

MINISTÈRE DE LA SANTÉ

RÉGION LORRAINE

INSTITUT LORRAIN DE FORMATION DE MASSO-KINÉSITHÉRAPIE DE
NANCY

Les sujets amputés fémoraux appareillés face au risque lombalgique, à travers la littérature actuelle

Mémoire présenté par **HEINTZ ELISE**

Etudiante en 3^{ème} année de masso-kinésithérapie

En vue de l'obtention du Diplôme d'Etat de Masseur-
kinésithérapeute.

2013-2016

SOMMAIRE

Page

RESUMÉ

1. INTRODUCTION	1
2. MÉTHODOLOGIE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIE	2
3. ÉTAT DES LIEUX DE LA LOMBALGIE CHEZ LES AMPUTÉS DE MEMBRE INFÉRIEUR	3
3.1. Généralités	3
3.2. Incidence de la lombalgie chez les amputés de membre inférieur	4
3.3. Type de douleur	5
3.4. Intensité de la douleur et notion de gêne	5
3.5. Facteurs de risques	5
4. TROUBLES POSTURAUX DES AMPUTÉS FÉMORAUX, CONSÉQUENCES DIRECTES DE L'AMPUTATION.....	6
4.1. Généralités	6
4.2. Répercussions de l'amputation sur le bassin.....	7
4.2.1. Incidence vertébrale	7
4.2.2. Incidence musculaire.....	7
4.3. Répercussions de l'amputation sur le rachis	9
4.3.1. Incidence vertébrale	9
4.3.2. Incidence musculaire.....	10
5. LES TROUBLES DE LA MARCHÉ, CONSÉQUENCES SECONDAIRES DE L'AMPUTATION.....	11
5.1. Conséquences sur la cinématique de la marche	11
5.1.1. Dans le plan frontal.....	11
5.1.2. Dans le plan sagittal	13
5.1.3. Dans le plan transversal.....	14
5.2. Conséquences sur les forces de réaction au sol	15

5.3. Conséquences sur la position du centre de pression	16
5.4. Conséquences sur les contributions musculaires	16
5.5. Conséquences sur les paramètres temporo-spatiaux	17
5.5.1. Vitesse de marche	17
5.5.2. Cadence de marche	18
5.5.3. Longueur et largeur du pas	18
5.6. Différentes stratégies compensatoires mises en place durant la marche.....	19
6. RETENTISSEMENT D'UN MAUVAIS ALIGNEMENT DE PROTHÈSE SUR LES LOMBALGIES	19
6.1. Alignement de prothèse chez un amputé fémoral.....	19
6.2. Conséquences biomécaniques du défaut d'alignement de la prothèse	21
6.2.1. Conséquences d'un défaut d'alignement de prothèse sur le bassin	21
6.2.2. Conséquences d'un défaut d'alignement de prothèse sur les vertèbres lombaires	22
7. INFLUENCE DU NIVEAU D'AMPUTATION SUR L'APPARITION DE LOMBALGIE.....	22
8. CONDITION PHYSIQUE : INÉGALITÉS FACE À LA LOMBALGIE	23
9. DISCUSSION.....	24
9.1. Intérêt de la recherche bibliographique	24
9.2. Limites de la revue de littérature.....	27
9.3. Implications pour les recherches futures	29
10. CONCLUSION.....	29

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

1. INTRODUCTION

L'amputation se définit comme un geste chirurgical consistant à l'ablation d'un membre ou d'un segment de membre. En France, il y aurait 4000 nouveaux cas d'amputés de membre inférieur chaque année. Dans 20% des cas, cette amputation est d'origine traumatique et dans 78% des cas, d'origine vasculaire. Pour le reste, ce sont des causes tumorale, infectieuse ou encore congénitale [1]. L'amputation de membre inférieur peut être, selon la cause, réalisée à différents niveaux, allant des orteils jusqu'à la désarticulation de hanche. La particularité des amputés fémoraux est la perte de deux articulations, la cheville et le genou. Ces changements anatomiques génèrent une toute nouvelle organisation musculo-squelettique et demandent un effort d'adaptation permanent de la part de ces sujets.

Concernant les amputés fémoraux, la littérature scientifique actuelle s'intéresse majoritairement aux prothèses, en perpétuelle évolution, ainsi qu'aux nouvelles orientations rééducatives. De plus, de nombreuses études relatent les douleurs spécifiques aux sujets amputés. Ehde et coll. ont mis en avant que chez les amputés fémoraux, les douleurs du membre résiduel et du membre fantôme sont les deux sensations les plus douloureuses. La lombalgie suit de très près en troisième position au classement [2]. Il existe une documentation importante concernant les douleurs relatives au membre amputé, avec des améliorations continues des techniques rééducatives. Or la lombalgie représente un fléau massif chez les amputés fémoraux, et peu d'études s'y intéressent spécialement. La prise en charge rééducative des symptômes lombalgiques chez les amputés fémoraux est nécessaire, mais pour cela, une connaissance des divers processus à l'origine de cette douleur est indispensable.

C'est pourquoi nous proposons une revue de littérature destinée à soulever l'impact de l'acte d'amputation et du port d'une prothèse sur l'apparition de lombalgie chez les amputés fémoraux appareillés. Est-ce que tous les amputés fémoraux sont des lombalgiques qui s'ignorent ? Est-ce un risque évitable ? Peut-on dresser un « profil type » de ces amputés, futurs lombalgiques ?

Ce travail s'articule de la manière suivante : nous présenterons dans un premier temps notre méthodologie de recherche et d'analyse des données bibliographiques. Puis, nous dresserons un récapitulatif de la lombalgie au sein de la population amputée fémorale appareillée. Enfin, nous évoquerons les diverses origines de la lombalgie, à partir des informations de la littérature. Pour finir, nous présenterons et discuterons les résultats de nos recherches.

2. MÉTHODOLOGIE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIE

Une dizaine de bases de données ont été interrogées à l'aide de mots clés, qui ont évolués au fur et à mesure de la période de recherche. Initialement les mots clés étaient « *low back pain* » (« lombalgie ») et « *lower limb amputation* » (« amputation »). Par la suite, les mots clés ont suivi les diverses orientations de recherche : « *transfemoral amputation* », « *gait* », « *postural* », « *prosthesis* » et « *alignment* ». Pour les bases de recherche francophones, les mots clés utilisés sont les suivants : « *lombalgie* », « *amputation fémorale* », « *marche* », « *posture* », « *prothèse* », « *équilibre postural* », « *alignement* » etc. [annexe I].

La période de recherche bibliographique n'a pas été limitée dans le temps et a été rythmée par la lecture et l'analyse des articles, qui ont ensuite conditionné l'inclusion ou l'exclusion des articles [annexe II]. La recherche a mené à des articles principalement anglophones, le peu de littérature francophone trouvée ne traitait pas spécifiquement le sujet choisi. Les articles ont été sélectionnés selon leur richesse, qualitative et quantitative, qu'ils pouvaient apporter à la réponse de la problématique. Les articles les mieux cotés, selon les recommandations de l'HAS, ont été mis en avant, sans négliger pour autant les autres articles, permettant ainsi d'apporter une vision plurielle au sujet.

Initialement, 873 articles ont été sélectionnés pour la lecture des titres et des résumés, puis 124 articles pour la lecture du texte intégral et 42 articles pour la réalisation de la revue de littérature. Les articles choisis concernent des recherches effectuées entre 1995 et 2015. De

nombreux articles ont été exclus selon des critères précis, comme des études qui concernaient les amputés tibiaux, les désarticulés de hanche ou les bi-amputés fémoraux exclusivement, dans le cas de méthodologie et protocole imprécis, si les sujets n'étaient pas appareillés ou en fauteuil, ou encore si la lombalgie était d'origine médicale, sans relation avec l'amputation [annexe II].

La qualité des études retenues a été appréciée selon les recommandations de bonne pratique de l'HAS [annexe III]. Sur l'ensemble des 42 articles sélectionnés, 28 articles répondent à un niveau de preuve 4, dix à un niveau de preuve 3 et quatre à un niveau de preuve 2. Pour les études de niveau 4, 12 sont des études épidémiologiques descriptives, huit sont des séries de cas, cinq sont des revues de littérature, mais nous avons aussi une étude de cas, une étude rétrospective et un essai comparatif comportant des biais. Dix articles sont de niveau de preuve 3, ce sont exclusivement des études cas-témoin. Quatre articles sont de niveau de preuve 2, ce sont exclusivement des essais comparatifs non randomisés [annexe IV].

Tableau I : cotation des articles selon les recommandations de l'HAS

Études répondant à un niveau de preuve 1	
Études répondant à un niveau de preuve 2	[13] [18] [24] [36]
Études répondant à un niveau de preuve 3	[14] [15] [22] [25] [28] [29] [31] [32] [34] [39]
Études répondant à un niveau de preuve 4	[1] [2] [3] [4] [5] [6] [7] [8] [9] [10] [11] [12] [16] [17] [19] [20] [21] [23] [26] [27] [30] [33] [35] [37] [38] [40] [41] [42]

3. ÉTAT DES LIEUX DE LA LOMBALGIE CHEZ LES AMPUTÉS DE MEMBRE INFÉRIEUR

3.1. Généralités

La lombalgie représente un problème majeur de santé publique et affecterait près de 70% de la population générale [3].

La lombalgie s'installe suite à des déséquilibres musculo-squelettiques, en cela elle représente une conséquence importante de l'amputation de membre inférieur. Une perte de membre inférieur entraîne chez ces sujets des affaiblissements musculo-squelettiques importants, donnant lieu à des mouvements compensatoires, des mauvaises postures, des déviations de démarche et un déconditionnement général [4]. Ce sont les principaux retentissements dus à l'amputation évoqués dans la littérature.

La lombalgie est classée comme la troisième douleur la plus importante chez les sujets amputés de membre inférieur, après les douleurs du membre résiduel et celles du membre fantôme. Elle représente plus de la moitié des douleurs situées à d'autres endroits que le membre inférieur amputé directement [2][5][6].

3.2. Incidence de la lombalgie chez les amputés de membre inférieur

De nombreuses études évoquent l'incidence importante d'atteintes lombaires chez les sujets amputés du membre inférieur. Selon un questionnaire élaboré aux États-Unis, destiné à des sujets amputés de différentes pathologies et de plus de 18 ans, la lombalgie concernait 62 % des sujets interrogés [7]. Smith et coll. ont utilisé la même méthodologie et la même base de données, et pour eux 52 % de leurs répondants présentait une douleur lombaire [8]. Toutefois pour 15 % d'entre eux, la douleur était déjà présente avant l'amputation, or cette douleur s'est exacerbée pour 57 % d'entre eux et est restée la même pour les 43 % restant. Dans une autre étude n'incluant que des sujets amputés traumatiques, 60 % rapportent que le début de la lombalgie s'est exprimé dans les deux premières années après l'amputation [9].

3.3. Type de douleur

Parmi les sujets présentant des douleurs lombaires, 72 % évoquent des douleurs intermittentes, « sensation qui vient et qui part », 26 % évoquent des douleurs constantes et les 2 % restants étaient « sans douleur » pendant la participation à l'étude d'Ehde et coll. Concernant la douleur intermittente, 47 % des sujets avaient 1 épisode ou moins par semaine, 58 % avaient un épisode par heure et 12 % un épisode par minute [8].

3.4. Intensité de la douleur et notion de gêne

Pour évaluer l'intensité de la douleur lombaire, une EVA (échelle de 0 à 10) a été réalisée. L'intensité moyenne des douleurs est de 5,2 (+/- 2,3), 43 % des sujets évoquent une douleur douce (1-4), 25 % une douleur modérée (5-6) et 31 % une douleur sévère (7-10).

Ehde et coll. se sont intéressés à la gêne due à la lombalgie qui a été quantifiée via une échelle de 0 à 10, où la gêne légère se situe entre 1 et 4, la gêne modérée entre 5 et 6 et la gêne sévère entre 7 et 10. Parmi ces sujets, 48 % évoquent une gêne légère, 21 % une gêne modérée et 31 % une gêne sévère [8][10].

