, les objectifs seront fixés avec le thérapeute. Ils doivent correspondre aux projets de vie du patient, permettre de développer au maximum ses capacités et entretenir sa motivation. Le thérapeute sera vigilant de ne pas fixer d'objectifs irréalisables et devra les adapter si des événements exceptionnels viennent perturber la rééducation.

Au moment de la rééducation à la marche prothétique, l'ATF aura déjà des connaissances sur sa pathologie, sur les soins et sur les surveillances qu'il doit effectuer (hygiène, surveillance des points d'appuis, éviter les attitudes vicieuses,...). Le M.K. cible plutôt l'apprentissage sur la mise en place de la prothèse et sur les consignes d'entretien (hygiène stricte avec un savon neutre, éviter les chocs). Les différents composants de la prothèse (essentiellement le genou prothétique) et leur fonctionnement doivent être compris par le M.K. et expliqués au patient. Connaître les mécanismes permet au patient de se sentir plus en sécurité et de mieux se représenter les mouvements à effectuer.

Le patient doit être en mesure d'aider le MK en étant à l'écoute de son corps. Le thérapeute échange avec le patient sur la sensation d'une prothèse bien mise ou sur le ressenti post-effort. Cela va donner un référentiel à l'amputé pour qu'il puisse identifier toutes complications le plus tôt possible.

Dans tous les cas, le thérapeute ne doit pas oublier que la communication, verbale comme non verbale, influe directement sur la confiance et la motivation du patient.

#### 6.1.1.5. L'abord psychologique du patient [1,24,25,93]

Le kinésithérapeute, comme l'ensemble de l'équipe pluridisciplinaire, se doit d'être à l'écoute du patient : deuil du membre amputé, sentiment d'exclusion, fatigue, chutes... Autant de choses qui peuvent faire baisser la motivation du patient et sa confiance en lui. Il doit pouvoir « apprécier » son état émotionnel car il influence directement ses capacités. Dans un deuxième temps, il doit échanger avec le patient et faire le point régulièrement pour anticiper toute baisse de moral. Le M.K. pourra répondre à certaines inquiétudes du patient par l'éducation thérapeutique. Cependant, pour des souffrances psychologiques plus importantes, il doit rediriger l'amputé vers les personnes compétentes (médecin, psychologue). Bunce et Breakley [24] conseillent de présenter la rééducation au patient comme l'acquisition d'un « nouveau corps » plutôt qu'une réparation d'un corps mutilé ou incomplet. Enfin, la restitution progressive de l'autonomie associée à une réintégration sociale et professionnelle joue un rôle important sur la psychologie du patient. Et le M.K. en est un acteur principal.

#### 6.1.2. Utilisation de la prothèse

Pour débiter une séance, sauf indication contraire, il est préférable de commencer par l'utilisation de la prothèse. Le patient qui arrive en séance, d'autant plus s'il est en fauteuil roulant, n'a qu'une envie c'est de se tenir debout et de marcher. Le verticaliser et le faire travailler avec sa prothèse lui permettront d'avoir confiance en son appareillage, un point primordial de la rééducation [23,38,63]. Malgré tout, la surveillance du M.R. et de la prothèse reste une étape préliminaire obligatoire.

Nous allons développer, dans cette partie, les points essentiels pour arriver à une marche prothétique la plus adaptée au patient et à l'appareillage.

#### 6.1.2.1. Le transfert du poids du corps [23,29,33,41,51,61,89,94]

L'une des asymétries de l'A.T.F. la plus soulignée dans la littérature est la répartition inégale du poids du corps au niveau des membres inférieurs. C'est la première chose à travailler chez l'amputé.

Dès que le patient peut se verticaliser avec sa prothèse, le travail commence. D'abord à l'aide de rétrocontrôle : basculine, console Wii®, plateforme de posturologie. Puis la même chose les yeux fermés pour travailler les afférences proprioceptives. Nous passons ensuite à des exercices dynamiques comme le travail en fente avant, des pas chassés ou avec une marche où le sujet y place son MI sain. Nous utilisons aussi le hanché résisté : patient face à un appui, le MK l'encadre pour parer à tout déséquilibre et réalise une stimulation manuelle sur la face latérale de la hanche résiduelle pour que le patient transfère le poids de son corps sur la prothèse. Le but étant d'inciter l'appui sur le pied prothétique. Ce travail sera continué tout au long de l'évolution de la rééducation.

#### 6.1.2.2. Equilibre, proprioception et coordination [6,20,22,23,29,43,51,54,61,94]

Sans équilibre, l'amputé ne peut tenir debout. Sans coordination, chaque tâche du quotidien devient pénible à réaliser. Par l'amélioration de ces deux composantes, le sujet pourra constater directement les bénéfices sur son quotidien.

La rééducation débutera sur des phases de travail statiques. Le patient est verticalisé avec sa prothèse, entre les barres parallèles. Le M.K. commence par corriger son équilibre postural. Il insistera sur le contrôle du bassin qui doit être maîtrisé tout au long de la marche. Dans le plan sagittal, il est essentiel de diminuer l'antéversion en parallèle de la récupération articulaire en extension de hanche. Le MK amène l'amputé à déplacer son centre de gravité dans l'ensemble de son polygone de sustentation. Il utilise en progression des plans instables, provoque des déséquilibres, alterne les yeux ouverts et fermés pour le patient. Par ces exercices, il guide l'ATF aux limites de son équilibre. Viennent ensuite des exercices plus dynamiques pour contrôler la prothèse dans l'espace. Par exemple, le sujet est debout, il doit poser le pied prothétique sur plusieurs marques au sol autour de lui sur indication du M.K.

La proprioception doit être développée au maximum chez l'amputé. Une grande quantité d'exercices est possible avec l'amputé en variant plan stable et instable, déséquilibre intéroceptif et extéroceptif, ouverture ou fermeture des yeux ou encore la réalisation de plusieurs tâches en même temps...

L'équilibre, la proprioception et la coordination sont travaillées à chaque exercice de l'amputé (marche, transferts, A.V.Q, parcours d'obstacle...). Le rôle du M.K. est d'identifier les situations à risque, pour orienter ses exercices et amener progressivement le sujet vers cette situation. L'amputé va ainsi se constituer une « banque de données » lui permettant d'assurer sa sécurité dans un maximum de situations et d'augmenter son capital confiance.

#### 6.1.2.3. La marche avec la prothèse [1,6,20,23,29,38,41,43,48,51,54,61,94,95]

Une fois que le patient a assimilé les prérequis minimums pour aborder la marche (première étape de la rééducation), l'apprentissage commencera par le travail des différentes étapes du schéma de marche :

- L'attaque du pas prothétique : sur place, le patient amène son pied prothétique de l'arrière vers l'avant. Sur les conseils du M.K., il veille à la bonne longueur du pas. Lors de l'impact, il doit contracter son M.R. pour former un coussin contractile et amortir les chocs, ceci associé à une contraction du grand fessier pour verrouiller le genou prothétique et assurer la stabilité. Pour bien intégrer la contraction globale, le patient pourra au préalable l'expérimenter sur sa cuisse saine.

- Le maintien de l'appui unipodal lors de la phase d'appui : il est réalisé en grande partie par le moyen fessier. Nos exercices vont mêler travail de l'équilibre et stimulation du moyen fessier en statique. Pour le premier exemple, le patient est en unipodal face à une barre. Il tient l'équilibre unipodal et contracte son moyen fessier en « poussant » contre la paroi latérale de l'emboiture (ANNEXE IX, Figure 2). Ce travail du moyen fessier pourra être réalisé par l'intermédiaire de résistances, manuelles ou instrumentales, du M.K. (ANNEXE IX, Figure 3).

- Le déroulement du pas prothétique : les ischio-jambiers n'étant plus bi-articulaires, le déroulement est mené par le grand fessier. Il peut être simulé par le patient avec une balle ou un skateboard placé sous le pied prothétique.

- Le déverrouillage du genou prothétique : il y a une association du pas pelvien et d'une flexion du membre résiduel qui amènent le centre articulaire en avant de la ligne de charge (ANNEXE VI, Figure 2). Le pas pelvien est travaillé entre les barres parallèles. Le M.K. bloque le pied prothétique et réalise le mouvement « passivement » pour que le patient le ressente. Il cherche ensuite le mouvement actif en stimulant au niveau de l'épine iliaque antéro-supérieure (ANNEXE IX, Figure 4). En progression, il diminue le guidage extéroceptif en le plaçant plus à distance (ex : au niveau scapulaire) pour finir par mettre des résistances au mouvement (ANNEXE IX, Figure 5). La flexion du membre résiduel est la somme des contractions des fléchisseurs de hanche et des adducteurs. Le patient peut mimer une frappe dans un ballon pour intégrer le mouvement.

- Le contrôle de la prothèse lors de la phase d'oscillation : pour le passage du pas, nous travaillons la giration pelvienne en guidant le patient manuellement (ANNEXE IX, Figure 6). Nous y associons une flexion de hanche du côté prothétique. Cette phase dépend beaucoup du type de genou prothétique, nous le détaillerons par la suite. Pour tout type de genou, le thérapeute est vigilant à ce que le patient ne compense pas par une flexion plantaire du côté sain (« Vaulting »). Coûteux en énergie et disgracieux, il faut l'éviter dès le début [32,35].

L'intégration de ces séquences se fait par la répétition en statique suivie d'une mise en application dynamique dans un cycle de marche complet. A ce stade, le kinésithérapeute guide le patient oralement pour corriger ses défauts de marche. Il est vigilant à ne pas « noyer » le patient d'informations et à le laisser trouver sa propre stratégie de marche. Une fois le schéma de marche correct, nous cherchons avec le patient à avoir la marche la plus économique et symétrique possible. Nous travaillons la dissociation des ceintures et le balancement des bras pour rendre la marche plus dynamique (ANNEXE IX, Figure 7). La symétrie des pas peut être corrigée par la marche sur tapis de marche avec des marques au sol. Progressivement nous diminuons les aides techniques, augmentons le périmètre de marche et, si possible, la vitesse de marche.

## **6.2. Prise en charge en fonction du type de genou**

### **6.2.1. Les genoux mono-axiaux [29,61]**

Comme nous l'avons évoqué dans la partie sur l'appareillage, ce sont des genoux assez dynamiques mais peu sécuritaires. Pour assurer la stabilité en phase d'appui, l'ATF doit maintenir une contraction du grand fessier durant toute la phase d'appui pour garder le genou tendu. Le thérapeute accentue le travail de l'équilibre et le renforcement musculaire, surtout du grand fessier, pour que le patient ait un appui stable et qu'il ne se sente pas en danger. (c.f. titres 6.1.1.2. et 6.1.2.2.).

### **6.2.2. Les genoux poly-axiaux [29,61]**

Au-delà d'un appui plus facile à maintenir, ils suivront une rééducation assez classique. La grande particularité réside dans les genoux 5-7 axes. Ils ont l'avantage de pouvoir se verrouiller avec quelques degrés de flexion (« yielding »), leur permettant d'aborder les pentes légères ou les petits dévers rencontrés au quotidien. Le ressenti de ce « yielding » est abordé dans un premier temps en statique en bout de pente puis lors de la marche avec une légère descente ou un dévers (ANNEXE IX, Figure 8). Une fois intégré, l'idéal est d'aller marcher à l'extérieur et d'expérimenter cette pré-flexion sur des trottoirs en dévers ou sur des terrains avec une légère pente habituellement rencontrés par le sujet.

### 6.2.3. Les genoux à contrôle dynamique de la phase d'appui [20,29,61]

La particularité de la rééducation pour ces genoux réside dans le contrôle de l'amortissement lors de la phase d'appui. Normalement, le contrôle du genou en phase d'appui se fait par une contraction concentrique du grand fessier. Avec ces genoux, ce muscle produit une contraction excentrique pour contrôler la flexion du genou. Cela permet de descendre les pentes sans à-coup et les escaliers en pas alternés. Le M.K. sensibilise le patient à cet amortissement en le faisant descendre une pente légère sous couvert d'une rampe (ANNEXE IX, Figure 9). L'amputé ressent ainsi la résistance à la flexion et le « nouveau » type de travail à réaliser avec son grand fessier. Le travail se poursuivra sur terrain plat en demandant au patient de marcher « en canard » avec les genoux légèrement fléchis (ANNEXE IX, Figure 10). En progression nous faisons évoluer l'amputé sur des terrains mêlant terrains plats et différents types de pente.

Le contrôle de la phase d'appui est aussi fonction de la charge appliquée sur le genou. Le meilleur exemple est le genou à frein à friction. La charge appliquée va déterminer le verrouillage ou non du genou. Les exercices de transfert du poids du corps sur la prothèse seront donc plus minutieux et plus poussés pour que l'amputé développe un contrôle volontaire précis du chargement de la prothèse.

### 6.2.4. Les genoux à contrôle de la phase d'oscillation

Ce contrôle de la phase d'oscillation va dépendre des caractéristiques du genou et des réglages du prothésiste. Le kinésithérapeute n'a pas d'exercice différent suivant les différents mécanismes. Sa prise en charge suit les lignes classiques adaptées à un patient dynamique. Pour les réglages du genou, il apporte à l'appareilleur ses observations cliniques sur la marche du patient et le ressenti de ce dernier sur les séances.

### 6.2.5. Les genoux à verrou [29,61]

Les boîtiers, dues à la longueur fixe de la prothèse, devront être « encadrées » par le kinésithérapeute. Le « vaulting » sera à proscrire. Reste au patient l'option du fauchage ou d'une élévation du bassin homolatéral à la prothèse en phase d'oscillation. Deux situations qui surmènent le carré des lombes. Le M.K. le soulagera en séances (massage, étirement, techniques de relâchement tissulaire,...). Il apprendra également au patient les techniques d'auto-étirement de ce muscle.

### 6.2.6. Les genoux à microprocesseur [29,42,61,94,96]

Ces genoux regroupent les spécificités des genoux à contrôle dynamique de la phase d'appui et ceux à contrôle de la phase d'oscillation (c.f. 6.2.3. et 6.2.4.). Beaucoup plus instinctifs qu'un genou

sans microprocesseur, ils permettent d'aborder un grand nombre de situations lors de la rééducation : escaliers, montée et descente de pente, terrain accidenté, changement de vitesse lors de la marche... ; le M.K. doit montrer à l'amputé toutes les capacités de son genou pour qu'il les utilise au quotidien.

Pour le patient, la plus grande différence entre chaque genou à microprocesseur se trouve dans son ressenti. C'est vraiment en testant chacun d'eux qu'il va sentir lequel lui convient le mieux. Dans tous les cas, Highsmith et al. [96] soulignent qu'il faut laisser le temps à l'amputé de s'accommoder à son genou. Et c'est souvent le manque de temps d'adaptation qui limite les résultats dans les études des genoux à microprocesseur.