3.5. Facteurs de risques

Différents facteurs risquent d'influencer l'apparition de la lombalgie chez les sujets amputés :

- L'âge grandissant [3], mais celui-ci n'aurait qu'une faible corrélation avec l'apparition de la lombalgie [8].
- Les années post-amputation ont une faible corrélation avec l'apparition de la lombalgie [8], mais leur augmentation tend à augmenter les risques de lombalgie.

- Les habitants des zones urbaines ont plus de risques que les sujets des zones rurales
- Le niveau social bas est un facteur de risque
- L'augmentation de la durée d'utilisation de la prothèse
- L'accumulation des co-morbidités [3]
- Le sexe féminin. Plus spécifiquement, concernant les lombalgies chez les sujets amputés fémoraux, 34,2 % des femmes et 22,4 % des hommes seraient touchés fréquemment par une lombalgie. Parmi ces hommes et ces femmes, respectivement 72,6 % et 81 % consultent un spécialiste [11].
- La présence de douleurs du membre fantôme ou du membre résiduel influence la perception de la douleur et contribue à l'apparition voire à l'aggravation de la LBP [4].

L'amputation fémorale entraînera des troubles posturaux majeurs qui pourront donner naissance à une future lombalgie.

4. TROUBLES POSTURAUX DES AMPUTÉS FÉMORAUX, CONSÉQUENCES DIRECTES DE L'AMPUTATION

4.1. Généralités

Suite à l'acte chirurgical d'amputation, les amputés fémoraux mettent en place des adaptations musculo-squelettiques au niveau lombo-pelvien. Ces adaptations musculo-squelettiques peuvent altérer les muscles, les tissus de liaisons et les os en relation avec la mauvaise posture et les mouvements répétitifs. Les troubles de la balance musculo-squelettique du tronc et du bassin résultent de variation de longueur des muscles, de variation d'extensibilité des structures de connection et de variation d'alignement squelettique ; ce qui peut être défini comme des asymétries posturales [12]. Le niveau d'amputation interfère avec les stratégies posturales mises en place par les sujets amputés. Il existe différentes stratégies d'orientation et de stabilisation [13].

4.2. Répercussions de l'amputation sur le bassin

4.2.1. Incidence vertébrale

En position debout, il existe une antéversion naturelle de bassin. Pour les sujets sains, cette antéversion est en moyenne de $8,5^{\circ} \pm 5,8$, alors que pour les amputés fémoraux cette valeur est plus importante et se trouve en moyenne à $12^{\circ} \pm 5,4$ [14].

4.2.2. Incidence musculaire

Hendershot et Nussbaum ont mis en avant que le psoas des amputés fémoraux est hypo-extensible du côté amputé, ce qui serait responsable de l'antéversion exagérée de bassin [15]. Une extensibilité optimale est nécessaire pour prévenir les lombalgies. Un psoas trop court contribue au déficit d'extension de hanche pendant le pas postérieur. Pour compenser, le bassin peut s'antéverser, entraînant ainsi une hyper-extension des vertèbres ce qui permet d'augmenter la longueur du pas. Cela peut entraîner des micro-traumatismes au niveau des sacro-iliaques et des vertèbres lombaires ainsi qu'une hyper-mobilité de celles-ci. Cette antéversion de bassin, causée par l'hypo-extensibilité du psoas, entraîne des forces compressives plus importantes à la partie postérieure des vertèbres lombaires, responsables des discopathies [16]. L'antéversion va diminuer l'extension lombo-sacrale et la flexion sacro-iliaque [17].

Le muscle grand fessier est un composant essentiel pour maintenir le bassin dans sa position de référence. À l'aide des abdominaux, il sert à contre-balancer le psoas et les spinaux qui entraînent le bassin en antéversion. Quand le psoas est rétracté, le grand fessier, par l'inhibition réciproque, est incapable de maintenir le bassin, permettant ainsi l'antéversion de bassin [18].

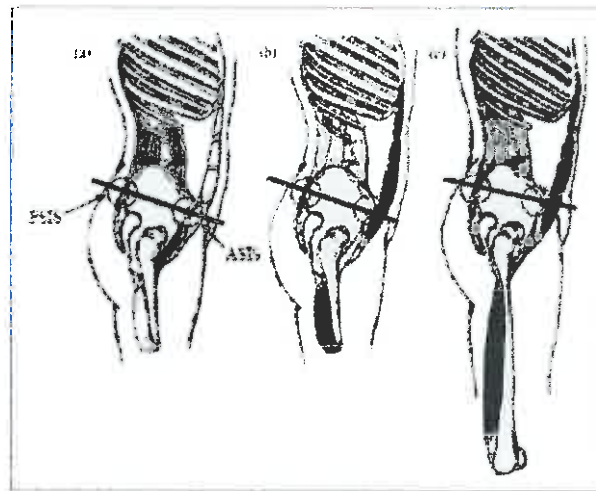


Figure 1 : déséquilibres musculaires post-amputation responsables de l'antéversion de bassin
[12]

Baum et coll. ont émis l'hypothèse que l'augmentation des inclinaisons pelviennes serait secondaire à l'incapacité d'attacher le quadriceps et les ischio-jambiers chez les amputés fémoraux aux moignons courts, car il s'agit d'une section au niveau musculaire et qu'aucun tendon n'est disponible et utilisable [19].

Il y a quelques années de nombreux amputés fémoraux portaient des prothèses quadrangulaires, avec un appui antérieur au niveau du triangle de Scarpa. Ce type de prothèse entraîne une rétroversion de bassin. Ces patients se positionnent donc en cyphose lombaire due à l'augmentation de flexibilité du psoas. Cette position place les structures vertébrales postérieures sous tension ce qui peut entraîner des dysfonctions neurologiques, des déformations et des incapacités dues à la douleur [16]. La rétroversion s'accompagne d'une raideur des ischio-jambiers, ce qui augmente les forces de compression à la partie antérieure des vertèbres et entraîne des discopathies. Actuellement, les emboitures à ischion intégré sont majoritairement utilisées. Elles sont jugées comme les plus physiologiques car anatomiques. En effet, l'ischion n'est pas posé sur une tablette mais est directement intégré dans l'emboiture. De plus, ce type de prothèse comprime moins les muscles et les tendons, ce qui permet plus de liberté et de mobilité. Les mouvements du fémur sont précisément suivis par l'ensemble de la prothèse [20].

4.3. Répercussions de l'amputation sur le rachis

4.3.1. Incidence vertébrale

Burke a été le premier en 1978 à faire un rapport radiographique sur les vertèbres lombaires des sujets amputés. À partir de 5 ans après amputation, il a pu observer des scolioses chez 43% d'entre eux et des changements dégénératifs des vertèbres lombaires, de différents degrés, chez 76% d'entre eux [21].

Suite à l'amputation, il y aura des changements dans la statique, les mouvements et la démarche des sujets amputés fémoraux. Ces changements influencent la charge des tissus qui sont sur la vertèbre et autour de celle-ci, des changements chroniques des structures passives, de la commande neuro-musculaire, mais aussi des modifications de charge et de dimension des vertèbres avec un changement des stratégies motrices et des propriétés fonctionnelles de celles-ci [15].

L'augmentation de la déformation des tissus mous autour des vertèbres, résultant de l'augmentation de la cinématique du tronc, peut réduire la contribution visco-élastique de ces tissus pour assurer la rigidité du tronc [22]. Pour compenser la baisse de la contribution des structures passives et permettre équilibre et stabilité aux vertèbres lombaires, cela demande une augmentation des exigences de la musculature du tronc.

Chez les sujets amputés, les zones neutres spinales sont plus importantes. Elles représentent la partie de la zone de mobilité intervertébrale la plus proche de la position de repos, dans laquelle, l'articulation a sa plus grande capacité de mouvement avec une résistance minimale à la mobilité intervertébrale. Si la zone neutre augmente alors l'instabilité vertébrale augmente, l'activité musculaire augmente pour compenser cette instabilité et le tronc devient donc plus raide [15].

Suite à l'amputation fémorale, il y a une augmentation des mouvements transversaux et des forces de cisaillement au niveau lombaire. Les mouvements asymétriques de la région

lombo-pelviennes sont répétitifs au cours d'une journée, ce qui engendre la déformation des structures passives et des mécanorécepteurs [23]. La diminution de la sensibilité proprioceptive entraîne une baisse de la réponse musculaire réflexe avec un retard de timing de la réponse musculaire du côté amputé [15]. Les mouvements anormaux des vertèbres lombaires et les déformations musculo-squelettiques qui en découlent entraînent des douleurs importantes car ils contiennent de nombreux nocicepteurs [24]. Le tronc est souvent sollicité dans les activités de la vie quotidienne, ces asynergies entre structures passive et active vont accroître les instabilités et le risque de lombalgie [25].

De plus, Hendershot et Nussbaum ont mis en avant que chez les amputés, l'utilisation préférentielle du membre inférieur sain serait responsable de différences bilatérales au niveau mécanique et neuro-musculaire du tronc [15].

4.3.2. Incidence musculaire

Chez les amputés fémoraux, il existe en général une augmentation du travail musculaire du tronc de 6 à 13% par rapport aux sujets sains, afin de compenser le manque de contribution passive [15][25].

Les spinaux veillent à la posture correcte des lombaires, les maintenant en position de lordose. Friel et coll. ont mis en avant la faiblesse des spinaux chez les amputés fémoraux et sa corrélation avec l'apparition de lombalgie. Cette faiblesse augmente la taille de la zone neutre, entraînant une instabilité vertébrale. Les sujets les plus douloureux ont des spinaux très fatigables et peu endurants. Le sujet sain tient en moyenne 3 minutes au test de Sorensen alors qu'en moyenne un sujet amputé et lombalgique tiendrait 26,5s. Comme le seuil de fatigue est très bas, cela prédispose aux douleurs dorsales [16].

Peu d'études se sont intéressées aux abdominaux, mais il existe tout de même une différence de force selon la cause de l'amputation. Les sujets amputés traumatiques présentent généralement des abdominaux plus forts que les sujets amputés pour cause vasculaire, mais ceci

est valable pour l'ensemble de la musculature [16]. Concernant les muscles transverse, Springer et Gill n'ont trouvé aucune différence significative entre les propriétés des transverse d'une personne amputée et celles d'une personne saine [26].

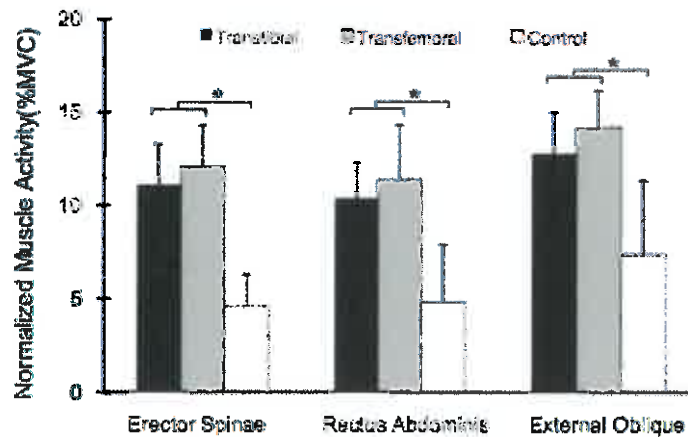


Figure 2 : Augmentation du travail musculaire des muscles du tronc suite à l'amputation fémorale [15]

5. LES TROUBLES DE LA MARCHÉ, CONSÉQUENCES SECONDAIRES DE L'AMPUTATION

Les troubles posturaux des amputés fémoraux entraîneront des anomalies de la marche, qui accentueront et aggraveront les troubles musculo-squelettiques de ces sujets [27] [annexe V].

5.1. Conséquences sur la cinématique de la marche

5.1.1. Dans le plan frontal

Durant la marche appareillée, le tronc s'incline latéralement au dessus de la jambe d'appui. On pourra observer cette inclinaison latérale juste après l'attaque du talon au sol. Plus le niveau d'amputation est haut, plus la flexion latérale est exagérée. Quand le pied prothétique est en appui, cette flexion latérale est plus importante et se déclenche plus tardivement chez les amputés fémoraux que chez les amputés tibiaux [28]. Les balancements exagérés de tronc dans le plan frontal permettent de compenser les mouvements d'abduction de hanche et de valgus de genou ou de contrebalancer un mauvais alignement de prothèse [29].

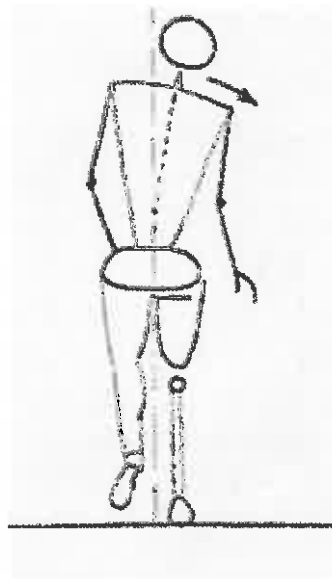


Figure 3 : inflexion latérale de tronc vers la jambe d'appui

Le bassin s'inclinera du côté de la jambe d'appui, ce qui est dû à la faiblesse des stabilisateurs de hanche du côté amputé. Cette inclinaison sera compensée par la flexion latérale de tronc [14]. Lors de la phase d'appui sur le membre prothétique, la chute de bassin sera moins importante que lors de l'appui sur le membre sain. Il existe aussi parfois une élévation de bassin du côté oscillant, à la fois du côté du membre prothétique que du membre sain. Ce mouvement d'élévation se retrouve chez les amputés fémoraux aux moignons courts, aux emboitures douloureuses ou suite à un défaut de rééducation et permet le dégagement du pied [30]. Goujon-Pillet et coll. ont mis en avant qu'au cours de la phase d'oscillation de la prothèse, l'élévation du bassin se trouve entre 5 et 7° par rapport à la normale. Dans le plan frontal, les amplitudes

anormales de mouvements de bassin diminuent de $0,02^\circ$ pour chaque millimètre de plus au niveau du moignon [14].

D'après une étude de Russel et Wilken, les amputés fémoraux seraient caractérisés par une rigidité importante entre le bassin et le tronc durant la marche. Ce serait un mécanisme de protection des segments ou de compensation pour améliorer la stabilité [31].

5.1.2. Dans le plan sagittal

Le tronc commence à se fléchir vers l'avant à l'attaque du talon. Les amplitudes de flexion et d'extension de tronc sont plus importantes chez les amputés fémoraux que chez les amputés tibiaux. La flexion accrue de tronc permet de compenser le manque de participation de la cheville ; le degré de participation dépendra du type de cheville prothétique. Cette flexion accrue facilite aussi l'extension de hanche, souvent limitée par l'hypo-extensibilité du psoas. Cette compensation demande une augmentation du travail des muscles du tronc et de la hanche. Durant la marche, les amputés fémoraux lordosent de façon importante pour s'accommoder aux changements d'orientation de hanche ou pour permettre l'alignement du tronc et du bassin [28].

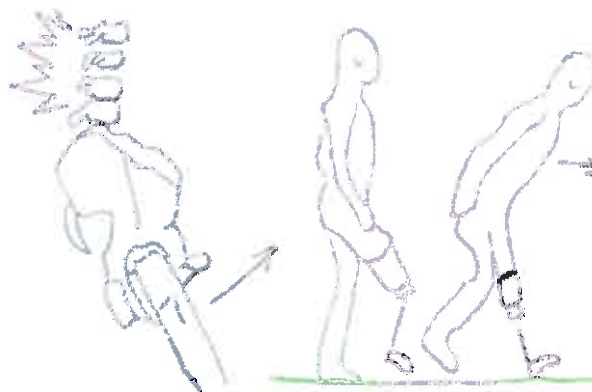


Figure 4 : flexion antérieure de bassin à l'attaque du talon

Durant la marche, l'inclinaison antérieure de bassin est plus importante chez les sujets amputés que chez les sujets sains [28]. Chez les amputés fémoraux, le bassin agit comme propulseur pour entraîner la jambe vers l'avant. Il y a une antéversion faible de bassin avant le décollement du pied, suivi d'une importante poussée postérieure pour aider le membre prothétique à avancer [19].

Russel et Wilken mettent en avant l'angle important formé entre l'antéversion de bassin et la bascule postérieure du tronc, qui est la conséquence des importants déséquilibres musculaires [31]. La répétition de ces adaptations de marche aura un retentissement important dans l'apparition des lombalgies.

5.1.3. Dans le plan transversal

Durant la marche appareillée, les amplitudes de rotation de tronc sont plus importantes chez les amputés fémoraux [31]. En effet, le tronc tourne vers la jambe d'appui, la rotation étant maximale à l'attaque du talon. La mobilité dans le plan transversal se fera au niveau du tronc chez les amputés fémoraux, contrairement aux sujets sains, qui utiliseront la mobilité du bassin.

Morgenroth et coll. ont mis en avant que les instabilités rotationnelles dans le plan transverse sont impliquées dans l'apparition de lombalgie. En effet, l'annulus fibrosus présent dans le disque inter-vertébral joue un rôle significatif pour résister aux rotations lombaires dans le plan transversal. Il a été démontré que les rotations dans le plan transverse causent les plus fortes tensions des fibres de l'annulus fibrosus parmi les mouvements tridimensionnels. Pendant de nombreux cycles de marche, l'augmentation des rotations dans le plan transverse peut être associée à une dégénération du disque et à l'apparition de lombalgie [24].

Hendershot et Wolf ont étudié la relation entre le niveau d'amputation et les rotations de tronc. Plus le moignon est court, plus les rotations augmentent [28].

5.2. Conséquences sur les forces de réaction au sol

Lors des phases de contact avec le sol, le pied exerce sur le sol une force d'action vers le bas. Il s'y ajoute une force de réaction exercée par le sol sur le pied, orientée vers le haut. Plus le niveau d'amputation est haut, plus les forces de réactions augmentent [28]. Ces forces sont plus importantes du côté amputé et se produisent plus tôt que chez les personnes saines [32]. Les forces de réaction à la partie postérieure du pied sont plus importantes chez les amputés fémoraux que chez les amputés tibiaux, avec des forces plus importantes du haut vers le bas que du bas vers le haut [28].

Cette augmentation des forces de réaction au sol chez les amputés fémoraux aura des conséquences musculo-squelettiques délétères, à l'origine d'une future lombalgie.

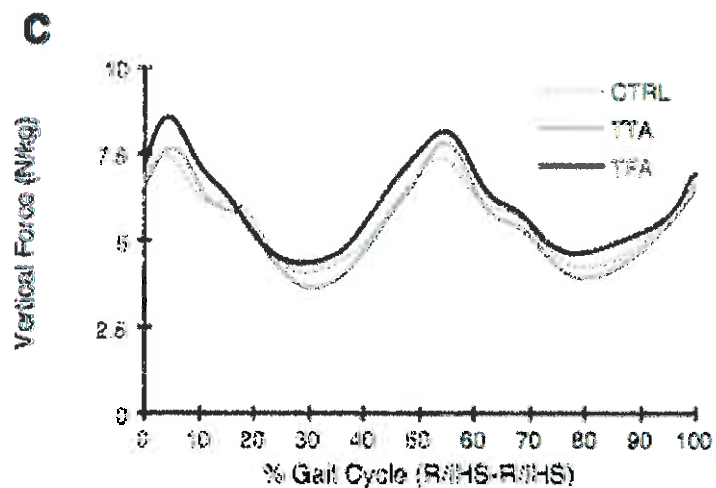


Figure 5 : Modifications des forces de réaction chez les amputés fémoraux (TFA) [28]

5.3. Conséquences sur la position du centre de pression

Chez les sujets amputés, la position moyenne du centre de pression est déplacée latéralement vers la jambe porteuse [13]. L'amplitude des déplacements du centre de pression est moindre sous la jambe amputée que sous la jambe saine, selon l'axe frontal et sagittal. Ce déplacement est plus important chez les sujets amputés fémoraux que chez les amputés tibiaux, malgré la présence de nombreuses stratégies compensatoires. Les amputés fémoraux sont sans cesse dans l'adaptation posturale, entraînant une fatigue musculo-squelettique importante.

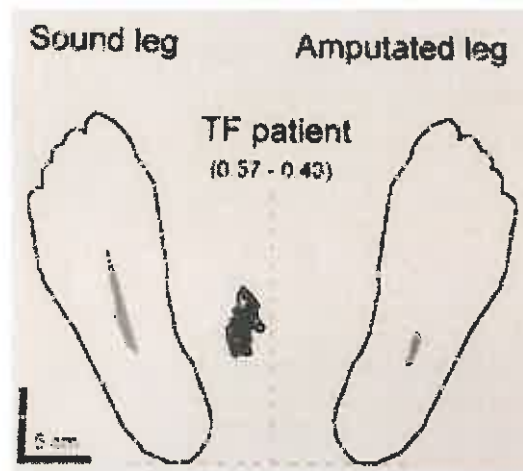


Figure 6 : déplacement latéral du centre de pression chez les amputés fémoraux [13]

5.4. Conséquences sur les contributions musculaires

De nombreux amputés fémoraux présentent une atrophie musculaire générale. Les amputés pour cause vasculaire sont plus touchés que les amputés traumatiques [23]. Les muscles du moignon sont particulièrement touchés, avec une baisse de 30% du volume et une augmentation de la proportion de tissus adipeux. Plus le moignon est court, plus les muscles stabilisateurs de hanches sont amyotrophiés [14].

Une commande musculaire plus active est exigée dans le plan frontal pendant la marche. Lors de la phase d'appui, le tronc et le bassin homolatéraux ont besoin d'abducteurs puissants pour réduire la déstabilisation. La flexion latérale de tronc du côté prothétique permet de compenser la faiblesse des abducteurs. Ces mouvements compensatoires augmentent le risque de lombalgie [28].

Durant la marche, les vertèbres et les spinaux agissent de manière synchrone. Les mouvements du bassin sont restreints par les fléchisseurs, qui vont limiter l'extension lors du pas postérieur [18], tandis que les spinaux et les abdominaux contrôlent l'alignement du tronc au dessus du bassin. L'activité des spinaux pendant la marche entraîne une action plus tardive des abdominaux et ralentit les forces passives reflétées au tronc [18].

5.5. Conséquences sur les paramètres temporo-spatiaux

5.5.1. Vitesse de marche

La vitesse de marche est généralement plus lente chez les sujets amputés que chez les sujets sains [33]. Quand la vitesse augmente, l'instabilité dans le plan sagittal et frontal augmente chez les amputés. Les valeurs les plus basses de stabilité, d'harmonie et de symétrie se trouvent chez les amputés fémoraux. Iosa et coli. ont mis en avant que les amputés fémoraux sont plus instables dans le plan frontal que sagittal, ce qui est la conséquence du défaut de stabilisateurs de hanche [34]. Une vitesse de marche plus lente sera donc une stratégie pour les amputés afin d'augmenter la stabilité. Ils préféreront donc une marche stable à une marche efficace [34]. L'incapacité pour les amputés d'avoir une rotation contraire du tronc et du bassin entraînera la réduction de la vitesse de marche confortable et entraînera à terme, l'apparition de lombalgie [14].

La vitesse de marche va dépendre du niveau d'amputation, plus le moignon est court plus la vitesse de marche sera lente [35][36]. Mais elle dépend aussi de l'âge et des pathologies du patient. Les amputés vasculaires marcheront souvent plus lentement que les amputés

traumatiques, de part la pathologie mais aussi la moyenne d'âge de cette population [37]. En général, les amputés fémoraux marchent 29% moins vite que les sujets sains, avec une vitesse confortable égale à 1,01 m/s [23].

5.5.2. Cadence de marche

Rabuffetti et coll. ont estimé que la cadence de marche des amputés fémoraux se trouve entre 84,5 et 105,3 pas/minutes [38]. Malheureusement aucune donnée sur la norme de la cadence de marche chez les sujets sains n'est disponible dans la littérature.