## 7. DISCUSSION

La lecture de la littérature retenue est résumée dans le tableau ANNEXE X. Il présente chaque article en donnant son auteur, son titre, son année de publication, son pays d'origine, son niveau de preuve et son score PEDro et de quel type de document il s'agit. Pour les études, il indique également le type d'étude et ses objectifs.

Ce tableau permet une vue globale sur notre travail de lecture. Les articles y sont classés par « thème » suivant un code couleur : « amputation et biomécanique de l'amputé », « marche physiologique », « appareillage et genoux prothétiques », « rééducation » ou « multi-thème ». Cela permet au lecteur qui désire approfondir une partie du mémoire de repérer rapidement les articles qui nous ont inspirés pour les lire ou former le point de départ d'une recherche bibliographique plus poussée sur le sujet.

### 7.1. La rééducation de l'amputé dans la littérature

Il est important de noter la difficulté d'avoir des résultats significatifs et des informations sur le long terme lors d'études sur les amputés. Il est donc compliqué d'en tirer des conclusions extrapolables à l'ensemble de la population d'amputés. Orendurff [81] apporte une première partie d'explication en disant que le patient amputé doit évoluer avec de nombreuses comorbidités et doit fréquemment interrompre sa rééducation. Le nombre de patient moyen inclus dans les études d'amputés est donc nettement inférieur au nombre de patient moyen inclus dans les autres études en rééducation. De plus, la population d'amputés étudiée est composée de sujets actifs. Ils sont un « type » de patiente loin d'être majoritairement rencontrée dans la pratique quotidienne.

Une des idées premières de ce mémoire était de rassembler un maximum d'articles développant la rééducation des amputés fémoraux en fonction de l'appareillage mis en place. Mais, à la lecture, nous nous sommes rendu compte de la difficulté d'établir une prise en charge basée sur l'E.B.P. [2]. La plupart du temps, les documents traitant de la rééducation de l'amputé répondent à deux extrêmes :

- les recommandations ou « guidelines » [1,51,54] avec un niveau de preuve élevé. Elles expliquent clairement les objectifs pour l'ensemble de la rééducation mais elles sont très théoriques et manquent d'aspect pratique.

- les études de cas : issues de la littérature grise ou d'article de revue, elles ont l'avantage d'être très pratiques en décrivant précisément les exercices utilisés pour un patient précis. Le problème pour un travail aussi ciblé est son faible niveau de preuve. De plus, les techniques présentées ne sont souvent valables que pour un type de patient et pour un seul moment de la rééducation.

Le juste milieu devrait se trouver dans les essais comparatifs, si possible randomisés pour avoir un bon niveau de preuve. Mais les résultats sont là encore limités. Bien souvent les mesures sont faites dans un cadre expérimental qui n'est jamais totalement identique au quotidien du patient. De plus, dans les études comparant les performances et les caractéristiques des différents genoux que nous avons étudiés, les protocoles de rééducation sont rarement décrits.

Le lecteur se doit d'être vigilant à la population étudiée. Le meilleur exemple est celui d'une étude de Rau et al. [97]. Cette étude évalue l'efficacité d'un programme de rééducation court et intensif par rapport à un programme classique de prise en charge d'ATF. C'est un essai comparatif randomisé de forte puissance (n=58) avec un fort niveau de preuve scientifique (score PEDro de 6 et niveau de preuve 1). Le protocole y est plus précisément décrit mais la population étudiée ne correspond pas à la population française. L'étude porte sur une population locale (Birmans) de mineurs avec une culture, un mode de vie et un environnement totalement différents de ce qu'on peut rencontrer en France. Il est donc difficile malgré une étude de bonne qualité de puissance élevée de l'extrapoler à la population qui nous intéresse.

Tout l'enjeu pour le thérapeute est de concilier la théorie issue d'un champ expérimental ainsi que son expérience pratique et celle tirée des études et des cas cliniques [2]. Van Twillert et al. [2] appelle cela « l'evidence informed practice » et c'est dans le prolongement de ce concept que nous avons réalisé ce mémoire.

Nous avons décidé de développer l'amputé et l'appareillage pour étoffer les connaissances théoriques du M.K. Puis nous avons réalisé une synthèse de quelques situations de rééducation axée sur la marche en fonction de chaque paramètre du genou prothétique pour enrichir l'expérience pratique

issue de la littérature. Il reste au lecteur d'y associer son expérience pratique, passée et future, dans la prise en charge d'amputés.

## 7.2. Rééducation de l'amputé fémoral au cœur de l'innovation

L'appareillage des personnes amputées évolue sans cesse aux vues des nouvelles technologies. Même si les genoux rencontrés le plus souvent en rééducation restent les plus basiques, le thérapeute doit se tenir au courant des innovations à venir.

La tendance actuelle chez les fabricants de prothèses est de reproduire le genou qui sera le plus proche possible du genou physiologique. Certains fabricants vont même plus loin en essayant de suppléer la perte musculaire par des unités motorisées dans le genou (*Power Knee* de *Össur®*). Plus récemment, les études se penchent sur des genoux avec un système de restitution d'énergie [37]. Partant du principe que la marche est cyclique alternant travail freinateur et propulsion, l'objectif est d'accumuler l'énergie lors des travaux freinateurs pour le redistribuer et aider l'ATF lors de la propulsion.

Ces innovations n'influent pas beaucoup pour le travail du M.K. Elles vont permettre à l'amputé d'acquérir un niveau de capacités supérieur mais elles n'apportent pas de « nouvelles techniques » pour la rééducation si ce n'est d'insister sur la correction du schéma de marche. Mais le progrès ne s'arrête pas là. D'autres études se penchent sur la conception de prothèse myoélectriques pour le membre inférieur. Le genou pourrait être contrôlé directement par les contractions musculaires du membre résiduel. Des électrodes placées sur certains muscles ou loges musculaires capteraient les contractions (via des électromyogrammes) pour mouvoir le genou en décharge ou modifier le « mode de fonctionnement » du genou (fait habituellement via une télécommande pour sélectionner des réglages préenregistrés différents selon l'activité du sujet) [98]. Au niveau de la rééducation, le thérapeute se doit donc de travailler les contractions dissociées des différentes loges musculaires et ce nouveau mode de contrôle de la prothèse.

Ce concept de contrôle myoélectrique est beaucoup étudié. Hargrove et al. [99] présentent une étude où des ATF doivent mobiliser un membre inférieur virtuel affiché sur un écran. Des capteurs d'électromyogramme sont placés sur les différents muscles du membre résiduel et reliés à un programme de réalité virtuelle. Les résultats montrent qu'après un temps d'apprentissage, les patients arrivent à contrôler le genou et la cheville virtuels. [99]. D'autres études expérimentent également l'emploi de ses

systemes à réalité virtuelle dans la rééducation actuelle. Le but est d'améliorer le retour sensoriel (« feedback ») et le schéma corporel du patient pour, in fine, diminuer les asymétries à la marche [100].

Les résultats de ses études sont prometteurs et en faveur du développement de ces technologies [98–100]. Mais ces études sont à interpréter avec beaucoup de précaution car leur niveau de preuve est faible (cas cliniques ou séries de quelques cas) et les résultats comprennent encore des biais non négligeables.

### **7.3. Les difficultés rencontrées dans ce mémoire**

Le sujet amputé et sa rééducation sont des domaines très vastes. Prétendre les traiter entièrement en un seul mémoire serait totalement utopique. C'est pourquoi nous avons dû faire quelques compromis pour cibler notre travail.

Nous avons tout d'abord fait le choix de traiter les sujets sans complications. Bien sûr, dans la pratique, très peu d'amputés sont dans ce cas. Mais traiter chaque spécificité propre à chacune des complications n'est pas réalisable dans un mémoire. C'est pourquoi nous avons travaillé sur « l'amputé parfait » pour donner un plan de base de la rééducation qui sera à adapter suivant les spécificités cliniques de chaque patient.

Concernant notre recherche bibliographique. Nous avons pris le parti d'avoir une stratégie de recherche uniforme pour chaque base de données. Nous avons utilisé les mêmes mots clefs, à quelques exceptions près. Dans le cadre de cette initiation à la revue de la littérature, cette méthode permet de garder une ligne directrice et une méthode aussi scientifique que possible tout au long de notre travail. Nous sommes conscients que cela a certainement limité quelques peu nos recherches. Réaliser une recherche avec des mots clefs définis en fonction des bases de données ou en fonction de chaque « thème » aurait permis d'apporter une richesse à cet écrit. Ces méthodes demandent une certaine expérience pour être réalisées correctement.

Enfin, nous n'avons pas pu développer toutes les situations de rééducation espérées en raison des consignes concernant le nombre de pages limites pour ce travail. Des situations comme le travail des chutes et des relevés de chutes ou toute la partie sur le réentraînement à l'effort nécessaire pour perdurer les acquis d'une bonne rééducation n'ont pas pu être développés. Pourtant, notre recherche littéraire a fait ressortir de bonnes idées en soulignant l'impact du genou prothétique dans ce réentraînement à l'effort.

## 8. CONCLUSION

La richesse dans la prise en charge d'amputé est la diversité des patients. Chaque prise en charge est singulière car chaque amputé est différent. L'abord du patient se fait suivant la cause de l'amputation, la chirurgie effectuée et son retentissement sur la biomécanique du patient. Notre mémoire donne les notions de base sur ces parties pour relever les principales déficiences présentes dans la littérature et leur incidence sur le quotidien du patient. Bien sûr, cette liste est loin d'être exhaustive, d'autant plus que nous développons peu le devenir post-opératoire du patient et les complications possibles. Le premier rôle du M.K. est d'identifier les déficiences propres au patient, aussi bien celles abordées dans ce travail que toutes les autres, d'en définir, si possible, leurs causes et leurs retentissements vis-à-vis du projet de vie de l'ATF. Le but est d'avoir un bilan diagnostique kinésithérapique et des objectifs qui coïncident avec le patient.

Dans ce travail, nous avons abordé les grandes notions d'appareillage et développé les genoux prothétiques. Il serait intéressant, dans un travail futur, d'étudier l'influence des kinésithérapeutes dans les prescriptions de ses genoux.

En proposant à certain patients des genoux normalement prévu pour un K-level supérieur, certaines études démontrent qu'ils en tirent des bénéfices tels que l'amélioration lors des AVQ, des transferts... [26,81]. Le rapport coût / bénéfice pour le patient n'est positif que pour les patients les plus actifs, ayant le plus de « potentiel ». C'est ici que le rôle du kinésithérapeute prend toute son importance dans le processus d'appareillage. Il suit l'évolution des patients et fait partie des intervenants les plus à même de définir le profil de chaque patient. Associée à une bonne connaissance des genoux prothétiques, il aura les éléments pour conseiller au mieux le patient et le médecin prescripteur.

Ce travail montre combien la rééducation de l'amputé doit être globale et diversifiée. L'adapter en fonction du genou prothétique est une manière de la cibler et de l'enrichir. Cependant, une revue de la littérature comme la nôtre reste théorique. Comparer ces méthodes issues de la littérature à celles réellement faites en pratique serait un travail intéressant à réaliser à la suite de ce mémoire. Il se placerait alors comme le point de départ d'un travail visant, à fournir aux professionnels un récapitulatif de la rééducation de l'amputé, ayant pour but de les aider à avoir une prise en charge individualisée et efficace.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] Broomhead P, Dawes D, Hancock A, Unia P, Blundell A, Davies V. Clinical guidelines for the pre and post operative physiotherapy management of adults with lower limb amputation | The Chartered Society of Physiotherapy 2006.
- [2] van Twillert S, Geertzen J, Hemminga T, Postema K, Lettinga A. Reconsidering evidence-based practice in prosthetic rehabilitation: a shared enterprise. *Prosthet Orthot Int* 2013;37:203–11.
- [3] Le MeSH bilingue anglais - français. In INSERM. [En ligne] [Page consultée le 11 Janvier 2016] < <http://mesh.inserm.fr/mesh/>>.
- [4] Gottschalk FA, Stills M. The biomechanics of trans-femoral amputation. *Prosthet Orthot Int* 1994;18:12–17.
- [5] Gedda M. Traduction française des lignes directrices PRISMA pour l'écriture et la lecture des revues systématiques et des méta-analyses. *Kinésithérapie Rev* 2015;15:39–44.
- [6] Smith DG, Michael JW, Bowker JH, editors. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies*. 3 edition. Rosemont, IL: Amer Academy of Orthopaedic; 2004.
- [7] Menager D. Amputations du membre inférieur et appareillage. *Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés), Appareil locomoteur, 15-896-A-10, Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation, 26-170-B-15, 2002, 14p-*
- [8] Goujon H. *Analyse de la marche de l'amputé fémoral*. 2006. 217 p. Thèse ENSAM, Paris
- [9] Berthel M, Ehrler S. Aspects épidémiologiques de l'amputation de membre inférieur en france. *Kinésithérapie Sci* 2010;5–8.
- [10] Andres J. *Les amputés en chiffres : Approches épidémiologiques des amputations des membres*. COFEMER 2006.
- [11] Dap. *Bases chirurgicales de l'amputation*. COFEMER 2009.
- [12] Gottschalk F. Die Biomechanik von Oberschenkel-Amputationen. *ORTHOPADIE Tech* 2006;57:164.
- [13] Smith DG. Surgery and Postoperative Care. *inMotion* 2004;vol 14:66–70.
- [14] Camilleri A, Larivière JY, Anract P, Missenard G, Ménager D. Amputations et désarticulations des membres : Membre inférieur. *Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés), Techniques chirurgicales - Orthopédie-Traumatologie, 44-109, 2000, 27 p.*
- [15] Robinson V, Sansam K, Hirst L, Neumann V. Major lower limb amputation – what, why and how to achieve the best results. *Orthop Trauma* 2010;24:276–85.
- [16] Pauley T, Devlin M, Madan-Sharma P. A single-blind, Cross-over trial of hip abductor strength training to improve timed up & go performance in patients with unilateral, transfemoral amputation. *J Rehabil Med* 2014;46:264–70.

- [17] Rishi LK, Kumar S, Lahiri S, Sharma VP. IMPORTANCE OF ILIOPSOAS AND ERECTOR SPINAE MUSCLES IN PREDICTING THE FUNCTIONAL COMPETENCE OF TRANSFEMORAL AMPUTEES. *Int J Physiother Res* 2014;2:681–88.
- [18] Williams RM, Turner AP, Orendurff M, Segal AD, Klute GK, Pecoraro J, et al. Does having a computerized prosthetic knee influence cognitive performance during amputee walking? *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:989–94.
- [19] Heller BW, Datta D, Howitt J. A pilot study comparing the cognitive demand of walking for transfemoral amputees using the Intelligent Prosthesis with that using conventionally damped knees. *Clin Rehabil* 2000;14:518–22.
- [20] De Roy K. Techniques de rééducation des amputés transfémoraux en utilisant des pieds prothétiques avec restitution d'énergie. *Lett Médecine Phys Réadapt* 2009;25:175–181.
- [21] Bourgade Q. SCHÉMA CORPOREL CHEZ UN PATIENT AMPUTÉ. 2013. 51 p. Mémoire pour l'obtention du DE de Masseur-Kinésithérapeute. IFMK ORLEANS.
- [22] Gaunaud I, Gailey R, Hafner BJ, Gomez-Marin O, Kirk-Sanchez N. Postural asymmetries in transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Int* 2011;35:171–80.
- [23] Maubrun J. PRISE EN CHARGE D'UN JEUNE PATIENT, AMPUTÉ FÉMORAL, APPAREILLÉ D'UN GENOU RHEO®. 2013. 29 p. Mémoire pour l'obtention du DE de Masseur-Kinésithérapeute. IFMK BERCK-SUR-MER.
- [24] Bunce DJ, Breakey JW. The impact of C-Leg® on the physical and psychological adjustment to transfemoral amputation. *JPO J Prosthet Orthot* 2007;19:7–14.
- [25] Swanson E, Stube J, Edman P. Function and body image levels in individuals with transfemoral amputations using the C-Leg®. *JPO J Prosthet Orthot* 2005;17:80–84.
- [26] Hafner BJ, Smith DG. Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee joint control. *J Rehabil Res Dev* 2009;46:417–33.
- [27] Rietman JS, Postema K, Geertzen JHB. Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions. *Prosthet Orthot Int* 2002;26:50–57.
- [28] Dujardin F, Tobenas-Dujardin A-C, Weber J. Anatomie et physiologie de la marche, de la position assise et debout. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris) - Appareil Locomoteur, 14-010-A-10, 2009.
- [29] Cristina M-C, Fraudet B, Colleaux A, Fillonneau D, Brugalais L, Loussot D. Rééducation de l'amputé fémoral en fonction du type de genou prothétique. *Lett Médecine Phys Réadapt* 2010;26:118–127.
- [30] Schaarschmidt M, Lipfert SW, Meier-Gratz C, Scholle H-C, Seyfarth A. Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Hum Mov Sci* 2012;31:907–17.
- [31] Bossier G, Martinet N, Rumilly E, Paysant J, André J-M. Le réentraînement à l'effort chez l'amputé de membre inférieur. *Ann. Réadapt. Médecine Phys.*, vol. 51, Elsevier; 2008, p. 50–56.

- [32] Villa C. Analyse de la marche des personnes amputées de membre inférieur en situations contraignantes de la vie courante. 2014. 211p. Thèse ENSAM, Paris.
- [33] Gautier-Gagnon C, Gravel D, St-Amand H, Murie C, Goyette M. Changes in ground reaction forces during prosthetic training of people with transfemoral amputation. *JPO J Prosthet Orthot* 2000;72-6.
- [34] Goujon H, Sapin E, Fodé P, Lavaste F. 3D motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. *J Biomech* 2006;39, Supplement 1:S118.
- [35] Drevelle X, Villa C, Bonnet X, Loiret I, Fodé P, Pillet H. Vaulting quantification during level walking of transfemoral amputees. *Clin Biomech Bristol Avon* 2014;29:679-83.
- [36] Cerqueira ASO de, Yamaguti EY, Mochizuki L, Amadio AC, Serrão JC. Ground reaction force and electromyographic activity of transfemoral amputee gait: a case series. *Rev Bras Cineantropometria Desempenho Hum* 2013;15:16-26.
- [37] van den Bogert AJ, Samozov S, Davis BL, Smith WA. Modeling and optimal control of an energy-storing prosthetic knee. *J Biomech Eng* 2012;134:51007.
- [38] Lamandé F, Dupré J-C, Baudin O, Cécile F, Frison V, Mangin C. Rééducation de la personne amputée de membre inférieur. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Kinésithérapie - Médecine Physique - Réadaptation, 26-270-A-10, 2011.
- [39] Kaufman KR, Frittoli S, Frigo CA. Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Clin Biomech Bristol Avon* 2012;27:460-5.
- [40] Azoulay D, Fode P, Cazorla C, Kouvtanovitch J, Sautreuil P, Fillonneau D. Caractéristiques techniques des genoux prothétiques. *Lett Médecine Phys Réadapt* 2010;26:110-7.
- [41] Michel A-J. Techniques innovantes dans la prise en charge d'un amputé fémoral traumatique. 2011, 30p. Mémoire pour l'obtention du DE Masseur-Kinésithérapeute : ILFMK Nancy.
- [42] Chin T, Sawamura S, Fujita H, Nakajima S, Ojima I, Oyabu H, et al. Effect of endurance training program based on anaerobic threshold (AT) for lower limb amputees. *J Rehabil Res Dev* 2001;38:7-12.
- [43] Esquenazi A, DiGiacomo R. Rehabilitation After Amputation. *J Am Podiatr Med Assoc* 2001;91:13-22.
- [44] 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.
- [45] Highsmith MJ, Kahle JT, Bongiorno DR, Sutton BS, Groer S, Kaufman KR. Safety, energy efficiency, and cost efficacy of the C-Leg for transfemoral amputees: A review of the literature. *Prosthet Orthot Int* 2010;34:362-77.
- [46] Burger H, Kuželički J, Marinček Č. Transition from sitting to standing after trans-femoral amputation. *Prosthet Orthot Int* 2005;29:139-151.

- [47] Schmalz T, Blumentritt S, Marx B. Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees. *Gait Posture* 2007;25:267–78.
- [48] Preud'homme M, Popielarz S, Thevenon A. Réadaptation fonctionnelle et appareillage de l'amputé de membre inférieur d'origine vasculaire. *EMC - Cardiologie* 2015;10(1):1-6 [Article 11-754-A-10]
- [49] Sawers AB, Hafner BJ. Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: A systematic review. *JPO J Prosthet Orthot* 2013;25:P4–P40.
- [50] Kannenberg A. Considérations biomécaniques et fondées sur des preuves dans le choix d'un genou prothétique mécanique 2013.
- [51] London R office: TCS of P 14 BR, us W 4ED +4420 7306 6666 E. Evidence Based Clinical Guidelines for the Physiotherapy Management of Adults with Lower Limb Prostheses. Chart Soc Physiother n.d. Available from: <http://www.csp.org.uk/publications/evidence-based-clinical-guidelines-physiotherapy-management-adults-lower-limb-prosthese> [Cited 2016 March 15].
- [52] Clinical guidelines for the pre and post-operative physiotherapy management of adults with lower limb amputation. Chart Soc Physiother n.d. Available from: <http://bacpar.csp.org.uk/publications/clinical-guidelines-pre-post-operative-physiotherapy-management-adults-lower-li> [Cited 2016 March 15].
- [53] Martinet N. Les amputés de cuisse : emboiture et genoux COFEMER 2009.
- [54] Rehabilitation of Lower Limb Amputation (2008) - VA/DoD Clinical Practice Guidelines n.d. <http://www.healthquality.va.gov/guidelines/rehab/amp/> (accessed January 9, 2016).
- [55] Darmon. Législation et prothèses du membre inférieur. *KS 2010;Kinésithérapie Scientifique*: 33–9.
- [56] ameli.fr - Liste des produits et prestations (LPP). [Cited 2016 March 12]. <<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>>
- [57] K-Levels | American Academy of Orthotists & Prosthetists [En ligne] [cited 2016 April 10] <[http://www.oandp.org/olc/course\\_extended\\_content.asp?frmCourseId=ACA066EC-443A-4822-822C-89BC1CBD684E&frmTermId=k-levels](http://www.oandp.org/olc/course_extended_content.asp?frmCourseId=ACA066EC-443A-4822-822C-89BC1CBD684E&frmTermId=k-levels)>
- [58] Mobility grades | Otto Bock Health Care n.d. [En ligne] [cited 2016 March 12]. <[http://professionals.ottobock-export.com/cps/rde/xchg/ottobock\\_export\\_en/hs.xsl/230.html](http://professionals.ottobock-export.com/cps/rde/xchg/ottobock_export_en/hs.xsl/230.html)>
- [59] Ménager D. L'appareillage de la personne amputée de membre inférieur. *KS 2010;Kinésithérapie Scientifique*:33–9.
- [60] Spiral | Wiki - Appareillage pour amputés fémoraux [En ligne] [Cited 2016 March 9]. <<http://campus-mpr.univ-lyon1.fr/webapp/wiki/wiki.html?id=1608645#sectionText1608660>>
- [61] Paillet L. L'AMPUTE FEMORAL : QUELLE REEDUCATION POUR QUEL GENOU. 2012. 40p. Mémoire de DU Appareillage des handicapés moteur : Nancy.

- [62] Loiret I. Calendrier d'appareillage et objectifs et moyens de la rééducation de l'amputé de membre inférieur COFEMER 2011.
- [63] Silver-Thorn MB, Glaister CL. Functional Stability of Transfemoral Amputee Gait Using the 3R80 and Total Knee 2000 Prosthetic Knee Units: *JPO J Prosthet Orthot* 2009;21:18–31.
- [64] Kaufman KR, Frittoli S, Frigo CA. Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Clin Biomech Bristol Avon* 2012;27:460–5.
- [65] Highsmith MJ, Kahle JT, Bongiorno DR, Sutton BS, Groer S, Kaufman KR. Safety, energy efficiency, and cost efficacy of the C-Leg for transfemoral amputees: A review of the literature. *Prosthet Orthot Int* 2010;34:362–77.
- [66] Furse A, Cleghorn W, Andrysek J. Improving the gait performance of non-fluid-based swing-phase control mechanisms in transfemoral prostheses. *IEEE Trans Biomed Eng* 2011;58.
- [67] Sapin E, Goujon H, De Almeida F, Fodé P, Lavaste F. Functional gait analysis of trans-femoral amputees using two different single-axis prosthetic knees with hydraulic swing-phase control: Kinematic and kinetic comparison of two prosthetic knees. *Prosthet Orthot Int* 2008;32:201–218.
- [68] C-leg - Orthoffice [En ligne] [Cited 2016 March 16].  
<<http://www.orthoffice.com/recherche/14544-c-leg.html>>
- [69] Genou Hybrid 1P360 / 1P360-KD - Orthoffice [En ligne] [Cited 2016 March 16]  
<<http://www.orthoffice.com/recherche/20088/>>
- [70] RHEO KNEE - Orthoffice [En ligne] [Cited 2016 March 16]  
<<http://www.orthoffice.com/recherche/19794/>>
- [71] Catalogues— Ottobock [En ligne] [Cited 2016 March 16]  
<<http://www.ottobock.fr/professionnels/catalogues.html>>
- [72] Genium - Orthoffice [En ligne] [Cited 2016 March 16]  
<<http://www.orthoffice.com/recherche/20000-genium.html>>
- [73] Lura DJ, Wernke MM, Carey SL, Kahle JT, Miro RM, Highsmith MJ. Differences in knee flexion between the Genium and C-Leg microprocessor knees while walking on level ground and ramps. *Clin Biomech Bristol Avon* 2015;30:175–81.
- [74] HAS. - 3C100 C-LEG - Avis de la CNEDiMTS. [Internet] 2014 [cited 2016 January 14].  
Avalable from: [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/evamed/CEPP-4711\\_3C100%20C-LEG\\_07\\_octobre\\_2014\\_%284711%29\\_avis.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/evamed/CEPP-4711_3C100%20C-LEG_07_octobre_2014_%284711%29_avis.pdf)
- [75] H.A.S. RHEO KNEE Avis de la CNEDiMTS [Internet] 2011 [Cited 2016 March 16] Avialable from: [http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c\\_1045964/fr/rheo-knee-22-mars-2011-2370-avis](http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_1045964/fr/rheo-knee-22-mars-2011-2370-avis)
- [76] HAS - HYBRID 1P360 - Avis de la CNEDiMTS. [Internet] 2013 [cited 2016 January 14].  
Avalable from: [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2013-03/hybrid\\_1p360\\_12\\_mars\\_2013\\_4368\\_avis.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2013-03/hybrid_1p360_12_mars_2013_4368_avis.pdf)
- [77] Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S. Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints. *Arch Phys Med Rehabil* 2010;91:644–52.

- [78] Kaufman KR, Levine JA, Brey RH, McCrady SK, Padgett DJ, Joyner MJ. Energy expenditure and activity of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:1380–1385.
- [79] Meier MR, Hansen AH, Gard SA, McFadyen AK. Obstacle course: users' maneuverability and movement efficiency when using Otto Bock C-Leg, Otto Bock 3R60, and CaTech SNS prosthetic knee joints. *J Rehabil Res Dev* 2012;49:583–96.
- [80] Segal AD, Orendurff MS, Klute GK, McDowell ML, Pecoraro JA, Shofer J, et al. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. *J Rehabil Res Dev* 2006;43:857–70.
- [81] Orendurff MS. Literature Review of Published Research Investigating Microprocessor-Controlled Prosthetic Knees: 2010–2012. *JPO J Prosthet Orthot* 2013;25:P41–P46.
- [82] Eberly VJ, Mulroy SJ, Gronley JK, Perry J, Yule WJ, Burnfield JM. Impact of a stance phase microprocessor-controlled knee prosthesis on level walking in lower functioning individuals with a transfemoral amputation. *Prosthet Orthot Int* 2014;38:447–55.
- [83] Uchytíl J, Jandacka D, Zahradník D, Farana R, Janura M. Temporal–spatial parameters of gait in transfemoral amputees: Comparison of bionic and mechanically passive knee joints. *Prosthet Orthot Int* 2013;309364613492789.
- [84] Kahle JT, Highsmith MJ, Hubbard SL. Comparison of nonmicroprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference. *J Rehabil Res Dev* 2008;45:1–14.
- [85] Highsmith MJ, Kahle JT, Shepard NT, Kaufman KR. THE EFFECT OF THE C-LEG KNEE PROSTHESIS ON SENSORY DEPENDENCY AND FALLS DURING SENSORY ORGANIZATION TESTING. *Technol Innov* 2014;2013:343–7.
- [86] Kaufman KR, Levine JA, Brey RH, Iverson BK, McCrady SK, Padgett DJ, et al. Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait Posture* 2007;26:489–93.
- [87] Hafner BJ, Willingham LL, Buell NC, Allyn KJ, Smith DG. Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:207–17.
- [88] Meier MR, Hansen AH, Gard SA, McFadyen AK. Obstacle course: users' maneuverability and movement efficiency when using Otto Bock C-Leg, Otto Bock 3R60, and CaTech SNS prosthetic knee joints. *J Rehabil Res Dev* 2012;49:583–96.
- [89] Chardon, Desnoyers, Gilardin, Trotel. La rééducation des personnes amputées. *KS* 2010;Kinésithérapie Scientifique:25–31.
- [90] Nolan L. A training programme to improve hip strength in persons with lower limb amputation. *J Rehabil Med* 2012;44:241–8.
- [91] Grégy M. La méthode Feldenkrais au sein de la pratique du masseur-kinésithérapeute. 2015. 30p. Mémoire pour l'obtention du DE Masseur-Kinésithérapeute : ILFMK Nancy.