5.5.3. Longueur et largeur du pas

Dans l'espace, le pas est plus long du côté prothétique que du côté sain chez les amputés fémoraux. Dans le temps, le pas est bref lors de l'appui sur la prothèse et sera plus long quand celle-ci oscillera [28]. Il y aura donc une augmentation de charge sur les articulations du membre intact et une diminution de ces charges appliquées sur celles du membre amputé [1]. L'utilisation préférentielle du membre inférieur sain entraîne des changements de la cinématique du tronc et de l'organisation du système neuro-musculaire, entraînant ainsi des altérations et asymétries [22].

Une augmentation de la largeur du pas a été décelée chez les amputés par rapport aux sujets sains, avec une augmentation plus importante encore chez les amputés fémoraux [39]. L'augmentation de la largeur du pas demande une augmentation du travail mécanique et musculaire pour recentrer le pied de manière adéquate. Les sujets amputés font des pas larges de 18 à 30 cm contre 16 cm pour les sujets sains.

5.6. Différentes stratégies compensatoires mises en place durant la marche

Les troubles posturaux des amputés fémoraux et les mauvais alignements de prothèses peuvent être à l'origine de différents troubles de marche. Pour avoir une marche efficace, les sujets mettront en place diverses compensations. Un recensement des diverses boîtiers des amputés fémoraux a été réalisé :

- Pas prothétique plus court
- Boîtier de Trendelenburg
- Élévation du bassin du côté oscillant
- Élévation de la pointe du pied du côté sain
- Marche en circumduction
- Marche en plongeant
- Absence de pas pelvien
- Marche en abduction
- Défaut de longueur du pas
- Talonnage
- Dissociation des ceintures
- Hyper-lordose
- Absence de balancement du bras du côté de la prothèse [40]

6. RETENTISSEMENT D'UN MAUVAIS ALIGNEMENT DE PROTHÈSE SUR LES LOMBALGIES

6.1. Alignement de prothèse chez un amputé fémoral

Un bon alignement de prothèse est une position et une orientation relative des composants de la prothèse qui affecte le confort, la fonction et l'esthétique [1]. Cette position est « patient dépendant ». Que ce soit pour les prothèses tibiales ou fémorales, les

orthoprothésistes règlent le plus souvent la prothèse en position de flexum de confort. Les prothèses ne sont pas réglées en position d'hyper-correction, mais en légère flexion. Ce réglage est d'autant plus important si le patient amputé fémoral présente un flexum de hanche. Cette position permet un meilleur rendement fonctionnel et lutte contre la douleur, que pourrait engendrer un réglage en position de correction maximal. Si le segment fémoral se trouve en hyper-extension, alors le sujet serait tenté de compenser par une hyper-lordose, source de lombalgie.



Figure 6 : Alignement adapté de prothèse chez les amputés fémoraux [41] [annexe VI]

Une bonne emboîture est aussi fondamentale dans le succès d'une prothèse, une emboîture non adaptée entraîne une distribution indésirable des pressions entre la prothèse et le moignon, ce qui cause inconfort, douleur et ouverture de la peau [1].

Rougier et Bergeau ont mis en avant que 54% des amputés fémoraux présenteraient un membre amputé plus court, conséquence directe d'un mauvais alignement de prothèse. La valeur moyenne du manque de longueur du côté prothétique est de 1,13 cm [12]. Il a été démontré, en faisant varier les alignements de prothèses, que ces réglages peuvent changer de manière considérable les propriétés biomécaniques du sujet [42]. Si la prothèse n'est pas correctement alignée alors il risque d'y avoir des surcharges musculaires et des atteintes

articulaires, ce qui va entraîner plus tard des déviations par rapport à la marche physiologique et des augmentations du coût énergétique de la marche [41].

Dans certains cas, la prothèse est volontairement réglée pour avoir un membre inférieur plus court, en vue d'améliorer le dégagement du pied lors de la marche. Mais les bénéfices de ces réglages ne sont pas clairs dans la littérature, d'autant plus que ceux-ci sont associés à une altération des structures et des fonctions du sujet [9].

6.2. Conséquences biomécaniques du défaut d'alignement de la prothèse

Ces changements se traduisent par des inclinaisons de bassin anormales dans le plan frontal, des torsions de bassin anormales dans le plan sagittal et des scoliozes lombaires [43], qui ont été décrits comme des compensations non structurales et non progressives [44].

6.2.1. Conséquences d'un défaut d'alignement de prothèse sur le bassin

Chez les amputés fémoraux, l'antéversion de bassin est déjà plus importante que la normale ou que chez les amputés tibiaux [12]. S'il y a un défaut d'alignement de la prothèse et que le membre prothétique est plus court, alors l'inclinaison de bassin sera d'autant plus importante du côté prothétique ($17,70^\circ$) que du côté sain ($16,17^\circ$).

Si un sujet présente un membre prothétique plus court que son membre sain, cela entraîne une inclinaison de bassin et de sacrum du côté prothétique. Comme le sacrum est incliné du côté prothétique alors la sacro-iliaque du côté prothétique est dans une position plus horizontale et est sujette à des forces de compression accrues. La sacro-iliaque controlatérale est dans une position plus verticale et reçoit plus de forces de cisaillement [17]. Cette asymétrie de bassin entraîne des changements au niveau des ligaments lombo-sacraux et prédispose le sujet à des tensions chroniques [12].

L'augmentation de l'inclinaison antérieure de bassin entraîne un raccourcissement des fléchisseurs de hanche du côté amputé. Les spinaux seront alors placés en position courte ce qui va augmenter la lordose lombaire. Les abdominaux seront eux en position longue, ce qui réduit son potentiel de force. Les ischio-jambiers auront tendance à l'amyotrophie et ne seront pas capables de compenser les spinaux pour maintenir le bassin en position neutre. Du côté du membre inférieur sain, les changements musculaires seront similaires avec une atteinte amoindrie des ischio-jambiers. Ces groupes musculaires ne seront donc plus capables de prévenir les asymétries de bassin [12].

6.2.2. Conséquences d'un défaut d'alignement de prothèse sur les vertèbres lombaires

Un défaut d'alignement de prothèse peut entraîner l'apparition d'une scoliose lombaire. La convexité de la scoliose se trouve au dessus du membre inférieur le plus court, ce qui est concomitant à une rotation vertébrale [44]. Les tissus du côté convexe des vertèbres lombaires reçoivent plus de forces que du côté concave. L'annulus fibrosus est sujet à des forces de traction du côté convexe et des forces compressives du côté concave. L'inflexion latérale des vertèbres lombaires est accompagnée d'une rotation, donc le disque est sujet à des forces de tractions, de cisaillement mais aussi à des contraintes de rotation. Cela prédispose aux discopathies [17].

7. INFLUENCE DU NIVEAU D'AMPUTATION SUR L'APPARITION DE LOMBALGIE

Nos recherches ont mis en avant seulement deux études évoquant la relation entre le niveau d'amputation et l'apparition de lombalgie.

Pour établir s'il existait une relation entre niveau d'amputation et l'apparition de lombalgie, Ehde et coll. ont comparé l'incidence de lombalgie entre les amputés fémoraux et tibiaux [8]. Il n'a pas été démontré de différences significatives entre les risques de lombalgie des sujets amputés fémoraux et tibiaux. Cette incidence a été estimée par rapport à une question de l'étude, demandant si, oui ou non, les sujets présentaient des douleurs lombaires. Selon ce questionnaire réalisé sur 255 sujets amputés, le niveau d'amputation n'est pas sensiblement corrélé avec l'intensité de la douleur, la gêne ou encore les interférences avec les diverses activités [8].

Devan et coll. ont aussi étudié l'interférence entre le niveau d'amputation et l'apparition de lombalgie [27]. Selon leur étude, les amputés fémoraux présentent des douleurs et des limitations fonctionnelles plus importantes que les amputés tibiaux. Le score Oswestry des amputés fémoraux se trouvent à 17,25 +/- 13,60 contre 9,97 +/- 11,40 pour les amputés tibiaux, ce qui montre une limitation fonctionnelle bien plus importante [annexe VII] [27].

Au niveau musculaire, les amputés fémoraux souffrent d'hypo-extensibilités importantes du psoas, ainsi que de spinaux plus forts mais moins endurants que les amputés tibiaux [16].

Ces études, utilisant des méthodologies de recherche différentes, se concluent par des résultats contradictoires peu significatifs.

8. CONDITION PHYSIQUE : INÉGALITÉS FACE À LA LOMBALGIE

Springer et coll. et Kusljagic et coll. ont étudié la relation entre l'amputation et la condition physique. Ils ne démontrent aucunes relations entre amputation, activités physiques et lombalgie. La majorité des amputés fémoraux ont une activité physique modérée, à hauteur de 86,2 % et seulement 13,8 % ont une activité faible [45]. Entre les amputés fémoraux, avec et sans lombalgie, il n'y a pas de différence significative dans la réalisation d'activités physiques

modérées ou intenses [26]. Le problème de ces deux études est que les populations étaient majoritairement des sujets jeunes et amputés suite à un traumatisme.

Il est évident que la perte d'un membre engendre une diminution des possibilités fonctionnelles. Le retentissement fonctionnel dépend de l'âge, du niveau d'amputation, de la douleur, du motif d'amputation et du projet de vie du patient.

Très souvent, la condition physique d'un patient amputé traumatique sera bien meilleure par rapport à celle d'un patient amputé pour problèmes vasculaires. Un bon niveau d'activité physique permettra de renforcer et d'équilibrer la musculature du dos, de lutter contre les troubles musculo-squelettiques et de pouvoir ainsi réaliser convenablement les activités de la vie quotidienne. Les sujets les plus actifs développeront jusqu'à 60% d'énergie en plus que les sujets normaux, ce qui peut se rapprocher de dépenses d'un sportif de haut niveau.

Alors que pour les sujets amputés pour cause vasculaire, l'évolution de la pathologie artéritique a une place importante, car elle a une répercussion sur le moignon et le membre sain. La population est généralement plus âgée que la population traumatique, avec d'importantes comorbidités associées. L'amputation a des conséquences plus douloureuses qui empêchent la réalisation optimale des activités quotidiennes et qui alimentent ainsi le déconditionnement et l'enracinement des troubles musculo-squelettiques.

9. DISCUSSION

9.1. Intérêt de la recherche bibliographique

Dans la littérature scientifique actuelle, sont majoritairement évoquées les douleurs du membre résiduel ou encore les douleurs fantômes, au détriment des douleurs lombalgiques. Nous avons trouvé important de souligner le phénomène lombalgique chez les amputés fémoraux, au vu de la forte incidence de ce type de douleur et de la rareté des études le concernant.

Nous avons évoqué divers troubles musculo-squelettiques au niveau lombo-pelvien chez les amputés fémoraux. Ces asymétries musculo-squelettiques altèrent les muscles, les tissus de liaisons et les os. Ces troubles sont non négligeables et affectent sérieusement la posture et la marche.

L'antéversion de bassin est majorée chez les amputés fémoraux, d'environ 4° par rapport aux sujets sains [14]. La littérature évoque essentiellement l'hypothèse de raccourcissements récurrents de psoas du côté amputé chez ces sujets [15]. Cette antéversion permettra de réaliser le pas postérieur, mais au fur et à mesure des répétitions, entrainera des discopathies importantes dues aux compressions de la partie postérieure des vertèbres [16]. La faiblesse du grand fessier et des abdominaux a été mise en avant dans cette population, ces muscles ne peuvent donc pas contrer cette antéversion et équilibrer le bassin [18].

L'amputation a des conséquences importantes au niveau du rachis lombaire, que la littérature a mis très tôt en avant en dénonçant des changements dégénératifs [21]. Les modifications se font à la fois au niveau vertébral mais touchent aussi les structures passives et actives avoisinantes [15]. L'asymétrie des mouvements au niveau lombo-pelvien engendre des atteintes des structures passives et des mécanorécepteurs [23]. Cela entrainera une participation en baisse des structures passives et une diminution de la sensibilité proprioceptive. La stabilité et la mobilité rachidienne se retrouvent donc en péril. C'est pourquoi, il y a une augmentation des exigences de la musculature chez les amputés. L'activité musculaire des amputés sera plus importante que chez les sujets sains, pour pouvoir assurer la sécurité rachidienne [15]. Cependant Friel et coll. ont démontré la faiblesse des spinaux, entrainant ainsi une instabilité vertébrale et favorisant la lombalgie. Les données concernant les muscles abdominaux des amputés fémoraux ne sont pas nombreuses et ne sont pas significatives [16]. Suite à l'amputation, des différences bilatérales s'installent au niveau mécanique et neuro-musculaire du tronc.