- [92] Feldenkrais France | Bienvenue [En ligne] [Cited 2016 March 28] <<http://www.feldenkrais-france.org/>>
- [93] Sjö Dahl C, Gard G, Jarnlo G-B. Transfemoral amputees' experiences of the first meeting and subsequent interactions with hospital staff. *Disabil Rehabil* 2008;30:1192–1203.
- [94] Dupuis L. PRISE EN CHARGE D'UN JEUNE PATIENT AMPUTÉ FÉMORAL ET MISE EN PLACE D'UN GENOU PROTHÉTIQUE GÉRÉ PAR MICROPROCESSEUR. 2014. 30p. Mémoire pour l'obtention du DE Masseur-Kinésithérapeute. IFMK BERCK-SUR-MER.
- [95] Doumeau S. PRISE EN CHARGE MASSO-KINESITHERAPIQUE D'UN PATIENT AMPUTE FEMORAL SUITE A UNE THROMBOSE SUR ANEVRISSME POPLITE. 2005. 30p. Mémoire pour l'obtention du DE Masseur-Kinésithérapeute. IFMK BERCK-SUR-MER.
- [96] Highsmith MJ. Microprocessor knees: Considerations for accommodation and training. *JPO J Prosthet Orthot* 2013;25:P60–P64.
- [97] Rau B, Bonvin F, De Bie R. Short-term effect of physiotherapy rehabilitation on functional performance of lower limb amputees. *Prosthet Orthot Int* 2007;31:258–270.
- [98] Ha KH, Varol HA, Goldfarb M. Volitional control of a prosthetic knee using surface electromyography. *IEEE Trans Biomed Eng* 2011;58:144–51.
- [99] Hargrove LJ, Simon AM, Lipschutz RD, Finucane SB, Kuiken TA. Real-time myoelectric control of knee and ankle motions for transfemoral amputees. *JAMA* 2011;305:1542–1544.
- [100] Darter BJ, Wilken JM. Gait Training With Virtual Reality–Based Real-Time Feedback: Improving Gait Performance Following Transfemoral Amputation. *Phys Ther* 2011;91:1385–94.

# ANNEXES

**Annexe I :** Tableau récapitulatif des recherches bibliographiques

**Annexe II :** Diagramme de flux inspiré des lignes directrices P.R.I.S.M.A.

**Annexe III :** Arbre décisionnel pour la cotation du niveau de preuve des articles lus en intégralités

**Annexe IV :** Schéma de l'ostéomyoplastie

**Annexe V :** Cotation du « K-Level »

**Annexe VI :** Stabilisation géométrique des genoux prothétiques

**Annexe VII :** Fiches techniques des genoux à microprocesseur

**Annexe VIII :** Protocole de renforcement des extenseurs et fléchisseurs de hanche selon Nolan

**Annexe IX :** Représentation des exercices de rééducation pour l'apprentissage de l'utilisation de la prothèse

**Annexe X :** Tableau récapitulatif de la lecture des articles

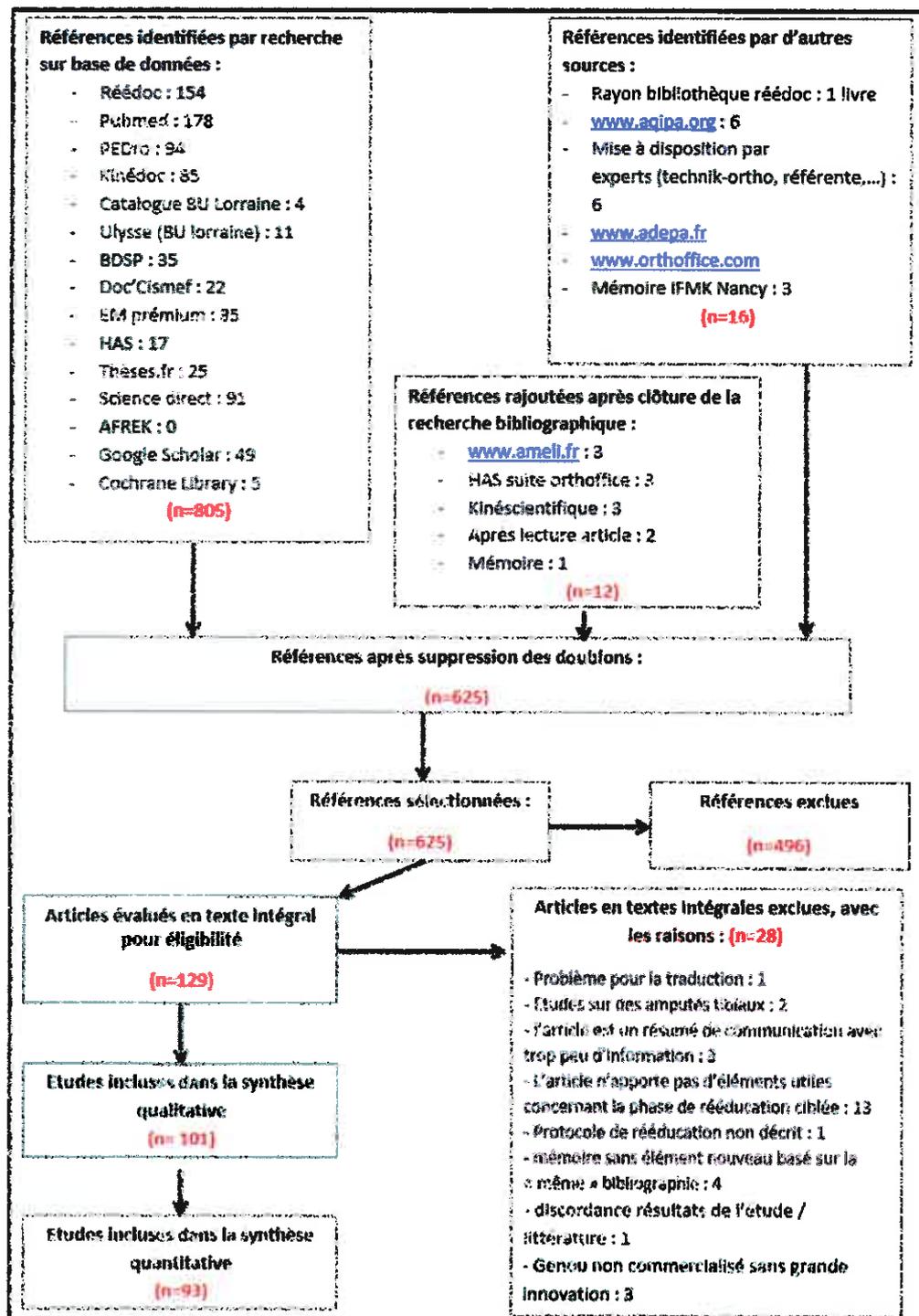
**ANNEXE I : Tableau récapitulatif des recherches bibliographiques**

<b>Base de donnée / source</b>	<b>Consulté le</b>	<b>Méthode de recherche / Mots clefs utilisés</b>	<b>Articles trouvés</b>	<b>Nombre d'article retenu</b>
<b>RÉÉDOC</b>	06/08/15	Recherche via le thésaurus de Réédoc :		
		- EB 31 : amputation tranfemorale	111	30
		- EC161 : Confection / prothèse du Membre Inférieur (parution ≥ 2000)	43	1
		Recherche au rayon amputation/amputé en bibliothèque	1 (Livre)	1
<b>Pubmed</b>	02-03/09/15	- « transfemoral amputee AND rehabilitation AND prosthetic knee »	61	21
		+ article repéré dans « similar articles »	1	1
		« transfemoral amputee AND prosthetic knee NOT Osseointegrated NOT knee disarticulation »	74	9
	05/11/15	« ("Amputees/rehabilitation"[Mesh]) AND "Knee Prosthesis"[Mesh] »	42	3
<b>PEDro</b>	04/09/15	- "Rehabilitation AND transfemoral AND amputee AND prosthetic knee	3	1
		- « rehabilitation AND transfemoral amputee »	4	1
		- « Amputee AND prosthetic knee »	8	0
		- « Amput* »	79	3
<b>Kinédoc</b>	04/09/15	« amputé fémoral, rééducation » entre 2000 et 2015, accessible en ligne	85	8
<b>B.D.S.P.</b>	04/09/15	- « amputé fémoral AND rééducation » de 2000 à 2015 mode « un ou plusieurs mots »	6	0
		- « amputé fémoral AND prothèse genou » de 2000 à 2015 mode « un ou plusieurs mots »	29	0

<b>Mémoires ILMK Nancy</b>	04/09/15	Choix parmi les mémoires après 2000	3	3
<b>Doc'Cismef</b>	04/09/15	- « amputé fémoral » - « amputé » + lien vers <a href="http://www.aqipa.org/developpement-professionnel/articles-scientifiques/physiotherapie.aspx">http://www.aqipa.org/developpement-professionnel/articles-scientifiques/physiotherapie.aspx</a>	1 21	1 5
<a href="http://www.aqipa.org">http://www.aqipa.org</a>			6	2
<b>EM-Premium</b>	12/09/2015	- « + rehabilitation + (transfemoral amputee), dans Tout le texte, depuis 2000 » - « +amputee + (prosthetic knee) dans, Tout le texte, depuis 2000 » - « (+ (amputé fémoral) +rééducation) dans Tout le texte, depuis 2000, dans tous les traités EMC du site »	7 6 22	1 0 5
<b>H.A.S.</b>	12/09/15	"amputé fémoraux" et "rééducation" après 01/2000	17	0
<b>Thèse.fr</b>	12/09/15	- « amputation fémoral » - « marche amputé »	4 21	1 1
<b>Catalogue de la BU de Lorraine</b>	12/09/15	- « amputé fémoral » et « rééducation »	4	1
<b>Ulysse</b>	12/09/15	- « transfemoral amputee » AND « physiotherapy »	11	1
<b>Science Direct</b>	12/09/15	- « transfemoral amputee » AND « reeducation »	27	2
	13/09/15	- « amputee and (prosthetic knee) »	5	1
	07/11/15	- « amput* transfémorale »	59	2
<b>Mise à disposition par des experts</b>	18/09/15	- Appareilleur (Technik-ortho) - Kinésithérapeute I.R.R.	4 2	4 2

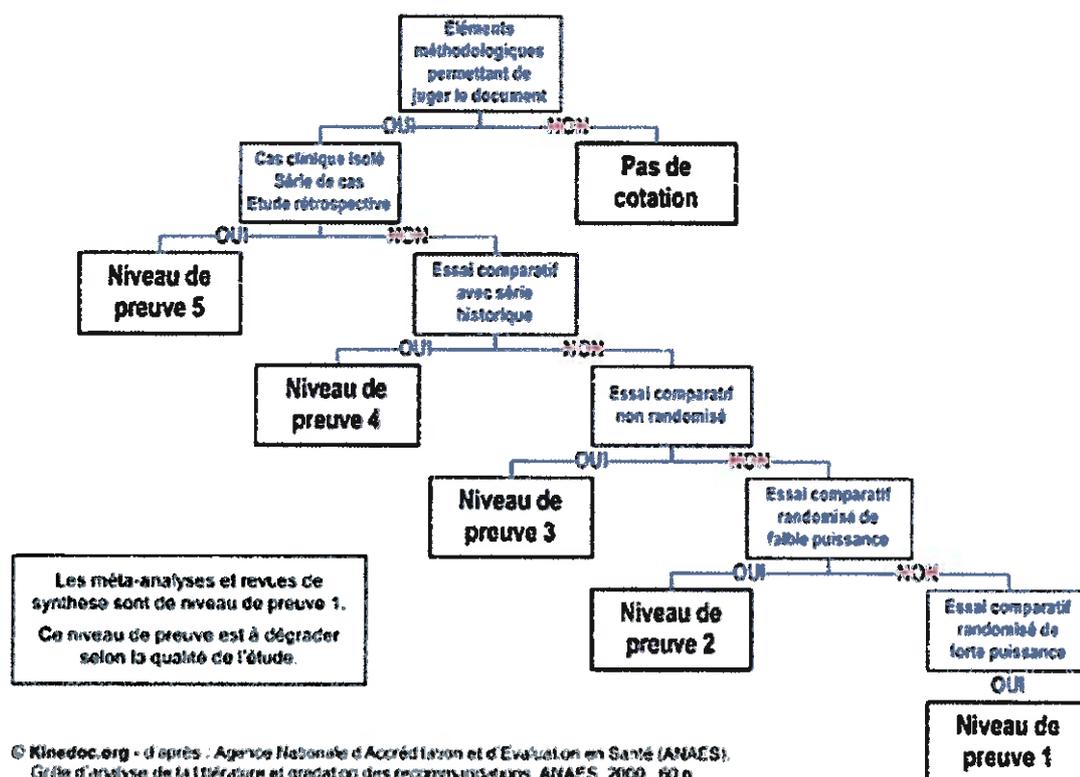
<b>AFREK</b>	22/09/15	- thésaurus du site	xxx	0
<b>Google Scholar</b>	22/09/15	"transfemoral amputee" AND « rééducation » – osseointegrated (de 2000 à 2015, sans citation)	49	6
<b>Cochrane Library</b>	09/11/15	- « transfemoral amput*»	3	0
		- « amput* réhabilitation »	2	0
<b>Documents ajoutés hors de la période de recherche bibliographique</b>				
<b>www.ameli.fr</b>	18/11/15	xxx	3	3
<b>www.orthoffice.com</b>	09/12/15	Liens vers document de la H.A.S pour genoux à microprocesseur.	3	3
<b>KinéScientifique</b>	09/12/15	- « amputé »	3	3
<b>Bibliographie d'article lu</b>	24/12/15 09/01/16	xxx	2	2
<b>TOTAL</b>	XXX	XXX	<b>832</b>	<b>128</b>

## ANNEXE II : Diagramme de flux, inspiré des lignes directrices P.R.I.S.M.A



Source : Gedda M. Traduction française des lignes directrices PRISMA pour l'écriture et la lecture des revues systématiques et des méta-analyses. Kinésithérapie Rev. janv 2015;15(157):39-44

**ANNEXE III : Arbre décisionnel pour la cotation du niveau de preuve des articles lus en intégralités**



Face au nombre restreint de sujet participant aux études sur les amputés fémoraux, nous avons arbitrairement décidé de considérer, pour un nombre de sujet n :

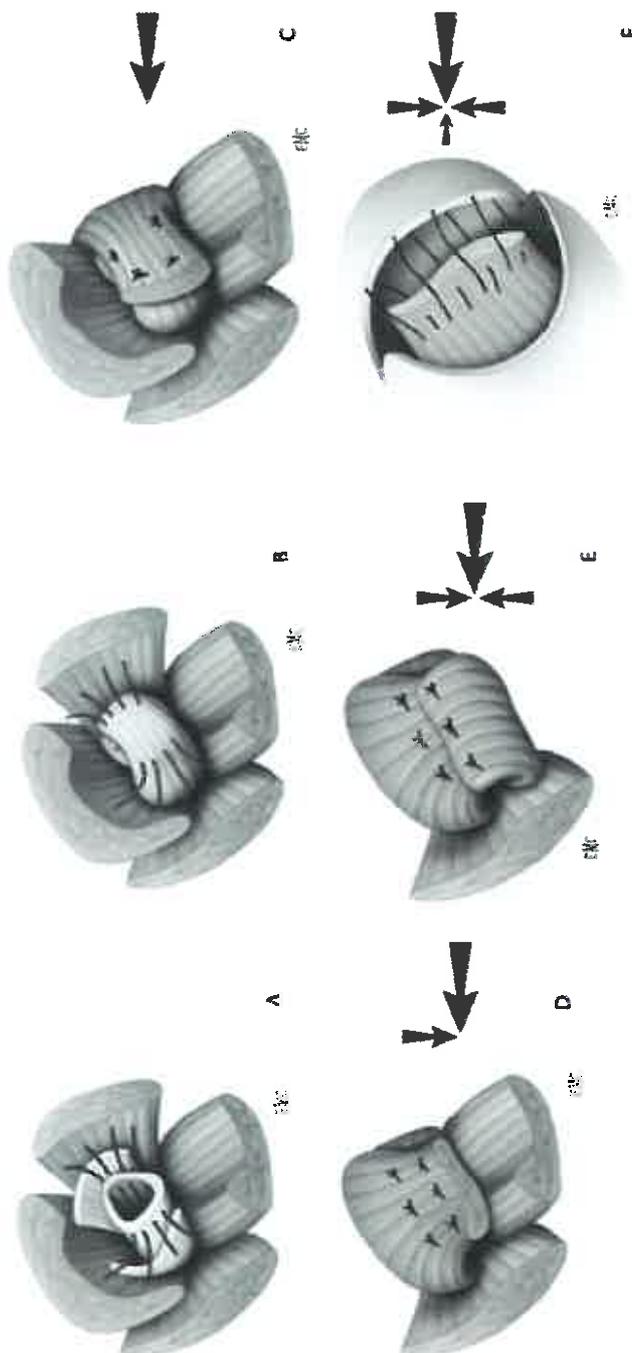
- faible puissance :  $n < 15$
- forte puissance :  $n \geq 15$

**Sources :**

- Recommandations aux auteurs, Soumission d'un article original à Kinésithérapie, la revue [Internet]. 2013. Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/revue/KINE/presentation/kinesitherapie-la-revue>
- HAS. Guide d'analyse de la littérature et gradation des recommandations [Internet]. [cité 31 mars 2016]. Disponible sur: [http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c\\_434715/fr/guide-d-analyse-de-la-litterature-et-gradation-des-recommandations](http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_434715/fr/guide-d-analyse-de-la-litterature-et-gradation-des-recommandations)

## ANNEXE IV : Schéma de l'ostéomyoplastie

Ce schéma image l'ostéomyoplastie pour le tiers distal du fémur mais il en est de même pour le tiers moyen.



Amputation transmédioclavaire du tiers distal : valées sagittales. Les différentes étapes de la myoplastie. La détermination des flèches schématisse l'importance de la force appliquée sur chaque groupe musculaire.

A. L'extrémité fémorale est préparée. Les trois transosseux sont réalisés et les fils non réversibles passés et bloqués en alternance.  
 B. Les deux lambeaux musculaires pénètrent successivement l'extrémité fémorale et sont chaque sur les fils en alternance.

C. Le moignon est en adduction maximale. Le tendon de l'adducteur majeur est ancré sous forte tension, puis fixé par les points transosseux. Quelques points complémentaires antérieurs et postérieurs complètent la myoplastie.

D. La hanche est en extension et le quadriceps indirectement tendu est fixé à son tour.  
 E. Les muscles ischiofémoraux équilibrent la tension appliquée au quadriceps afin de maintenir la hanche en extension.  
 F. Le fascia lata est rapproché et suturé à l'aponeurose sous-cutanée.

**Source :** Camilleri A, Anract P, Missenard G, Larivière JY et Ménager D. Amputation et désarticulation des membres. Membre inférieur. Encycl Méd Chir (Edition Scientifique et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés), Techniques chirurgicales – Orthopédie-Traumatologie, 44-109, 2000, 27p.

### ANNEXE V : Cotation du « K-level »

K-Level	Description	Genou prothétique prit en charge	Pied / cheville prothétique prit en charge
K0	Le patient n'a pas la capacité ou le potentiel de déambuler ou de réaliser des transferts en toute sécurité avec ou sans assistance et une prothèse ne favorise pas sa qualité de vie ou de mobilité.	Aucun, patient non éligible pour une prothèse	Aucun, patient non éligible pour une prothèse
K1	Le patient a la capacité ou le potentiel d'utiliser une prothèse pour les transferts ou la marche sur surfaces planes à cadences fixes.	Genou mono-axial avec système à friction	Quille externes Pied SACH avec cheville mono-axiale
K2	Le patient a la capacité ou le potentiel pour marcher et de franchir des barrières environnementales de bas niveau comme les trottoirs, quelques escaliers ou des surfaces inégales	Genou mono-axial avec système à friction	Pied à quille flexible avec cheville poly-axiale
K3	Le patient a la capacité ou le potentiel de marcher à cadence variable et de franchir la plupart des obstacles environnementaux. Il peut avoir une activité professionnelle ou thérapeutique ou de loisir qui exige l'utilisation de la prothèse au-delà de la simple déambulation	Genoux contrôlés par unités hydraulique ou pneumatique	Pied à restitution d'énergie et pied flexible avec cheville poly-axiale
K4	Le patient a la capacité ou le potentiel de déambuler avec sa prothèse qui dépasse les compétences de base de la marche exigeant une utilisation soutenue de la prothèse (adultes actif, enfant ou athlète)	Tous les systèmes de genoux prothétiques	Tous les systèmes de pieds et chevilles prothétiques

Source: traduction de:

K-Levels | American Academy of Orthotists & Prosthetists [Internet]. Disponible sur:  
[http://www.oandp.org/olc/course\\_extended\\_content.asp?frmCourseId=ACA066EC-443A-4822-822C-89BC1CBD684E&frmTermId=k-levels](http://www.oandp.org/olc/course_extended_content.asp?frmCourseId=ACA066EC-443A-4822-822C-89BC1CBD684E&frmTermId=k-levels)

## ANNEXE VI : Stabilisation géométrique des genoux prothétiques

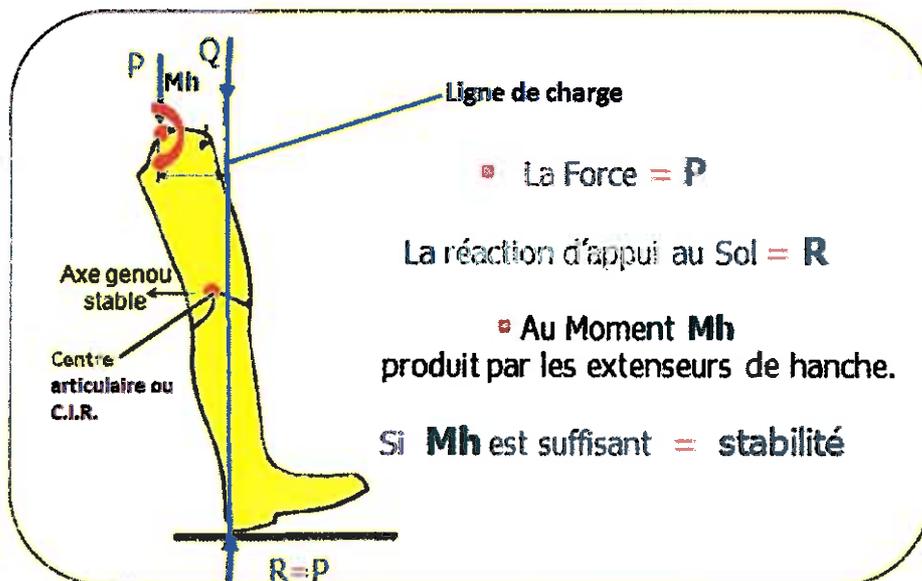


Figure 1 : Verrouillage géométrique du genou prothétique

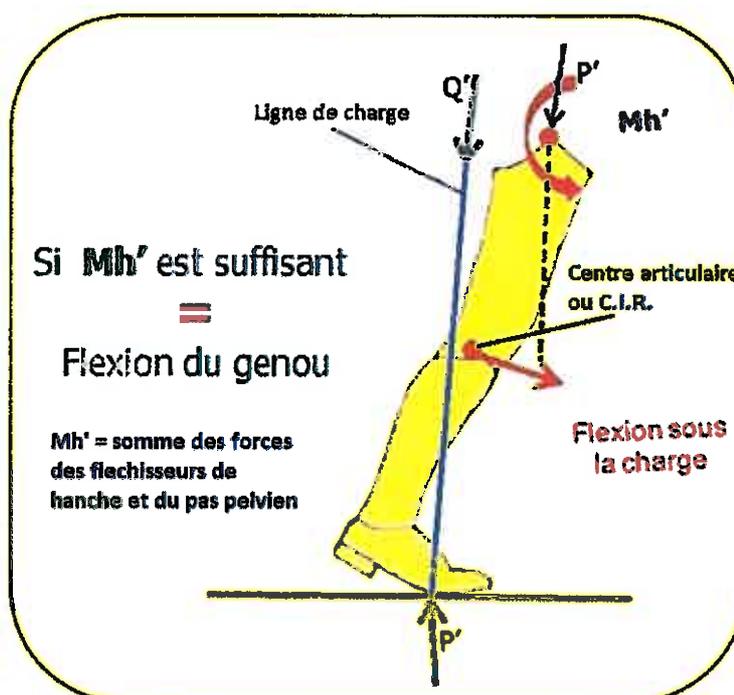


Figure 2 : déverrouillage du genou prothétique

Source : Azoulay D, Fode P, Cazorla C, Kouvtanovitch J, Sautreuil P, Fillonneau D. Caractéristiques techniques des genoux prothétiques. Lett Médecine Phys Réadapt. 29 juill 2010;26(3):110-7.

## **ANNEXE VII : Fiches techniques des genoux à microprocesseur**

L'ensemble de ces genoux vont permettre au patient d'aborder les escaliers en pas alternés, les pentes et vont permettre une marche performante aussi bien au niveau quantitatif que qualitatif.

*Hybrid 1P360® de PROTEOR®*



- **Stabilisation géométrique** : Mono- axial
- **Contrôle de la phase d'appui** : unité hydraulique avec un système de détection de force pour avoir un contrôle dynamique lors de l'appui contrôlé par microprocesseur
- **Contrôle de la phase d'oscillation** : unité pneumatique sous contrôle d'un microprocesseur
- **Spécificité du genou** : système M.R.S. (« Mechanism reaction force sensing) qui permet de coupler les deux systèmes hydraulique et pneumatique pour une bonne transition entre les phases d'appui et d'oscillations
- **Amplitude articulaire** : flexion de 140°
- **Poids du genou** : 1300g
- **Prix** : 15 030,84€ (2014)
- **Prise en charge par la sécurité sociale** : inscrit à L.P.P. (Liste des produits et des prestations remboursables). Destiné aux amputés à activité moyenne à élevée (K3-K4).  
Garanti 2 ans.



- **Stabilisation géométrique** : Mono- axial
- **Contrôle de la phase d'appui** : magnéto-rhéologique contrôlé par un microprocesseur.
- **Contrôle de la phase d'oscillation** : idem que la phase d'appui
- **Spécificité du genou** : utilisation de la technologie magnéto-rhéologique. Le microprocesseur gère en fonction des retours des différents capteurs l'intensité du champ magnétique qui traverse l'articulation pour déterminer les résistances.
- **Amplitude articulaire** : flexion de 120°
- **Poids du genou** : 1500g
- **Prix** : 16 265,52 € (2014)
- **Prise en charge par la sécurité sociale** : inscrit à L.P.P. (Liste des produits et des prestations remboursables). Destiné aux amputés à activité moyenne à élevée (K3-K4).  
Garanti 5 ans.

C-LEG® 3<sup>e</sup> génération d'OTTOBOCK®



- **Stabilisation géométrique** : Mono- axial
- **Contrôle de la phase d'appui** : unité hydraulique avec contrôle dynamique de la phase d'appui contrôlé par microprocesseur
- **Contrôle de la phase d'oscillation** : unité hydraulique contrôlée par microprocesseur
- **Spécificité du genou** : Présence d'une fonction « anti-chute » avec stabilisation automatique du genou lors des trébuchements. Genou à microprocesseur réputé pour être très sécuritaire pour le patient.

Il a été dérivé pour des personnes avec des capacités plus limitées avec le *C-leg Compact®* où la phase d'appui n'est pas contrôlée par microprocesseur.

- **Amplitude articulaire** : flexion de 125°
- **Poids du genou** : 1100g
- **Prix** : 16 601,52 € (2014)
- **Prise en charge par la sécurité sociale** : inscrit à L.P.P. (Liste des produits et des prestations remboursables). Destiné aux amputés à activité moyenne à élevée (K3-K4).  
Garanti 5 ans.