Ces mouvements anormaux du bassin et du tronc sont répétés au quotidien au cours des activités de la vie journalière et des différentes phases de la marche. Les amputés fémoraux mettent en place divers schémas compensatoires au cours de la marche pour que celle-ci soit la

plus stable possible. Il s'en suivra donc une aggravation perpétuelle des déformations et une lombalgie inévitable [27].

Dans le plan frontal, le tronc s'incline latéralement vers la jambe en appui au moment de l'attaque du talon au sol. Cette inclinaison est plus importante et plus tardive quand l'appui se fait sur le membre prothétique [28]. Cette inflexion latérale de tronc sert à compenser la chute de bassin homolatérale, le défaut d'abduction de hanche et de valgus de genoux [29]. En effet, le bassin s'inclinera latéralement du côté de la jambe d'appui [14]. La chute sera moins importante lors de l'appui sur le membre prothétique que sur le membre sain, due au déficit de stabilisateurs de hanche du côté amputé.

Dans le plan sagittal, à l'attaque du talon, le tronc commence à fléchir vers l'avant [28]. Cette flexion compense le manque de participation de la cheville prothétique et facilite l'extension de hanche lors du pas postérieur. Au niveau du bassin, l'antéversion est bien plus marquée chez les amputés fémoraux lors de la marche.

Dans le plan transversal, le tronc se tourne vers la jambe en appui, à l'attaque du talon [31]. La majorité de la mobilité dans le plan transversal se fait au niveau du tronc chez les amputés fémoraux, contrairement aux sujets sains qui utilisent la mobilité du bassin. Ces contraintes rotationnelles au niveau lombaire sont impliquées dans l'apparition de lombalgie [24].

De plus, les forces de réactions du sol sont modifiées de part l'amputation. Ces forces sont plus importantes du côté amputé et cette onde de choc applique des contraintes délétères au niveau musculo-squelettique chez ces sujets [28]. Une autre particularité des amputés fémoraux est le déplacement latéral du centre de pression sous la jambe porteuse [13]. Ce déplacement est moins important sous la jambe amputée que sous la jambe saine. Ces sujets sont sans cesse dans l'adaptation posturale, entraînant ainsi une fatigue musculo-squelettique importante.

La vitesse de marche est généralement plus lente chez les amputés fémoraux pour permettre une plus grande stabilité [34]. Ce sera donc une stratégie que de préférer une marche

stable et sécurisée à une marche efficace. De plus, les paramètres spatio-temporels sont modifiés chez ces sujets. Dans l'espace, le pas est plus long du côté prothétique mais dans le temps, ce pas est bref par rapport au côté sain [28]. Ces sujets utilisent préférentiellement le membre sain et les contraintes y sont donc plus importantes, créant ainsi des déséquilibres.

La littérature a mis en avant de fréquents défauts d'alignement de prothèse chez les amputés fémoraux et leur lien étroit avec l'apparition de lombalgie. Rougier et Berceau ont souligné l'importante incidence du défaut d'alignement de prothèse chez les amputés fémoraux. La conséquence directe de cette erreur de réglage est la présence d'un membre amputé plus court, ce raccourcissement étant en moyenne de 1,13cm [12]. Un défaut de réglage prothétique peut entraîner des surcharges musculaires et articulaires et déséquilibrer de manière considérable les propriétés biomécaniques de ces sujets [41].

En s'appuyant sur les données de la littérature, il est intéressant de pouvoir dresser le profil type d'un « futur amputé fémoral lombalgique ». L'implication du niveau d'amputation n'a pas été démontré, aucune différence significative entre les amputés fémoraux et tibiaux n'a été mise en avant face au risque lombalgique [8]. À partir des résultats de nos recherches, nous pouvons évoquer que ce risque dépend de l'âge, des douleurs, du motif d'amputation, de la condition physique du patient et de ses aspirations. Il est compréhensible qu'un jeune amputé traumatique, au bon niveau d'activité physique, est moins sujet à développer des douleurs lombalgiques qu'un patient plus âgé, amputé pour cause vasculaire. Un amputé traumatique peut développer jusqu'à une énergie proche d'un sportif de haut niveau, alors que les comorbidités des sujets amputés pour cause vasculaire alimentent le déconditionnement et le développement de troubles musculo-squelettiques.

9.2. Limites de la revue de littérature

La principale limite de notre travail repose sur le peu de littérature traitant spécifiquement notre sujet et sa qualité. Les niveaux de preuve scientifique sont définis dans les recommandations de bonne pratique de l'HAS [Annexe III]. Nous avons apprécié la cotation

de tous nos articles selon la grille de recommandation de l'HAS. Les études, choisies pour la réalisation de cette revue, n'ont pas un niveau de preuve équivalent et n'ont pas toutes la même fiabilité. L'interprétation des conclusions est à prendre avec précautions. La majorité des études répondent à un niveau de preuve 4 ou 3, mais aucune étude de preuve 1 n'a pu être retenue pour ce travail [Annexe IV].

Les études épidémiologiques descriptives sélectionnées sont réalisées à l'aide de centaines de patients, souvent démarchés par courrier postal. Les études cas-témoins sélectionnés sont quant à elles, réalisées sur de petites populations, entre 8 et 70 participants maximum. Ce sont des petites études dont les résultats sont difficilement généralisables au reste de la population amputée.

Les populations sélectionnées sont majoritairement des hommes avec une moyenne d'âge se trouvant autour de 50-60 ans. Cette moyenne d'âge souligne que la condition physique et les co-morbidités associées risquent d'influencer l'apparition et le vécu de la lombalgie. De plus, dans ces études, les patients étaient majoritairement amputés pour causes vasculaires, ce qui confirme le risque de co-morbidités et de douleur associées.

Aucune étude ne comprenait comme critère d'inclusion les différents genoux ou pieds prothétiques. Il est évident que les résultats auraient été différents selon que le patient porte un pied de classe I ou de classe III ou encore, un genou bloqué ou un genou prothétique avec microprocesseur.

Les études américaines retenues sélectionnent leurs patients parmi des hôpitaux de guerre avec une population de vétérans. Cette population diffère de la majorité de la population amputée, donc cela rajoute un biais dans la volonté de généralisation des résultats de notre étude.

9.3. Implications pour les recherches futures

Ces différentes études ont été sélectionnées afin de mettre en avant les origines de la lombalgie et sa gravité. Mais en explorant l'ensemble des bases de recherche, nous avons trouvé peu d'articles concernant la prise en charge kinésithérapique de la lombalgie des amputés. L'intérêt de ce travail est d'exposer les différents troubles des amputés fémoraux pour permettre de faciliter le dépistage des sujets à risque par les masseur-kinésithérapeutes. La sensibilisation de la profession à l'importance du risque lombalgique est nécessaire, afin de préconiser une prise en charge préventive adaptée pour éviter ou limiter l'apparition de lombalgie.

10. CONCLUSION

Ce travail a pour but de rassembler les informations de la littérature actuelle concernant les diverses origines de lombalgie chez les amputés fémoraux. Il nous a paru essentiel de détailler le phénomène lombalgique dans cette population. Ce type de douleur touche une très grande majorité de la population amputée et a des répercussions importantes sur leur qualité de vie. La finalité de notre travail est de souligner les divers troubles musculo-squelettique post-amputation, ainsi que les schémas de marche compensatoires qui en découlent et qui alimentent ces troubles. Mais aussi l'attention particulière qui doit être portée à la mise en place minutieuse de la prothèse et à l'équation personnelle du sujet lors de sa prise en charge rééducative.

Ce recueil d'information est essentiel pour les masseur-kinésithérapeutes, afin de sensibiliser la profession aux troubles musculo-squelettiques auxquels les patients amputés fémoraux sont confrontés. En effet, ces savoirs permettent d'adapter et d'optimiser les orientations rééducatives pour une prise en charge efficiente des amputés fémoraux. Il serait intéressant, dans le cadre de la rééducation des amputés fémoraux, de proposer un recueil d'exercices spécifiques visant à prévenir l'apparition de lombalgie.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J Rehabil Res Dev* 2008;45:15–29.
- [2] Ehde DM, Czerniecki JM, Smith DG, Campbell KM, Edwards WT, Jensen MP, et al. Chronic phantom sensations, phantom pain, residual limb pain, and other regional pain after lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:1039–44.
- [3] Amal Bakry Ahmad Abdul-Sattar. Amputation-Related Back Pain: Prevalence, Associated Risk Factors And Correlation With Functional. *Rheumatol Rehabil Dep* 2007;34.
- [4] Devan H, Carman AB, Hendrick PA, Ribeiro DC, Hale LA. Perceptions of low back pain in people with lower limb amputation: a focus group study. *Disabil Rehabil* 2015;37:873–83. doi:10.3109/09638288.2014.946158.
- [5] Marshall HM, Jensen MP, Ehde DM, Campbell KM. Pain site and impairment in individuals with amputation pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:1116–9.
- [6] Jensen MP, Smith DG, Ehde DM, Robinsin LR. Pain site and the effects of amputation pain: further clarification of the meaning of mild, moderate, and severe pain. *Pain* 2001;91:317–22.
- [7] Ephraim PL, Wegener ST, MacKenzie EJ, Dillingham TR, Pezzin LE. Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:1910–9. doi:10.1016/j.apmr.2005.03.031.
- [8] Ehde DM, Smith DG, Czerniecki JM, Campbell KM, Malchow DM, Robinson LR. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:731–4. doi:10.1053/apmr.2001.21962.
- [9] Kulkarni J, Gaine WJ, Buckley JG, Rankine JJ, Adams J. Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees. *Clin Rehabil* 2005;19:81–6.
- [10] Behr J, Friedly J, Molton I, Morgenroth D, Jensen MP, Smith DG. Pain and pain-related interference in adults with lower-limb amputation: comparison of knee-disarticulation, transtibial, and transfemoral surgical sites. *J Rehabil Res Dev* 2009;46:963–72.
- [11] Stam HJ, Dommissie A-MV, Bussmann HJBJ. Prevalence of low back pain after transfemoral amputation related to physical activity and other prosthesis-related parameters.

Disabil Rehabil 2004;26:794–7. doi:10.1080/09638280410001696683.

[12] Gaunaurd I, Gailey R, Hafner BJ, Gomez-Marin O, Kirk-Sanchez N. Postural asymmetries in transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Int* 2011;35:171–80. doi:10.1177/0309364611407676.

[13] Rougier PR, Bergeau J. Biomechanical analysis of postural control of persons with transtibial or transfemoral amputation. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr* 2009;88:896–903. doi:10.1097/PHM.0b013e3181b331af.

[14] Goujon-Pillet H, Sapin E, Fodé P, Lavaste F. Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:87–94. doi:10.1016/j.apmr.2007.08.136.

[15] Hendershot BD, Nussbaum MA. Persons with lower-limb amputation have impaired trunk postural control while maintaining seated balance. *Gait Posture* 2013;38:438–42. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.01.008.

[16] Friel K, Domholdt E, Smith DG. Physical and functional measures related to low back pain in individuals with lower-limb amputation: an exploratory pilot study. *J Rehabil Res Dev* 2005;42:155–66.

[17] Denise Massie, Annetta Haddox. Influence of Lower Extremity Biomechanics and Muscle Imbalances on the Lumbar Spine. *Athl Ther Today* 1999.

[18] Suraj Kumar, Vijai P Sharma. Importance of iliopsoas and erector spinae muscles in predicting the functional competence of transfemoral amputees. *Int J Physiother Res* 2014.

[19] Baum BS, Schnall BL, Tis JE, Lipton JS. Correlation of residual limb length and gait parameters in amputees. *Injury* 2008;39:728–33. doi:10.1016/j.injury.2007.11.021.