## GENIUM® d'OTTOBOCK®



- **Stabilisation géométrique** : Mono- axial
- **Contrôle de la phase d'appui** : unité hydraulique avec contrôle dynamique de la phase d'appui contrôlé par microprocesseur
- **Contrôle de la phase d'oscillation** : unité hydraulique contrôlé par microprocesseur
- **Spécificité du genou** : ils possèdent des capteurs supplémentaires par rapport aux autres genoux à microprocesseurs (gyroscope, accéléromètre, capteur angulaire). Le constructeur le décrit comme plus réactif à l'environnement et plus proche de la physiologie.  
Il a récemment subi une évolution en avec le *GENIUM X3*® qui reprend les bases du *GENIUM*® avec en plus un mode course et une résistance à l'eau et à la corrosion.
- **Amplitude articulaire** : flexion de 135°
- **Poids du genou** : 1400g
- **Prix** : //////////////
- **Prise en charge par la sécurité sociale** : non inscrit à L.P.P. donc non remboursable.

### Sources :

- <http://www.orthoffice.com/>
- <http://www.has-sante.fr>
- <http://www.ameli.fr/professionnels-de-sante/directeurs-d-etablissements-de-sante/codage/liste-des-produits-et-prestations-lpp/index.php>
- Bellmann M, Schmalz T, Blumentritt S. Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints. Arch Phys Med Rehabil. avr 2010;91(4):644-52
- <http://www.ottobock.fr/professionnels/>
- <http://www.ossur.fr/>

**ANNEXE VIII : Protocole de renforcement des extenseurs et fléchisseurs de hanche**  
**selon Nolan**

- ❖ **Position du thérapeute :** Le praticien est là pour encadrer verbalement le patient et veiller à la bonne réalisation des mouvements. Il va également adapter l'évolution de la charge en fonction du ressenti du patient
- ❖ **Position du patient :** unipodal alternativement sur les membres inférieurs sains et sur la prothèse.
- ❖ **Charge :** La charge est attachée distalement sur le membre en suspension. Pour les séries lentes elle est basée sur la 10RM. Pour les séries rapides, le patient prend un poids plus léger pour réaliser 15 mouvements rapides.
- ❖ **Mouvement :**
  - Pour la flexion le patient amènera la cuisse parallèle au sol.
  - Pour l'extension, il ira le plus possible en extension sans compensation au niveau du bassin.

Le travail s'effectuera à vitesse lente (60°/sec.) et à vitesse rapide (120°/sec.).

- ❖ **Posologie :** Le protocole va se découper en deux temps :
  - les deux premières semaines : 2 x 10 mouvements lents, et 2 x 15 mouvements rapides sur chaque jambe.
  - de la troisième à la dixième semaine : 3 x 10 mouvements lents, et 3 x 15 mouvements rapides sur chaque jambe.

**Source:** Nolan L. A training programme to improve hip strength in persons with lower limb amputation. J Rehabil Med. mars 2012;44(3):241-8.

**ANNEXE IX : Représentation des exercices de rééducation pour l'apprentissage de l'utilisation de la prothèse**



Figure 1 : renforcement du grand fessier du membre résiduel en charge



Figure 2 : Travail du moyen fessier dans l'emboiture pour le maintien de l'appui unipodal.



Figure 3 : Travail en charge du moyen fessier contre résistances

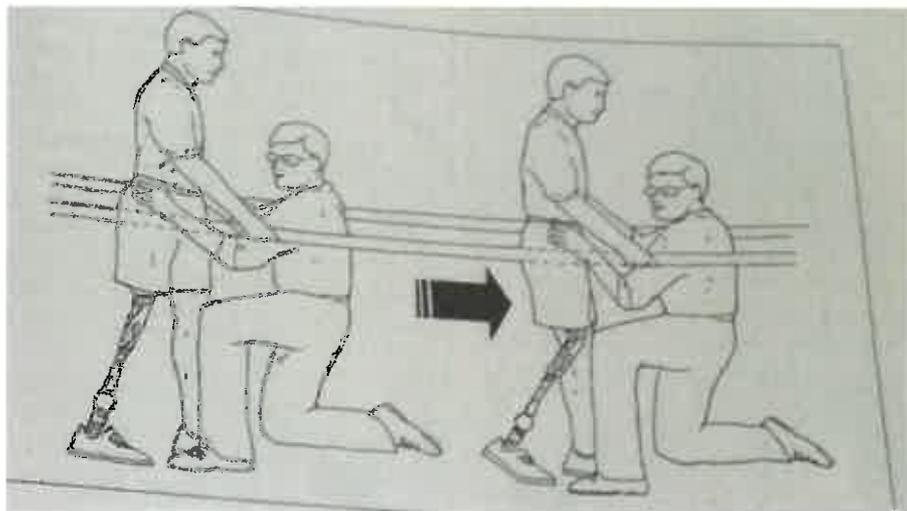


Figure 4 : Travail de dérouillage du genou



Figure 5 : Pas pelviens guidés par des résistances

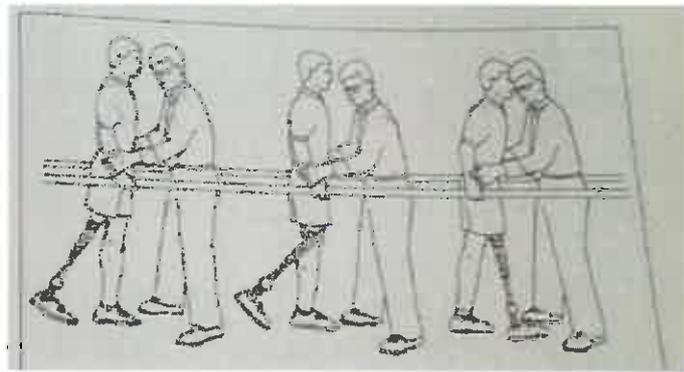


Figure 6 : apprentissage de la giration pelvienne lors de la phase d'oscillation

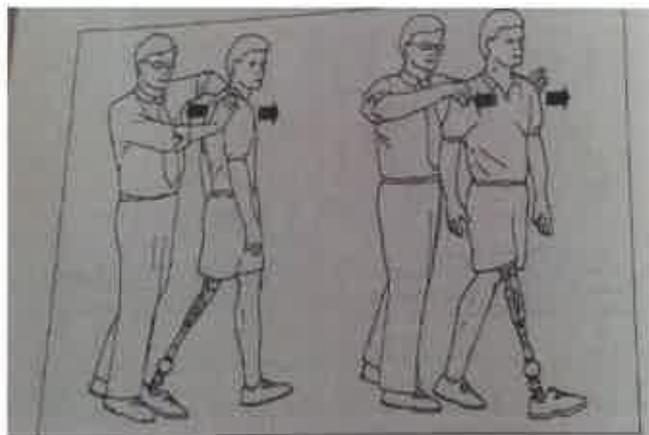


Figure 7 : travail de la dissociation des ceintures



Figure 8 : Ressenti du « Yelding » avec un genou 5-7 axes.



Figure 9 : Ressenti du contrôle dynamique de la phase d'appui en pente



Figure 10 : « marche en canard » pour ressentir le contrôle dynamique de la phase d'appui sur terrain plat

**Sources :**

- Paillet L. L'AMPUTE FEMORAL : QUELLE REEDUCATION POUR QUEL GENOU ? 2012. 40 p. Mémoire de DU : Appareillage des handicapés moteur : Université de Lorraine
- De Roy K. Techniques de rééducation des amputés transfémoraux en utilisant des pieds prothétiques avec restitution d'énergie. Lett Médecine Phys Réadapt. 2009;25(4):175-81.
- Smith DG, Michael JW, Bowker JH, éditeurs. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies. 3 édition. Rosemont, IL: Amer Academy of Orthopaedic; 2004. 965 p.
- Cristina M-C, Fraudet B, Colleaux A, Fillonneau D, Brugalais L, Lousnot D. Rééducation de l'amputé fémoral en fonction du type de genou prothétique. Lett Médecine Phys Réadapt. 2010;26(3):118-27

## ANNEXE X : Tableau récapitulatif de la lecture des articles sélectionnés

### Légende / Code couleur :

- Vert clair : amputation / biomécanique et marche de l'amputé

- Violet : appareillage et genoux prothétiques

- Orange : rééducation

- Bleu clair : marche physiologique

- Noir : mixte

- Surigné en rouge : articles lus en texte intégral exclus

- Surigné en vert : tous autres articles de référence pour notre club

- N.C. = Non Cotable

- N.E. = Non Evaluable

- A.T.F. = Amputé Transfémoral

→ Pour la cotation des articles, se référer à l'ANNEXE III.

Auteur	Titre	Année publication	Pays	Date de lecture	Niveau de preuve	Score PEDro	Type de document	Type d'étude	Objectifs de l'étude
Chrymoss and al.	Assessment of aerobic capacity and walking economy of unilateral transfemoral amputee	2014	Norvège	30/10/2015	2	NE	Article de revue	Essai comparatif randomisé de faible puissance (n = 12)	Valider un test de VO2 max et comparer les résultats entre A.T.F. et sains
Amblard et al.	Les amputés en chiffres : approches épidémiologiques des amputations des membres	2006	France	29/11/2015	NC	NE	Résumé de communication	Avis d'expert basé sur la littérature	///////
BERTELLE ET BAUWELER	ASPECTS ÉPIDÉMIOLOGIQUES DE L'AMPUTATION DE MEMBRE INFÉRIEUR EN France	2010	France	24/11/2015	NC	NE	Article de revue	Avis d'expert	///////
Deffieux et al.	Bases chirurgicales de l'amputation; Comefer 2009	2009	France	29/11/2015	NC	NE	Résumé de communication	Avis d'expert	Faire le point sur les bases chirurgicales de l'amputation
Esquinarde et al.	Qualité de vie des amputés (qualité de vie, amputation, et pronostic de réhabilitation)	2014	États-Unis	12/11/2015	NC	NE	Article de revue	Synthèse de savoir	///////

Wardlaw et al.	Les troubles de la marche de l'amputé Analyse, diagnostic, corrections	2011	France	01/12/2015	NC	NE	Résumé de communication	Avis d'expert	//////
Papavas et al.	Explorations du membre inférieur de l'amputé	2011	France	20/11/2015	NC	NE	Résumé de communication	Avis d'expert	//////
Schneiders et al.	Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees	2012	Allemagne	10/11/2015	5	NE	Article de revue	Série de cas	Démontrer les asymétries présentes à la marche des ATF
Van Der Linden et al.	The biomechanical effects of the inclusion of a femoral abutment in trans-femoral amputee gait: a pilot study	2002	Royaume-Uni	14/11/2015	5	NE	Article de revue	Série de cas	Déterminer l'effet d'un abutteur de fixation sur la cinématique de la marche de l'ATF, ainsi que sa présence et sa localisation.
Villa and al.	Adaptation de la locomotion des sujets amputés trans-fémoraux au niveau	2014	France	09/11/2015	3	NE	Résumé de communication	Essai comparatif non randomisé	Stratégie d'adaptation des ATF en fonction du rapport à un terrain plat

Verdier et al.	Gait adjustment in obstacle crossing with (intentional) gait termination after a covert lower limb amputation	2009	Pays-Bas	14/11/2015	4	NE	Article de revue	Etude prospective et descriptive	Décrire les ajustements de la marche chez les sujets récemment amputés du MF pour le passage d'obstacle au début et à la fin de la marche lors de leur rééducation
A. S. Oliveira de Campos et al.	Ground reaction force and electromyographic activity of transfemoral amputee gait: a case series	2012	Brésil	30/10/2015	5	NE	Article de revue	Série de cas	/////
Bouillon et al.	Les amputations majeures des membres inférieurs	2013	Tunisie	07/11/2015	5	NE	Résumé de communication orale	Etude rétrospective	Evaluer notre prise en charge des amputés majeurs des membres inférieurs ainsi que de leur appareillage en Tunisie
Berges et al.	Transition from sitting to standing after trans-femoral amputation	2005	Slovénie	06/11/2015	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé	Déterminer s'il y a une différence entre ATF et sujets sains pour le passage de la station assise à debout
Bouillon et al.	Amputations et désarticulations des membres : membre inférieur.	2000	France	25/07/2015	NC	NE	EMC	Recueil de connaissances	/////

Bouillon G. SMITH	Surgery and postoperative care	2004	États-unis	26/10/2015	NC	NE	Article de revue	Avis d'expert	///////
F.A. GREENGLASS AND M. STEIN	The biomechanics of transfemoral amputation	1994	Allemagne	06/09/2015	NC	NE	Article de revue	Avis d'expert	///////
Prussner et al.	Dynamische Aspekte der distalen Hüftgelenkmomente, posturaler Arbeit am lin. prothetischen Hüftgelenk (Kinematik, Kinematik, ground reaction vs knee prosthesis)	2011	Canada	30/10/2015	3	NE	Article de revue	Cas clinique traité	Déterminer la fréquence optimale de la marche et les forces qui lui sont appliquées
Griffiths et al.	Die biomechanik von oberchenkelamputationen	2006	Allemagne	08/11/2015	NC	NE	Article de revue	Avis d'expert	///////

<b>B. BOUJON, E. SAPPIN, F. BOUË, F. LASSALLE</b>	<b>Three-Dimensional Motions of Trunk and Pelvis During Transfemoral Amputee Gait</b>	2008	France	27/10/2015	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé	Identifier les caractéristiques tridimensionnelles du haut du corps et du bassin, propres à la marche de l'amputé transfémoral
<b>Hobara et al.</b>	<b>Lower extremity joint kinematics of gait in gait in transfemoral amputees</b>	2011	Japon	03/11/2015	3	NII	Article de revue	Scène de cas	Montrer la cinématique articulaire chez des ATF pour marcher dans les escaliers sans rampe ni "pieds actifs"
<b>Igarashi, C. et al.</b>	<b>Postural asymmetries in transfemoral amputees</b>	2011	États-unis	28/10/2015	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique	Identifier et quantifier quatre variables associées aux asymétries posturales chez l'ATF et la relation entre ces paramètres
<b>kyrie et al.</b>	<b>Biomechanical models in the study of lower limb amputee kinematics: a review</b>	2011	Royaume-Uni	31/10/2015	NC	NE	Article de revue	Revue de la littérature	Explorer l'utilisation existante de capture et de modélisation des stratégies de mouvement optoelectronique, pour l'analyse fonctionnelle des amputés
<b>Sugawara, A. et al.</b>	<b>Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb-amputees: A systematic review</b>	2011	France	30/10/2015	5	NII	Article de revue	Revue de la littérature	Définir les meilleurs paramètres biomécaniques et physiologiques propres à l'amputé de ATF pour qualifier sa marche