[20] Les différentes formes d'emboîtures - Prothèses de cuisses - Chabloz Orthopédie n.d. <http://www.chabloz-orthopedie.com/fr/orthopedie/Membres-inferieurs/3/Protheses-de-cuisses/13/page/Les-differentes-formes-demboitures/21> (accessed March 25, 2016).

[21] Burke MJ, Roman V, Wright V. Bone and joint changes in lower limb amputees. *Ann Rheum Dis* 1978;37:252–4.

[22] Hendershot BD, Bazrgari B, Nussbaum MA. Persons with unilateral lower-limb amputation have altered and asymmetric trunk mechanical and neuromuscular behaviors estimated using multidirectional trunk perturbations. *J Biomech* 2013;46:1907–12. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.04.018.

[23] Devan H, Hendrick P, Ribeiro DC, Hale LA, Carman A. Asymmetrical movements of

the lumbopelvic region: is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb amputation? *Med Hypotheses* 2014;82:77–85. doi:10.1016/j.mehy.2013.11.012.

[24] Morgenroth DC, Orendurff MS, Shakir A, Segal A, Shofer J, Czerniecki JM. The relationship between lumbar spine kinematics during gait and low-back pain in transfemoral amputees. *Am J Phys Med Rehabil Assoc Acad Physiatr* 2010;89:635–43. doi:10.1097/PHM.0b013e3181e71d90.

[25] Hendershot BD, Nussbaum MA. Altered flexion-relaxation responses exist during asymmetric trunk flexion movements among persons with unilateral lower-limb amputation. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 2014;24:120–5. doi:10.1016/j.jelekin.2013.11.005.

[26] Springer BA, Gill NW. Characterization of lateral abdominal muscle thickness in persons with lower extremity amputations. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007;37:635–43. doi:10.2519/jospt.2007.2532.

[27] Devan H, Tumilty S, Smith C. Physical activity and lower-back pain in persons with traumatic transfemoral amputation: a national cross-sectional survey. *J Rehabil Res Dev* 2012;49:1457–66.

[28] Hendershot BD, Wolf EJ. Three-dimensional joint reaction forces and moments at the low back during over-ground walking in persons with unilateral lower-extremity amputation. *Clin Biomech* 2014;29:235–42. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.12.005.

[29] Hendershot BD, Wolf EJ. Mediolateral joint powers at the low back among persons with unilateral transfemoral amputation. *Arch Phys Med Rehabil* 2015;96:154–7. doi:10.1016/j.apmr.2014.07.402.

[30] Michaud SB, Gard SA, Childress DS. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *J Rehabil Res Dev* 2000;37:1–10.

[31] Russell Esposito E, Wilken JM. The relationship between pelvis-trunk coordination and low back pain in individuals with transfemoral amputations. *Gait Posture* 2014;40:640–6. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.07.019.

[32] Hendershot BD, Wolf EJ. Persons with unilateral transfemoral amputation have altered lumbosacral kinetics during sitting and standing movements. *Gait Posture* 2015;42:204–9. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.05.011.

[33] Jaegers SM, Arendzen JH, de Jongh HJ. Prosthetic gait of unilateral transfemoral

amputees: a kinematic study. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76:736–43.

[34] Iosa M, Paradisi F, Brunelli S, Delussu AS, Pellegrini R, Zenardi D, et al. Assessment of gait stability, harmony, and symmetry in subjects with lower-limb amputation evaluated by trunk accelerations. *J Rehabil Res Dev* 2014;51:623–34. doi:10.1682/JRRD.2013.07.0162.

[35] Bell JC, Wolf EJ, Schnall BL, Tis JE, Potter BK. Transfemoral amputations: is there an effect of residual limb length and orientation on energy expenditure? *Clin Orthop* 2014;472:3055–61. doi:10.1007/s11999-014-3630-x.

[36] Azucena Rodriguez, Rebecca Stine, Stefania Fatone. Spinal Motion during Walking in Persons with Transfemoral Amputation with and without Low Back Pain | American Academy of Orthotists & Prosthetists. *Northwest Univ Prosthet-Orthot Cent Educ Res* 2011;19.

[37] M Jason Highsmith BWS. Differences in the Spatiotemporal Parameters of Transtibial and Transfemoral Amputee Gait. *JPO J Prosthet Orthot* 2009;22:26–30. doi:10.1097/JPO.0b013e3181cc0e34.

[38] Rabuffetti M, Recalcati M, Ferrarin M. Trans-femoral amputee gait: socket-pelvis constraints and compensation strategies. *Prosthet Orthot Int* 2005;29:183–92.

[39] IJmker T, Noten S, Lamoth CJ, Beek PJ, van der Woude LHV, Houdijk H. Can external lateral stabilization reduce the energy cost of walking in persons with a lower limb amputation? *Gait Posture* 2014;40:616–21. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.07.013.

[40] John H. Bowker. Chapter 14: Analysis of Transfemoral (Above-Knee) Amputee Gait. *Atlas Limb Prosthet. Surg. Prosthet. Rehabil. Princ.* Deuxième édition, Mosby; n.d.

[41] Rajčúková V, Michalčíková M, Bednarčíková L, Balogová A, Živčák J. Biomechanics of Lower Limb Prostheses. *Procedia Eng* 2014;96:382–91. doi:10.1016/j.proeng.2014.12.107.

[42] 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.

[43] Young RS, Andrew PD, Cummings GS. Effect of simulating leg length inequality on pelvic torsion and trunk mobility. *Gait Posture* 2000;11:217–23.

[44] Gurney B. Leg length discrepancy. *Gait Posture* 2002;15:195–206.

[45] Kusljugić A, Kapidzić-Duraković S, Kudumović Z, Cickusić A. Chronic low back pain in individuals with lower-limb amputation. *Bosn J Basic Med Sci Udruženje Basičnih Med Znan Assoc Basic Med Sci* 2006;6:67–70.

ANNEXES

ANNEXE I : Détails de la recherche bibliographique

ANNEXE II : Diagramme de flux

ANNEXE III : Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique, HAS 2013

ANNEXE IV : Renseignements sur les articles sélectionnés

ANNEXE V : Troubles musculo-squelettiques et marche chez les amputés fémoraux [23]

ANNEXE VI : Alignement adapté de prothèse chez les amputés fémoraux, légende en français

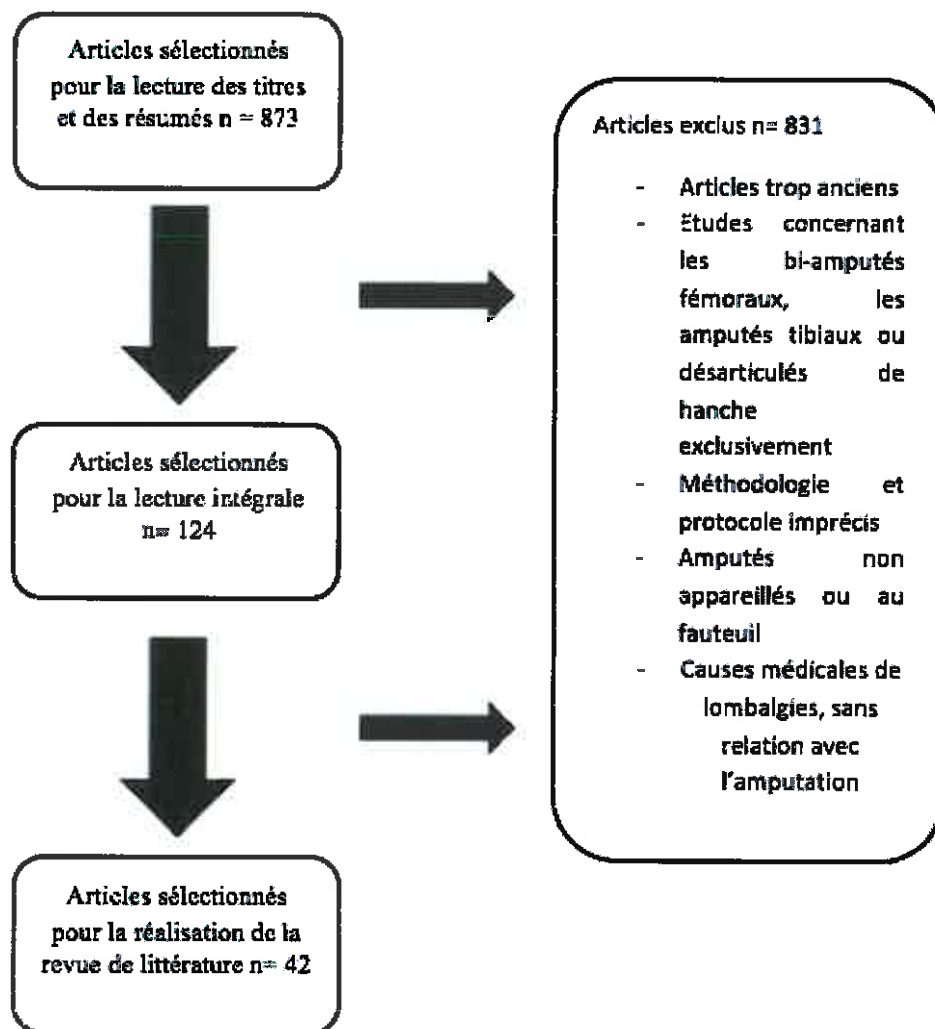
ANNEXE VII : Score Oswestry

ANNEXE I : Détails de la recherche bibliographique

Base de données	Mots clés	Nombre de résultats
Réédoc	« low back pain » « transfemoral amputation »	6
	« low back pain » « amputation »	25
	« gait » « transfemoral amputation »	37
	« postural » « transfemoral amputation »	4
	« prosthesis » « alignment » « amputation »	4
Pubmed	(low back pain) AND transfemoral amputation	13
	(low back pain) AND amputation	48
	((gait) AND transfemoral) AND amputation	111
	((postural)AND transfemora!) AND amputation	28
	((prothesis) AND alignment) AND transfemoral amputation	5
Kinedoc	« lombalgie » « amputation fémorale »	2
	« marche » « amputation fémorale »	104
	« posture » « amputation »	22
	« prothèse » « amputation fémorale »	7
EM Premium	« lombalgie » « amputation fémorale »	4
	« marche » « amputation fémorale »	18
	« posture » « amputation »	8
	« équilibre postural » « amputation »	8
	« prothèse » « amputation fémorale »	2
	« prothèse » « alignement » « amputation »	118
Doc Ciamef	« lombalgie » « amputés »	269
	« marche à pied » « amputés »	1
	« équilibre postural » « amputés »	0
	« amputés » « prothèses et implants »	2
HAS	« lombalgie » « amputation »	0
	« marche » « amputation fémorale »	8
	« posture » « amputation ¹ »	50

	« prothèse » « amputation »	1
Science Direct	Low back pain (all fields) AND lower limb amputation (titre + résumé + mot clé)	152
	Low back pain (all fields) AND transfemoral amputation (titre + résumé + mot clé)	32
	Gait, transfemoral amputation (après l'an 2000)	43
	« postural » « transfemoral amputation »	111
	« prosthesis » « alignement » (abstract, title, keyword)	5
	« prosthesis » « transfemoral amputation » (abstract, title, keyword)	35
Pedro	« gait » « transfemoral amputation »	1
	« postural » « amputation »	0
	« balance » « amputation »	4
	« prosthesis » « amputation » (après l'an 2000)	11
Cochrane	« prosthesis » « amputation »	4
	« postural » « amputation » (titre, abstract, keywords / 2000-2015)	4

ANNEXE II : Diagramme de flux



ANNEXE III : Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique, HAS 2013

Tableau 2. Grade des recommandations

Grade des recommandations	Niveau de preuve scientifique fourni par la littérature
A Preuve scientifique établie	Niveau 1 - essais comparatifs randomisés de forte puissance ; - méta-analyse d'essais comparatifs randomisés ; - analyse de décision fondée sur des études bien menées.
B Présomption scientifique	Niveau 2 - essais comparatifs randomisés de faible puissance ; - études comparatives non randomisées bien menées ; - études de cohortes.
C Faible niveau de preuve scientifique	Niveau 3 - études cas-témoins.
	Niveau 4 - études comparatives comportant des biais importants ; - études rétrospectives ; - séries de cas ; - études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale).

ANNEXE IV : Renseignements sur les articles sélectionnés

Auteur	Titre	Année	Pays	Niveau de preuve	Type de document	Type d'étude	Objectifs de l'étude	Article quantitatif/qualitatif
H. Devan, A. Carman, P. Hendrick, D. Ribeiro, L. Hale	Perceptions of low back pain in people with lower limb amputation: a focus group study	2015	Angleterre / Nouvelle Zélande	4	Research report presentation	Étude épidémiologique descriptive	Mettre en avant les causes de lombalgie chez les sujets amputés	quantitatif
D.M. Ehde, Douglas, Smith	Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations	2001	USA	4	Archive physique medical rehabilitation	Étude épidémiologique descriptive	Précisions sur la lombalgie des sujets amputés	quantitatif
Amal Bakry, Ahmad Abdal-Sattar	Amputation-related back pain: prevalence, associated risk factors and correlation with functional disability	2007	Egypte	4	Article	Étude épidémiologique descriptive	Précisions sur la lombalgie des sujets amputés	quantitatif
A. Kusjugic, S. Kapidzic-Durakovic, Z. Kudurovic, A. Cickusic	Chronic low back pain in individuals with lower limb amputation	2006	Bosnie Herzégovine	4	Article du journal bosniaque de science médical	Étude épidémiologique descriptive	Epidémiologie concernant les LLA LBP	quantitatif
M. Marshall, P. Jensen, M. Ende, M. Campbell	Pain site and impairment in individuals with amputation pain	2002	USA	4	Archive physique medical rehabilitation	Étude épidémiologique descriptive	Précisions sur les douleurs post-amputation	qualitatif
M. Jensen, D. Smith, D. Ehde, L. Robinsin	Pain site and the effects of amputation pain: further clarification of the meaning of mild, moderate and severe pain	2000	USA	4	Elsevier	Étude épidémiologique descriptive	Précisions sur les douleurs post-amputation	qualitatif
P. Ephraim, S. Wegener, E. MacKenzie, T. Dillingham, L.	Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey	2005	USA	4	Archive physique medical rehabilitation	Étude épidémiologique descriptive	Précisions sur les douleurs post-amputation + dépression	qualitatif

Pezzin								
J. Bejr, J. Friedly, I. Molton, D. Morgenroth, M. Jensen, D. Smith	Pain and pain-related interference in adults with lower limb amputation: comparison of knee-disarticulation, trans-tibial and transfemoral surgical sites	2009	USA	4	Article du Journal of Rehabilitation Research & Development (JRRD)	Étude épidémiologique descriptive	Comparaison des douleurs selon le niveau d'amputation	qualitatif
H. Devan, S. Turnity, C. Smith	Physical activity and lower-back pain in persons with traumatic transfemoral amputation: a national cross-sectional survey	2012	Nouvelle Zélande	4	Article du Journal of Rehabilitation Research & Development (JRRD)	Étude épidémiologique descriptive	Interférence des LBP chez LLA avec les activités physiques	quantitatif
H. Stam, A.-M. Dommisse, H. Bussmann	Prevalence of low back pain after transfemoral amputation related to physical activity and other prosthesis-related parameters	2004	Pays-Bas	4	Article de disability and rehabilitation (volume 26)	Étude épidémiologique descriptive	Précisions sur les facteurs de risque de lombalgie + interférences avec les activités physiques	quantitatif
J. Kulkarni, W. Gaine, J. Buckley, J. Adams	Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees	2003	Angleterre	4	Article du Clinical Rehabilitation	Étude épidémiologique descriptive	Comparaison LLA LBP vs. LLA sans LBP	quantitatif
D. Ehde, J. Czerniecki, D. Smith, K. Campbell, T. Edwards, M. Jensen, L. Robinson	Chronic phantom sensations, phantom pain, residual limb pain and other regional pain after lower limb amputation	2000	USA	4	Archive physique medical rehabilitation	Étude épidémiologique descriptive	Précisions sur les douleurs post-amputation	qualitatif
K. Friel, E. Domholdt, D. Smith	Physical and functional measures related to low back pain in individuals with lower limb amputation: an exploratory pilot study	2005	USA	4	Journal of rehabilitation research and development	étude de cas	Précisions sur les forces et endurance musculaires des sujets amputés, à l'origine de lombalgie?	quantitatif
R. Gailey, K. Allen, J. Castles, J. Kucharik, M. Roedeer	Review of secondary physical conditions associated with lower limb amputation and long-term prosthesis use	2008	USA	4	Journal of rehabilitation research and development	revue de littérature	Précisions sur les causes de lombalgie chez les sujets amputés	quantitatif
A. Rodriguez, R. Stine, S. Fatone	Spinal motion during walking in persons with transfemoral amputation with and without low back pain: preliminary results	2011	USA	2	Capabilities, communicating the science of prosthetics and orthotics	essai comparatif non randomisé	Étude préliminaire sur la marche des sujets amputés et lombalgies	quantitatif
S. Kumar, V. Sharma	Importance of iliopsoas and erector spinal muscles in predicting the functional competence of transfemoral amputees	2014	Inde	2	International journal of physiotherapy and research	essai comparatif randomisé	Prise en charge des différents muscles et leurs retentissement fonctionnel	qualitatif
D. Massien A. Haddox	Influence of lower extremity biomechanics and muscle imbalances on the lumbar spine	1999	USA	4	Athletic Therapie Today	revue de littérature	Anomalies biomécaniques à l'origine de mouvements compensatoires + lombalgie	qualitatif
D. Morgenroth, M. Orendarff, A. Shakir, A. Segai	The relationship between lumbar spine kinematics during gait and low-back pain in transfemoral amputees	2010	USA	2	American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation	essai comparatif non randomisé	Comparaison de la cinématique lombaire dans les trois plans entre les sujets amputés, lombalgies ou non, et un groupe contrôle	quantitatif
H. Pillet, E. Sapin, P. Fodé, F. Lavaste	Three dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait	2008	France	3	Archive physique medical rehabilitation	étude cas-témoin	Mouvements tridimensionnels du bassin et du tronc pendant la marche des sujets amputés fémoraux	qualitatif
PR. Rougier, J. Bergean	Biomechanical Analysis of Postural Control of Persons with Trans-tibial or Transfemoral Amputation	2009	France	2	Archive physique medical rehabilitation	essai comparatif non randomisé	Analyse et comparaison des mécanismes posturaux chez les sujets amputés fémoraux et tibiaux	qualitatif
I. Gaunard, R. Gailey, B. Hafner, O. GOMEZ-Marin, N. Kirk-Sanchez	Postural asymmetries in transfemoral amputees	2011	USA	4	Prosthetics and Orthotics International	essai comparatif comportant des biais	Comparaison des asymétries de bassin et de troac chez les amputés fémoraux, selon le membre inférieur intact et amputé	qualitatif

H. Devan, P. Hendrick, D. Ribeiro, L. Hale, A. Carman	Asymmetrical movements of the lumbopelvic region: is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb amputation?	2013	Angleterre / Nouvelle Zélande	4	Elsevier	Revue de littérature	Étude de la marche et des mouvements asymétriques de la région lombopelvienne chez les amputés fémoraux et tibiaux	quantitatif
B. Hendershot, B. Bazrgari, M. Nussbaum	Persons with unilateral lower-limb amputation have altered and asymmetric trunk mechanical and neuromuscular behaviors estimated using multidirectional trunk perturbations	2013	USA	3	Elsevier	Étude cas témoin	Étude de la mécanique du tronc après perturbations dans différents plans	qualitatif
E. Russel Esposito, J. Wilken	The relationship between pelvis-trunk coordination and low back pain in individuals with transfemoral amputations	2014	USA	3	Elsevier	Étude cas-témoin	Étude des mouvements du tronc et du pelvis, selon 3 vitesses de marche différentes	quantitatif
B. Hendershot, M. Nussbaum	Persons with lower limb amputation have impaired trunk postural control while maintaining seated balance	2013	USA	3	Elsevier	Étude cas-témoin	Étude de la commande posturale du tronc assis chez des amputés fémoraux, tibiaux et un groupe contrôle	qualitatif
B. Hendershot, E. Wolf	Persons with unilateral transfemoral amputation have altered lumbosacral kinetics during sitting and standing movements	2015	USA	3	Elsevier	Étude cas-témoins	Étude des mouvements lombo-sacrés lors du mouvement assis-debout	qualitatif
B. Hendershot, E. Wolf	Mediolateral joint powers at the low back among persons with unilateral transfemoral amputation	2015	USA	3	American Congress of Rehabilitation Medicine	Étude cas-témoins	Analyse des puissances médiolatérales au niveau lombaire lors de la marche chez des sujets amputés fémoraux et des sujets sains	qualitatif
B. Hendershot, M. Nussbaum	Altered flexion-relaxation responses exist during asymmetric trunk flexion movements among persons with unilateral lower-limb amputation	2013	USA	3	Elsevier	Étude cas-témoins	Analyse des spinaux et de la cinématique lombaire en F/EXT selon différents degrés de rotation	qualitatif
B. Hendershot, E. Wolf	Three-dimensional joint reaction forces and moments at the low back during over-ground walking in persons with unilateral lower-extremity amputation	2013	USA	3	Elsevier	Étude cas-témoins	Analyse tridimensionnelle des forces et mouvements des vertèbres lombaires lors de la marche	qualitatif
S. Jaegers, J. Arendzen, H. Jongh	Prothetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study	1995	USA	4	Archive physique medical rehabilitation	Série de cas	Analyse des différents stades de la marche des sujets amputés fémoraux	qualitatif
S. Michaud, S. Gard, D. Childress	A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with TT and TF amputation	2000	USA	4	Journal of rehabilitation research and development	Série de cas	Analyse de l'obliquité pelvienne au cours de la marche chez les sujets amputés fémoraux, tibiaux et les sujets sains	qualitatif
M. Rabuffetti, M. Recalcati, M. Ferrarin	Transfemoral amputee gait: socket pelvis constraints and compensation strategies	2005	Italie	4	Prosthetics and Orthotics International	Série de cas	Influence de la prothèse sur les mouvements de bassin au cours de la marche de sujets amputés fémoraux	qualitatif
M. Iosa, F. Paradisi, S. Brunelli, A. DeLuca, R. Pellegrini, D. Zenardi, S. Paoletti, M. Traballasi	Assessment of gait stability, harmony, and symmetry in subjects with LLA evaluated by trunk accelerations	2014	Italie	3	Journal of rehabilitation research and development	étude cas-témoin	Évaluation des différents paramètres de marche chez différents sujets amputés	qualitatif
M. Highsmith, B. Schulz, S. Hart-Hughes, G. LAttief, S. Phillips	Differences in the spatiotemporal parameters of transtibial and transfemoral amputee gait	2010	USA	4	American Academy of Orthotists and Prosthetists	Série de cas	Étude spatio-temporelle de la marche des amputés tibiaux et fémoraux	qualitatif
B. Baum, B.	Correlation of residual	2007	USA	4	International	Série de cas	Corrélation entre la	qualitatif