<a href="#">Y. Schmitt et al.</a>	Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components	2002	Allemagne	28/10/2015	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé	Déterminer l'influence de différents alignements et des composants prothétiques sur la consommation d'oxygène et les caractéristiques biomécaniques importantes du schéma de marche normal des amputés de M.I
<a href="#">J. Schmitt et al. BULMESTRITE DE MARY</a>	Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees	2007	Allemagne	28/10/2015	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé	Définir les différentes stratégies biomécaniques entre ATF, amputé tibiaux et sains
<a href="#">Wambolt et al.</a>	Determination of the onset of gait ambulation using kinematics sensors (net EMG) in TPA	2013	Pays-Bas	30/10/2015	3	NE	Article de revue	Schema de marche	Déterminer et la fréquence de l'attaque du schéma de ATF à moins condition de marche
<a href="#">amel.fr</a>	amelLe_genou_polycentrique	2014	France	02/01/2016	NC	NE	Document officiel de l'assurance maladie	///////	Synthèse des caractéristiques des genoux prothétiques poly-axiaux pour leur prise en charge par le système de santé

<a href="http://ameil.fr">ameil.fr</a>	amelie_genou_monoaxial	2014	France	02/01/2016	NC	NE	Document officiel de l'assurance maladie	///////	Synthèse des caractéristiques des genoux prothétiques mono-axiaux pour leur prise en charge par le système de santé
<a href="http://ameil.fr">ameil.fr</a>	Liste des Produits et des Prestations Remboursables	2015	France	02/01/2016	NC	NE	Document officiel de l'assurance maladie	///////	///////
<a href="http://www.kannenberg.com">Andreas Kannenberg</a>	Considérations biomécaniques et fondées sur des preuves dans le choix d'un genou prothétique mécanique	2013	Allemagne	22-23/11/2015	NC	NE	Article Ottobock	///////	///////
<a href="http://www.kannenberg.com">Andreas et al.</a>	Mobility function of a prosthesis knee joint with an automatic release: impact on	2011	Canada	25/11/2015	J	NE	Article de revue	Fiscal copartout (uniquement)	Méthodes et études cliniquement (ou) pour le contrôle de la phase d'appui permet une réalisation établies sans perturber la phase d'oscillation

<b>Azonlay et al.</b>	Caractéristiques techniques des genoux prothétiques	2010	France	21-22/11/2015	NC	NE	Article de revue	Article de synthèse	Description des différents critères des genoux prothétiques chez les ATF
<b>Barbara Silver-Thorn et al.</b>	Functional Stability of Transfemoral Amputee Gait Using the 3R80 and Total Knee 2000 Prosthetic Knee Units	2009	États-unis	06/12/2015	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique	Comparaison de deux genoux hydrauliques : 3R80 et Total Knee 2000
<b>Bellmann et al.</b>	Comparative Biomechanical analysis of current Microprocessor-controlled Prosthetic knee Joints	2010	Allemagne	09/12/2015	5	NE	Article de revue	Série de cas	Déterminer les différences fonctionnelles entre 4 genoux à microprocesseur : C-leg, Kheoknee, Hybridknee, Adaptative 2
<b>Darmon et al.</b>	LÉGISLATION ET PROTHÈSES DU MEMBRE INFÉRIEUR	2010	France	12/12/2015	NC	NE	Article de revue	Avis d'experts	Développer la législation qui régit l'appareillage du MI sous forme de questions-réponses
<b>Eberly et al.</b>	Impact of a stance phase microprocessorcontrolled knee prosthesis on level walking in lower functioning individuals with a transfemoral amputation	2014	États-unis	25/12/2015	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique	Comparer le niveau fonctionnel de la marche chez des sujets avec MFC Level = K2 avec ou sans genou à microprocesseur

El-Sayed et al.	Technology Efficacy in Active Prosthetic Forces for Transfemoral Amputees: A Quantitative Evaluation	2011	Meknes	09/01/2016	1	NE	Article de revue	Revue de la littérature / Revue de synthèse bien menée	Une évaluation quantitative sur les gains périphériques actifs pour les APT
Furse et al.	Improving the Gait Performance of Nonfluid-Based Swing-Phase Control Mechanisms in Transfemoral Prostheses	2011	Canada	15/11/2015	5	NB	Article de revue	Série de cas	Etablir une base scientifique pour la conception et l'utilisation efficace des mécanismes de contrôle de la phase d'oscillation non-fluide
H.A.S.	RhoKnee 22 mars 2011 synthèse d'avis CNEDIMTS	2011	France	09/12/2015	NC	NE	H.A.S. Synthèse d'avis du CNEDIMTS	/////	/////
H.A.S.	3C100 C-LEG Avis de la CNEDIMTS 07 octobre 2014	2014	France	09/12/2015	NC	NE	H.A.S. Synthèse d'avis du CNEDIMTS	/////	/////
H.A.S.	Hybrid 1P360 : Avis de la NEDIMTS 12 mars 2013	2013	France	09/12/2015	NC	NE	H.A.S. Synthèse d'avis du CNEDIMTS	/////	/////

<b>Ha et al.</b>	Volitional Control of a Prosthetic Knee Using Surface Electromyography	2010	État-unis	30/12/2015	5	NE	Article de revue	Série de cas (n=3 ; 2 ATF et 1 Bi amputé (ATT et ATF))	Description d'une méthode d'interface pour avoir un contrôle volontaire d'un genou prothétique actif dans les activités sans appui sur la prothèse
<b>Hafner et al.</b>	Evaluation of function, performance, and preference as Transfemoral Amputee transition from mechanical to microprocessor control of the Prosthetic Knee	2007	État-unis	10/01/2016	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique	Évaluer la différence au niveau fonctionnel, des performances et de la préférence entre genou mécanique et genou à microprocesseur
<b>Hafner et Smith</b>	Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee joint control	2009	État-unis	10/01/2016	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé (n=17)	L'étude compare l'effet d'un genou à microprocesseur à celui d'un genou passif sur le niveau de fonctionnalité et de sécurité de 17 ATF (8 K2 et 7 K3)
<b>Heller et al.</b>	A pilot study comparing the cognitive demand of walking for transfemoral amputees using the Intelligent Prosthesis with that using conventionally damped knees	2000	Royaume- Uni	24/12/2015	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique	Comparer les demandes cognitives entre l'utilisation de genoux prothétiques avec ou sans microprocesseur

<b>Higginbotham et al.</b>	<b>THE EFFECT OF THE C-LEG KNEE PROSTHESIS ON SENSORY DEPENDENCY AND FALLS DURING SENSORY ORGANIZATION TESTING</b>	2014	États-unis	07/12/2015	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique	Définir si la sécurité propre au C-leg est due à un contrôle sur notre mécanisme sensoriel
<b>Higginbotham et al.</b>	<b>Safety, Energy Efficiency, and Cost Efficacy of the C-Leg for Transfemoral Amputees - A Review of the Literature</b>	2010	États-unis	29/12/2015	1	NE	Article de revue	Revue de la littérature / Revue de synthèse bien menée	Déterminer les apports réels fondés sur les preuves du C-leg au niveau de la sécurité, du rendement "économique" pour la personne et du rendement énergétique pour le patient
<b>Kaufman et al.</b>	<b>Energy expenditure and activity of TFA using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees</b>	2008	États-unis	24/11/2015	4	NE	Article de revue	Essai comparatif prospectif	Déterminer les différentes dépenses énergétiques lors des AVQ pour les ATF qui utilisent un genou mécanique puis un genou à microprocesseur
<b>Kaufman et al.</b>	<b>Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees</b>	2007	États-unis	05/12/2015	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé	Mesure de la marche et de l'équilibre pour comparer un genou mécanique et genou microprocesseur

Kaufman et al.	Gait Asymmetry of Transfemoral Amputees Using Mechanical and Microprocessor-Controlled Prosthetic Knees	2012	États-unis / Italie	24/12/2015	4 (pour différence entre micro et NMKP) et 3 (asymétries entre ATF et autres)	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique pour genou P+ Essai comparatif non randomisé (comparaison à des sujets sains)	Comparer les asymétries de la marche chez des ATF actifs équipés de genou à microprocesseur ou non, le tout comparé à une cohorte de 20 sujets sains
Khale et al.	Comparison of nonmicroprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference	2008	États-unis	14/12/2015	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique	Comparaison de 9 paramètres sur 19 ATF entre un appareillage avec un genou sans puis avec mécanisme à microprocesseur
Klotz et al.	Appareillage (NMK) (P+ - #500)	2007	France	03/12/2015	NC	NE	Revue de communication	//////	//////
Lamandé et al.	Appareillage de la personne amputée du membre inférieur	2010	France	03/12/2015	NC	NE	EMC	Recueil de connaissances	//////

Laura et al.	Differences in knee flexion between the Genium and C-Leg Microprocessor Knees while walking on level ground and ramps	2014	États-unis	17/12/2015		NE	Article de revue	Essai comparatif randomisé de forte puissance (n=25)	Différencier Genium et C-Leg en fonction de leur degré de flexion qui offre +/- de capacité fonctionnelle (le tout comparé à un groupe contrôle sain)
Lythgo et al.	Physical Function, Gait, and Dynamic Balance of Transfemoral amputees using two mechanical passive prosthetic knee devices	2010	Australie	05/12/2015	5	NE	Article de revue	Série de cas	Comparaison de 2 genoux mécaniques : 3R90 et 3R92
Martinet et al	Les amputés de cuisse : emboîtures et genoux	2009	France	01/12/2015	NC	NE	Résumé de communication	Avis d'expert	///////
Meyer and al	Obstacle course: Users' maneuverability and movement efficiency when using Otto Bock C-Leg, Otto Bock 3R60, and CalTech SWS prosthetic knee joints	2012	Norvège	25/11/2015	2	NE	Article de revue	Essai comparatif randomisé de faible puissance (n = 12)	Comparaison l'efficacité et la manoeuvrabilité de 3 genoux (Mauk SNS; C-Leg et 3R60) sur un parcours d'obstacle

<b>Meikle and al.</b>	Does Increased Prosthetic Weight Affect Gait Speed and Patient Preference in Dysvascular/Transfemoral/Amputees ?	2003	États-unis	02/12/2015	2		Article de revue	Essai comparatif randomisé de faible puissance (n=10)	Déterminer si le poids de la prothèse a un retentissement sur les capacités de marche des ATF d'origine vasculaire
<b>Ménager</b>	L'APPAREILLAGE DE LA PERSONNE AMPUTÉE DE MEMBRE INFÉRIEUR	2010	France	12/12/2015	NC	NE	Article de revue	Avis d'expert	Bilan sur l'appareillage de l'amputé du MI
<b>Orendorf</b>	Literature Review of published Research investigating Microprocessor-controlled Prosthetic Knees: 2010-2012	2013	États-unis	26/12/2015	1	NE	Article de revue	Revue de la littérature	Mise au point sur la littérature concernant l'efficacité des genoux à microprocesseurs pour les ATF
<b>Orendorf et al.</b>	Gait efficiency with the C-Leg	2006	États-unis	23/12/2015	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique	Début, rapport du C-leg au niveau de l'efficacité de la marche
<b>Össur ®</b>	Genou prothétique Össur	2013	xxxx	09/12/2015	NC	NE	Brochure fabricant	///////	///////

Otto Bock® et Otto Bock France SNC	Brochures C-leg® troisième génération (3)	2011	France	07/12/2015	NC	NE	Brochure fabricant	///////	///////
Sapin et al.	Functional gait analysis of trans-femoral amputees using two different single-axis prosthetic knees with hydraulic swing phase control: Kinematic and kinetic comparison of two prosthetic knees	2008	France	05/17/2015	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé	Comparer les modes de marche avec 2 genoux hydrauliques mono-axiaux et observer l'effet d'une synergie genou et cheville prothétique
Sawyer et Hahn	Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: A systematic review	2013	Etats-Unis	30/12/2015	1	NE	Article de revue	Revue de la littérature / Revue de synthèse bien notée	Déterminer les résultats obtenus pour un AIT portant sur genoux prothétiques à microprocesseurs par rapport à un genou sans microprocesseur
Segal et al.	Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS® prosthetic knees	2006	Etats-Unis	29/12/2015	2	NE	Article de revue	Essai comparatif randomisé de faible puissance (n=8)	Comparer les différences au niveau de la biomécanique de la marche entre l'utilisation de deux genoux similaires mise à part la présence d'un microprocesseur chez l'un d'eux.

STEFEN JANSSEN and MAAÏE	Control and timing of ATLAS prosthetic system for trans-femoral amputees	2007	Danemark	22/11/2015	3	NE	Article de revue	Séminaire	Total de questions posthologiques ATLAS (hors ATF)
Uchytel et al.	Temporal-spatial parameters of gait in transfemoral amputees: Comparison of bionic and mechanically passive knee joints	2013	République Tchèque	25/11/2015	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé	Comparer les paramètres spatio-temporels de la marche de sujets ATF avec un genou mécanique ou un genou à microprocesseur à la marche des sujets sains
van den Bogert	Modeling and Optimal Control of an Energy-Storing Prosthetic Knee	2012	États-unis	03-04/12/2015	5	NE	Article de revue	Série de cas	Evaluation d'un nouveau type de genou hydraulique à stockage restitution d'énergie pour la marche, la course et les transferts assis-débout
Weitz	Einfluss der C-Ligament-Parameter auf die Knie- und Becken- auf die Verformungsantwort der biprothetischen Amputierten	2005	Allemagne	30/12/2015	0000	NE	Article de revue	00000	00000

<b>Williams et al.</b>	Does havinh a computerized Prosthetic Knce influence cognitive performance during amputee walking ?	2006	États-unis	24/12/2015	2	3	Article de revue	Essai comparatif randomisé de faible puissance (n=8)	Comparer les performances et les perceptions cognitives lors de la marche entre un genou hydraulique avec microprocesseur (C-leg) et un sans microprocesseur (Mauch SNS)
Zhang et al.	Preliminary Study of the Effect of User Intent Recognition Errors on Volitional Control of Powered Lower Limb Prosthesis	2012	États-unis	05/01/2016	5	NI	Article de revue	Cas clinique isolé	Définir l'impact de 3 erreurs classiques d'ajustement de reconnaissance d'intention du sujet niches dans une prothèse pour les AIP
<b>International of Ortho. B.A.C.F.A.R.</b>	CLINICAL GUIDELINES FOR THE PRE AND POST OPERATIVE PHYSIOTHERAPY MANAGEMENT OF ADULTS WITH LOWER LIMB AMPUTATION	2006	Royaume-Uni	21/12/2015	1	N/A	Recommandations cliniques C.S.P et B.A.C.F.A.R.	NI	Synthèse de recommandations sur l'avis d'experts et respectant la logique de l'EBP
Beaune et al.	Essai pour l'évaluation de l'aptitude à la marche et son application au réentraînement de la personne amputée transcutané amputable	2008	France	15/12/2015	5	NI	Article de revue	Série de cas	Mise en place d'un nouveau test de marche à 3 paliers pour l'entraînement du C-leg et la rééducation après amputation
<b>Bosser et al.</b>	Le réentraînement à l'effort chez l'amputé de membre inférieur	2008	France	23/12/2015	NC	NE	Article de revue	Avis d'experts	Définir le déconditionnement chez l'amputé et y adapter un réentraînement à l'effort