Schnall, J. Tis, J. Lipton	limb length and gait parameters in amputees				Journal Of The Care Of The Injured		longueur du membre résiduel et les paramètres de marche	
J. Bell, E. Wolf, B. Schnall, J. Tis, B. Potter	Transfemoral amputations: is there an effect of residual limb length and orientation on energy expenditure?	2014	USA	4	Clinical Orthopaedics and Related Research	Série de cas	Corrélation entre l'alignement de la prothèse et l'énergie dépensée pendant la marche	qualitatif
T. Schmalz, S. Blumentritt, R. Jarasch	Energy expenditure and biomechanics characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components	2001	Allemagne	4	Gait & Posture	Série de cas	Effet de l'alignement des prothèses sur la consommation énergétique lors de la marche	qualitatif
R. Young, P. Andrew, G. Cummings	Effect of simulating leg length inequality on peivic torsion and trunk mobility	2000	USA	4	Gait & Posture	Série de cas	Effet d'une inégalité de longueur des membres inférieurs sur le tronc et le bassin	qualitatif
B. Gurney	Leg Length Discrepancy	2001	USA	4	Gait & Posture	Revue de la littérature	Etude sur l'inégalité de longueur des membres inférieurs	qualitatif
B. Springer, N. Gill	Characterization of lateral abdominal muscle thickness in persons with lower extremity amputations	2007	USA	4	Journal of Orthopedic é Sports Physical Therapy	Étude rétrospective	Différence de propriétés entre les transverses des sujets amputés et sains	qualitatif
T. Ijmker, S. Noten, C. L.Amoth, P. Beek, L. Van Der Woude, H. Houdijk	Can external lateral stabilization reduce the energy cost of walking in persons with a lower limb amputation?	2014	Pays-Bas	3	Gait & Posture	étude cas-témoin	Effet d'une stabilisation latérale sur la consommation énergétique de la marche des amputés fémoraux, tibiaux et de sujets sains	qualitatif
Rajtukova, Michalkova, Bednarcikova, Balogova, Zivcak	Biomechanics of lower limb prostheses	2014	Slovaquie	4	Elsevier	Revue de littérature	Marche des sujets amputés et nécessité d'une bonne adaptation de la prothèse	qualitatif

ANNEXE V : Troubles musculo-squelettiques et marche chez les amputés fémoraux [23]

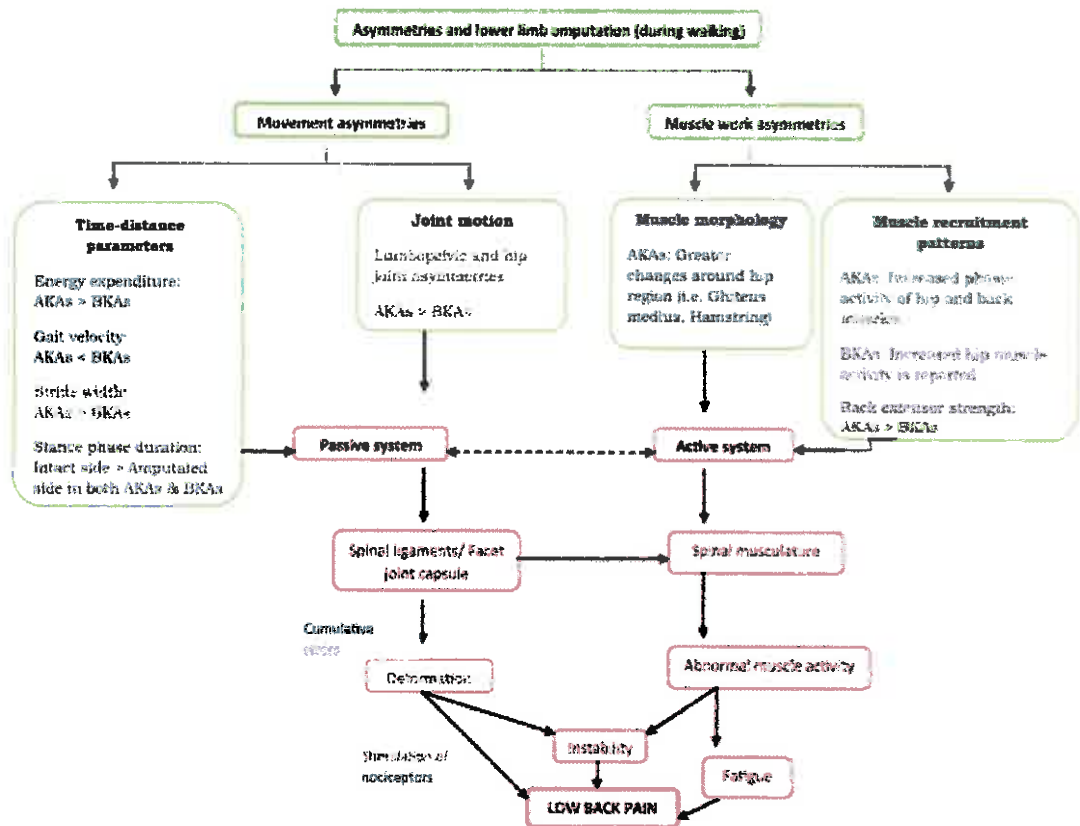
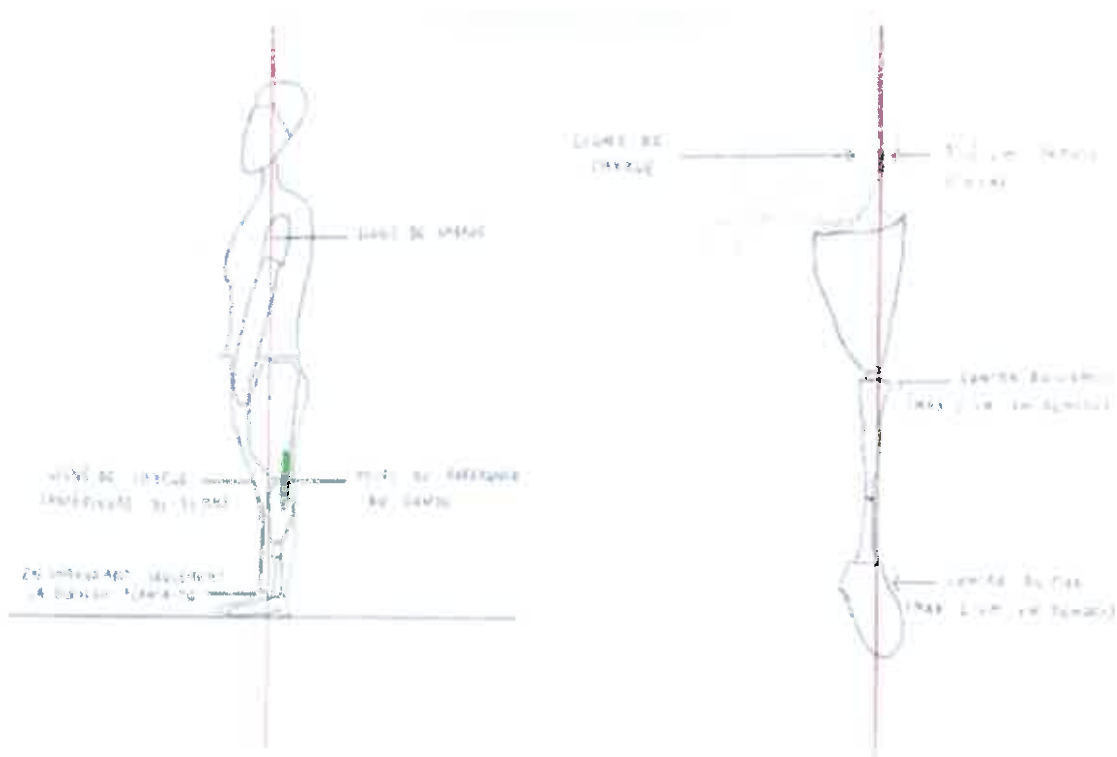


Fig. 1. Potential LBP mechanisms in people with lower limb amputation.

ANNEXE VI : Alignement adapté de prothèse chez les amputés fémoraux, légende traduite en français



ANNEXE VII : SCORE OSWESTRY

Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire

Sources: Fairbank JCT & Pynsent PB (2006) The Oswestry Disability Index. *Spine*, 25(22): 2940-2953.

Davidson M & Keating J (2001) A comparison of five low back disability questionnaires: reliability and responsiveness. *Physical Therapy* 2002;82: 8-24.

The Oswestry Disability Index (also known as the Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire) is an extremely important tool that researchers and disability evaluators use to measure a patient's permanent functional disability. The test is considered the 'gold standard' of low back functional outcome tools ⁽¹⁾.

Scoring instructions

For each section the total possible score is 5; if the first statement is marked the section score = 0; if the last statement is marked, it = 5. If all 10 sections are completed the score is calculated as follows:

Example: 18 (total scored)
 50 (total possible score) x 100 = 32%

If one section is missed or not applicable the score is calculated:

 18 (total scored)
 49 (total possible score) x 100 = 35.9%

Minimum detectable change (90% confidence): 10% points (change of less than this may be attributable to error in the measurement)

Interpretation of scores

0% to 20%: minimal disability:	The patient can cope with most living activities. Usually no treatment is indicated apart from advice on lifting sitting and exercise.
21%-40%: moderate disability:	The patient experiences more pain and difficulty with sitting, lifting and standing. Travel and social life are more difficult and they may be disabled from work. Personal care, sexual activity and sleeping are not grossly affected and the patient can usually be managed by conservative means.
41%-60%: severe disability:	Pain remains the main problem in this group but activities of daily living are affected. These patients require a detailed investigation.
61%-80%: crippled:	Back pain impinges on all aspects of the patient's life. Positive intervention is required.
81%-100%:	These patients are either bed-bound or exaggerating their symptoms.

Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire

Instructions

This questionnaire has been designed to give us information as to how your back or leg pain is affecting your ability to manage in everyday life. Please answer by checking ONE box in each section for the statement which best applies to you. We realise you may consider that two or more statements in any one section apply but please just shade out the spot that indicates the statement which most clearly describes your problem.

Section 1 – Pain intensity

- I have no pain at the moment
- The pain is very mild at the moment
- The pain is moderate at the moment
- The pain is fairly severe at the moment
- The pain is very severe at the moment
- The pain is the worst imaginable at the moment

Section 2 – Personal care (washing, dressing etc)

- I can look after myself normally without causing extra pain
- I can look after myself normally but it causes extra pain
- It is painful to look after myself and I am slow and careful
- I need some help but manage most of my personal care
- I need help every day in most aspects of self-care
- I do not get dressed, I wash with difficulty and stay in bed

Section 3 – Lifting

- I can lift heavy weights without extra pain
- I can lift heavy weights but it gives extra pain
- Pain prevents me from lifting heavy weights off the floor, but I can manage if they are conveniently placed eg. on a table
- Pain prevents me from lifting heavy weights, but I can manage light to medium weights if they are conveniently positioned
- I can lift very light weights
- I cannot lift or carry anything at all

Section 4 – Walking*

- Pain does not prevent me walking any distance
- Pain prevents me from walking more than 1 mile
- Pain prevents me from walking more than 1/2 mile
- Pain prevents me from walking more than 100 yards
- I can only walk using a stick or crutches
- I am in bed most of the time

Section 5 – Sitting

- I can sit in any chair as long as I like
- I can only sit in my favourite chair as long as I like
- Pain prevents me sitting more than one hour
- Pain prevents me from sitting more than 30 minutes
- Pain prevents me from sitting more than 10 minutes
- Pain prevents me from sitting at all

Section 6 – Standing

- I can stand as long as I want without extra pain
- I can stand as long as I want but it gives me extra pain
- Pain prevents me from standing for more than 1 hour
- Pain prevents me from standing for more than 30 minutes
- Pain prevents me from standing for more than 10 minutes
- Pain prevents me from standing at all

Section 7 – Sleeping

- My sleep is never disturbed by pain
- My sleep is occasionally disturbed by pain
- Because of pain I have less than 8 hours sleep
- Because of pain I have less than 4 hours sleep
- Because of pain I have less than 2 hours sleep
- Pain prevents me from sleeping at all

Section 8 – Sex life (if applicable)

- My sex life is normal and causes no extra pain
- My sex life is normal but causes some extra pain
- My sex life is nearly normal but is very painful
- My sex life is severely restricted by pain
- My sex life is nearly absent because of pain
- Pain prevents any sex life at all

Section 9 – Social life

- My social life is normal and gives me no extra pain
- My social life is normal but increases the degree of pain
- Pain has no significant effect on my social life apart from limiting my more energetic interests eg. sport
- Pain has restricted my social life and I do not go out as often
- Pain has restricted my social life to my home
- I have no social life because of pain

Section 10 – Travelling

- I can travel anywhere without pain
- I can travel anywhere but it gives me extra pain
- Pain is bad but I manage journeys over two hours
- Pain restricts me to journeys of less than one hour
- Pain restricts me to short necessary journeys under 30 minutes
- Pain prevents me from travelling except to receive treatment