Charuon et al.	LA RÉÉDUCATION DES PERSONNES AMPUTEES	2010	France	13/12/2015	NC	NE	Article de revue	Avis d'experts	///////
Chin et al.	Effect of endurance training program based on anaerobic threshold (AT) for lower limb amputees	2001	Japon	08/01/2016	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé	Déterminer l'impact d'un programme d'entraînement ciblé sur l'endurance, basé sur le seuil anaérobie, chez les ATF
Leahy et al. BACPAR	Evidence Based Clinical Guidelines for the Physiotherapy Management of Adults with Lower Limb Prostheses <i>(Mise à jour BACPAR 2015)</i>	2012	Royaume-Uni	29/12/2015	1	N/A	Recommandations cliniques C.S.P et B.A.C.P.A.R.	Méta-analyse	Synthèse de recommandations sur l'avis d'experts et reportant la logique de l'EBP
Cecillon et al.	Electrostimulus: Electrostimulation	2007	France	13/12/2015	NC	NE	ESM	Recueil de communications	///////
Chalouh et al.	Rééducation de l'amputé iliaxial en fonction du type de genou prothétique	2010	France	06/09/2015	NC	NE	Article de revue	Avis d'experts / Synthèse de communications	///////
Darter et Wilken	Gait Training With Virtual Reality-Based Real-Time Feedback: Improving Gait Performance Following Transfemoral Amputation	2011	Etats-Unis	09/01/2016	5	NE	Article de revue	Cas clinique isolé	Rapport d'un cas d'utilisation d'un système de réalité virtuelle inclus dans la rééducation à la marche d'un ATF

De Roy	Techniques de rééducation des amputés transfémoraux en utilisant des pieds prothétiques avec restitution d'énergie	2009	Islande	07/12/2015	NC	NE	Article de revue	Revue de la littérature	aperçu des caractéristiques des pieds prothétiques, leurs influences sur le résultat fonctionnel et les techniques de réadaptation qui doivent être appliquées pour accroître l'efficacité d'utilisation de la prothèse.
Delon	PRISE EN CHARGE MASSO-KINESITHÉRAPIQUE D'UN PATIENT AMPUTE FÉMORAL DROIT ARTERIELLIQUE	2014	France	31/12/2015	3	NE	Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état de MK	Cas clinique isolé	//////
Drevelle et al. Drevelle et al. Drevelle	CLINICAL PRACTICE GUIDELINE FOR REHABILITATION OF LOWER LIMB AMPUTATION	2007	Etats-Unis	10/01/2016	1	NE	Recommandations cliniques D.V.A et D of D.	Méta-analyse	//////
Doumeau	PRISE EN CHARGE MASSO-KINESITHÉRAPIQUE D'UN PATIENT AMPUTE FÉMORAL SUITE A UNE THROMBOSE SUR ANEVRYSMES POPLITE	2005	France	31/12/2015	5	NE	Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état de MK	Cas clinique isolé	//////
Drevelle et al.	Vaulting quantification during level walking of transfemoral amputees	2014	France	01/01/2016	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé	Proposition d'une méthode pour quantifier le "vaulting" chez les ATF

<b>Dupuis</b>	PRISE EN CHARGE D'UN JEUNE PATIENT AMPUTÉ FÉMORAL ET MISE EN PLACE D'UN GENOU PROTHÉTIQUE GÉRÉ PAR MICROPROCESSEUR	2014	France	27/12/2015	5	NE	Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état de MK	Etude de cas / Cas clinique isolé	//////
<b>Prigent et al.</b>	Réhabilitation d'un Amputé	2001	Etat-ami	28/12/2015	NC	NE	Article de revue	Avis d'experts / Revue de la littérature	Discussions sur les exercices, programmes d'entraînement et modification de l'équipement de l'ATF pour optimiser la rééducation
<b>Favolle</b>	AMBIORATION DE LA QUALITÉ DE LA MARCHÉ CHEZ UN AMPUTÉ FÉMORAL	2007	France	28/12/2015	5	NE	Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état de MK	Etude de cas / Cas clinique look	//////
<b>Grégy</b>	La méthode Feldenkrais au sein de la pratique du masseur-kinésithérapeute	2015	France	10/01/2016	3	NE	Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état de MK	Initiation à la revue de la littérature	Présentation de la méthode Feldenkrais et discussion sur son utilité dans la pratique M.K.
<b>Griffon et al.</b>	Règles de prescriptions et techniques de soins kinésithérapeutiques dans le cadre des affections de l'appareil locomoteur	2011	France	08/12/2015	NC	NE	EMC	Recueil de connaissances	//////

<b>Chassagnon et al.</b>	A Method for Training Step-Over-Step Stair Descent Gait With Shance Yielding Prosthetic Knees: A Technical Note	2012	États-Unis	03/01/2016	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique (n=19)	Describe une méthode d'entraînement pour que les utilisateurs de genou prothétique arrivent à descendre les escaliers en pas alternés
<b>Leclercq et al.</b>	Rééducation de la personne amputée de membre inférieur	2011	France	23/12/2015	NC	NE	EMC	Avis d'experts	///////
<b>Lesaffre</b>	Prise en charge d'un amputé artériel ayant un moignon atrophie en phase de production post-prothèse	2004	France	02/01/2016	S	NE	Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état de MFC	Cas clinique isolé	///////
<b>Loiret et al.</b>	Calendrier d'appareillage et objectifs et moyens de la rééducation de l'amputé de membre inférieur	2011	France	01/12/2015	NC	NE	Résumé de communication	Avis d'expert	////////

<b>Maubrun</b>	PRISE EN CHARGE D'UN JEUNE PATIENT, AMPUTÉ FÉMORAL, APPAREILLÉ D'UN GENOU RHEO®	2013	France	28/12/2015	5	NE	Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état de MK	Etude de cas / Cas clinique isolé	/////
<b>Michiel</b>	Techniques innovantes dans la prise en charge d'un amputé fémoral traumatique.	2011	France	05/01/2016	5	NE	Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état de MK	Cas clinique isolé	/////
<b>S1000</b>	A TRAINING PROGRAMME TO IMPROVE HIP STRENGTH IN PERSONS WITH LOWER LIMB AMPUTATION	2012	Suisse	27/12/2015	1	4	Article de revue	Essai comparatif randomisé de force musculaire pour amputés (n=16)	Tester l'effet d'un programme de rééducation de 10 semaines sur des personnes amputées du MI et constater si cela leur permet de franchir une étape de la rééducation arriver à court
<b>Otto Bock® Healthcare</b>	DVD : Genium. Gait Training	2012	Allemagne	10/01/2016	NC	NE	DVD	/////	Démonstration d'exercices de rééducation adaptés au Genium®

<b>Chapitre 1</b>	A single-blind cross-over trial of hip-abductor strength training to improve timed up & go performance in patients with unilateral TIA	2014	Canada	31/12/2015	1	7	Article de revue	Essai randomisé de force puissance (n=17 ATF)	Évaluer un programme d'entraînement pour les abducteurs de hanche destiné aux ATF
<b>Chapitre 2</b>	Projet de vie et parcours de l'ampoulette	2013	France	14/12/2015	5	NE	Article de revue	Séjour de liba	00000
<b>Chapitre 3</b>	Réadaptation fonctionnelle et appareillage de l'amputé de membre inférieur d'origine vasculaire	2015	France	15/12/2015	NC	NE	EMC	Recueil de connaissances	///////
<b>Chapitre 4</b>	Short-term effect of physiotherapy rehabilitation on functional performance of lower limb amputees	2007	Pays-Bas	09/01/2016	1	1	Article de revue	Essai comparatif randomisé de force puissance (n=15)	Évaluer l'efficacité d'un programme de rééducation court et intensif par rapport à un programme classique de prise en charge d'ATF
<b>Chapitre 5</b>	Reconsidering evidence-based practice in prosthetic rehabilitation: a shared enterprise	2013	Pays-Bas	09/01/2016	5	NE	Article de revue	Avis d'experts	Discussion sur la difficulté inhérente à l'établissement d'une prise en charge basée sur les preuves au sein d'une équipe de rééducation prothétique

Sergent et al.	Résultats de deux amputés fémoraux	2002	France	15/12/2015	5	NE	Article de revue	2 cas cliniques totaux	00000
Sjodahl et al.	GAIT IMPROVEMENT IN UNILATERAL TRANSFEMORAL AMPUTEES BY A COMBINED PSYCHOLOGICAL AND PHYSIOTHERAPEUTIC TREATMENT	2001	Suède	03/01/2016	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique (n=9)	Étude d'un programme de rééducation impliquant traitement par physiothérapie et psychologique
Sjöahl et al.	Transfemoral amputees' experiences of the first meeting and subsequent interactions with hospital staff	2008	Suède	06/01/2016	5	NE	Article de revue	Série de cas (n=11)	Recherche sur le ressenti des patients vis-à-vis de l'interaction avec l'équipe soignante
Sjarrck	Chocs du genou prothétique par l'activation du couli thérapeutique lors de la marche chez un amputé interfémoral transfémoral	2004	France	03/01/2016	5	NE	Article de revue diplôme d'état de Mk	Cas clinique total	00000
Gautier-Gagnon et al.	Changes in ground reaction forces during prosthetic training of people with transfemoral amputation	2000	Canada	28/10/2015	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique	Objectiver les progrès pour la réparation du poids du corps et la réaction à la force verticale après entraînement des ATF

<b>Robinson et al.</b>	Major lower limb amputation what, why and how to achieve the best results	2010	Royaume-Uni	07-08/11/2015	NC	NE	Article de revue	Synthèse de savoirs	Avoir une vue d'ensemble sur la prise en charge des amputations majeures du MI
<b>Bourgade</b>	Schéma corporel chez un patient amputé	2013	France	02/01/2016	5	NE	Mémoire pour l'obtention du diplôme d'état de MK	Cas clinique isolé	///////
<b>Bunce et al.</b>	The Impact of C-Leg® on the Physical and Psychological Adjustment to Transfemoral Amputation	2007	Etats-Unis	02/01/2016	4	NE	Article de revue	Essai comparatif avec série historique	Déterminer l'impact du C-Leg au niveau de la compensation physique et psychologique
<b>Higginbotham</b>	Microprocessor Knees: Considerations for Accommodation and Training	2013	Etats-Unis	26/12/2015	1	NE	Article de revue	Revue de littérature	Reléver les points clés au sujet de l'accommodation et de l'entraînement / rééducation avec un genou à microprocesseur
<b>Loiret et al.</b>	Echelles d'évaluation et amputation	2009	France	01/12/2015	NC	NE	Résumé de communication	Avis d'experts	///////

<b>Loifret et al.</b>	Évaluation des amputés	2005	France	15/12/2015	NC	NE	article de revue	revue de la littérature	///////
<b>Ludovic Paillet</b>	L'amputé fémoral : quelle rééducation pour quel genou ?	2012	France	23/11/2015	NC	NE	Mémoire pour l'obtention du DUAHM	Synthèse de connaissances	///////
<b>Menager</b>	Amputation du membre inférieur et appareillage	2002	France	02/12/2015	NC	NE	EMC	Recueil de connaissances	///////
<b>Reisman et al.</b>	Foot analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions	2002	Pays-Bas	14/11/2015	2	NI	Article de revue	Revue de la littérature	Définir l'habilitation clinique de l'analyse de la marche chez les patients portant une prothèse de membre inférieur
<b>Rishi et al.</b>	IMPORTANCE OF ILLIOPSOAS AND ERECTOR SPINAE MUSCLES IN PREDICTING THE FUNCTIONAL COMPETENCE OF TRANSFEMORAL AMPUTEES	2014	Inde	31/10/2015	1	NI	Article de revue	Essai comparatif/ méthodologie de forte puissance (n= 30)	Contrôler le déséquilibre musculaire avec les amputations fonctionnelles chez les amputés trans fémoraux

Swanson et al.	Function and Body Image Levels in Individuals with Transfemoral Amputations Using the C-Leg	2005	Etats-Unis	08/12/2015	5	NE	Article de revue	Série de cas	Evaluation du niveau de fonction et de représentation de l'image corporelle chez ATF avec C-leg
Valliers et al.	Complementary limb motion estimation for the control of active knee prostheses	2011	Suisse	03/11/2015	5	NE	Article de revue	Cas clinique isolé	Tester un système de contrôle actif de la prothèse
Vilth	Analyse de la marche des personnes amputées de membre inférieur en situations contraignantes de la vie courante	2014	France	15-21/11/2015	3	NE	Thèse	Essai comparatif non randomisé	Etude avec 22 ATF, 21 amputés biliaux et 30 sujets sains pour déterminer les paramètres de la marche en situations contraignantes des sujets amputés pour améliorer par la suite la rééducation et la production
Hélène GOUJON	Analyse de la marche de l'amputé fémoral	28/06/1905	France	26/10/2015	3	NE	Thèse	Essai comparatif non randomisé	Caractériser la marche du sujet amputé fémoral approuvé grâce à des paramètres biomécaniques issus de l'analyse de la marche

South DG, Michael JW, Bowler III	Atlas of Amputations and Limb Deformities, 7 <sup>e</sup> édition.	2004	États-unis	09/08/2015	1	NE	Livre / Encyclopédie	recueil de connaissance basé sur les pratiques	///////
Starbuck et al.	Energy expenditures of transfemoral amputees walking on a level and an inclined treadmill simulating different outdoor walking conditions	2010	Norvège	10/11/2015	5	NE	Article de revue	Séance de cas	Différences au niveau des dépendances d'énergie qui impliquent qualitatif et quantitatif en exercice
Hargrove et al.	Real-time myoelectric control of knee and ankle motions for transfemoral amputees	2011	États-unis	22/11/2015	3	NE	Article de revue	Essai comparatif non randomisé	Définir si le contrôle d'un genou et d'une cheville via interface myoélectrique est possible en décharge
Dujardin et al.	Anatomie et physiologie de la marche, de la position assise et debout	2009	France	01/08/2015	NC	NE	EMC	Recueil de connaissances	///////