



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale
- Pas de Modification 4.0 France (CC BY-NC-ND 4.0)



<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.fr>

**Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie
Pour Déficients de la Vue**

Mémoire d'initiation à la recherche en Masso-Kinésithérapie

Présenté pour l'obtention du

Diplôme d'État en Masso-Kinésithérapie

par

LIGUORI Léna

**Effet de l'ajout d'un renforcement ciblé de l'ilio-psoas
couplé aux extenseurs de la hanche et du tronc sur les
douleurs lombaires des amputés trans-fémoraux d'origine
vasculaire**

Effect of adding targeted strengthening of the ilio-psoas coupled with hip
and trunk extensor on low back pain in trans-femoral amputees of
vascular origin

Directeur de mémoire
WAGNER Philippe

**ANNEE 2024-2025
Session 1**

Membres du jury

PARMENTIER Hélène

DALLEVET Dominique

WAGNER Philippe



Président
Bruno LINA

Secteur de Formation Santé

U.F.R. de Médecine Lyon Est
Directeur
Gilles RODE

U.F.R de Médecine et de Maïeutique Lyon-Sud Charles Mérieux
Directeur
Philippe PAPAREL

UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)
Directeur
Guillaume BODET

Comité de Coordination des Études Médicales (CCEM)
Philippe PAPAREL

U.F.R d'Odontologie
Directeur
Jean-Christophe MAURIN

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques (ISPB)
Directeur
Claude DUSSART

Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation
Directeur
Jacques LUAUTE

Institut de Formation en Masso–Kinésithérapie Pour Déficients de la Vue

Directrice ESRP IFMKDV
Nathalie RIVAUX

Responsable Pédagogique IFMKDV
Isabelle ALLEGRE

Référents d'années
Sigolène LARIVIERE
Laurence EUVERTE
Chantal CHAFFRINGEON

Référent stage
Agnès TRONCY

Secrétariat Pédagogique
Patricia CONTINO
Manon TAM IM

CHARTE ANTI-PLAGIAT DE LA DRDJSCS AUVERGNE-RHONE-ALPES

La Direction Régionale et Départementale de la Jeunesse, des Sports et de la Cohésion Sociale délivre sous l'autorité du préfet de région les diplômes paramédicaux et du travail social.

C'est dans le but de garantir la valeur des diplômes qu'elle délivre et la qualité des dispositifs de formation qu'elle évalue, que les directives suivantes sont formulées.

Elles concernent l'ensemble des candidats devant fournir un travail écrit dans le cadre de l'obtention d'un diplôme d'État, qu'il s'agisse de formation initiale ou de parcours VAE.

La présente charte définit les règles à respecter par tout candidat, dans l'ensemble des écrits servant de support aux épreuves de certification du diplôme préparé (mémoire, travail de fin d'études, livret2).

Il est rappelé que « le plagiat consiste à reproduire un texte, une partie d'un texte, toute production littéraire ou graphique, ou des idées originales d'un auteur, sans lui en reconnaître la paternité, par des guillemets appropriés et par une indication bibliographique convenable »¹.

La contrefaçon (le plagiat est, en droit, une contrefaçon) **est un délit** au sens des articles L. 335-2 et L. 335-3 du code de la propriété intellectuelle.

Article 1 :

Le candidat au diplôme s'engage à encadrer par des guillemets tout texte ou partie de texte emprunté ; et à faire figurer explicitement dans l'ensemble de ses travaux les références des sources de cet emprunt. Ce référencement doit permettre au lecteur et correcteur de vérifier l'exactitude des informations rapportées par consultation des sources utilisées.

Article 2 :

Le plagitaire s'expose à des procédures disciplinaires. De plus, en application du Code de l'éducation² et du Code de la propriété intellectuelle³, il s'expose également à des poursuites et peines pénales.

Article 3 :

Tout candidat s'engage à faire figurer et à signer sur chacun de ses travaux, deuxième de couverture, cette charte dûment signée qui vaut engagement :

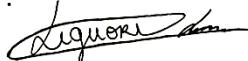
Je soussigné(e) **LIGUORI Léna**

Atteste avoir pris connaissance de la charte anti-plagiat élaborée par la DRDJSCS AUVERGNE-RHONE-ALPES et de m'y être conformé(e)

Je certifie avoir rédigé personnellement le contenu du livret/mémoire fourni en vue de l'obtention du diplôme suivant : Diplôme d'État de masseur kinésithérapeute.

Fait à **Lyon** le **23/04/2025**

Signature :



¹ Site Université de Nantes : <http://www.univ-nantes.fr/statuts-et-chartes-usagers/dossier-plagiat-784821.kjsp>

² Article L331-3 : « les fraudes commises dans les examens et les concours publics qui ont pour objet l'acquisition d'un diplôme délivré par l'État sont réprimées dans les conditions fixées par la loi du 23 décembre 1901 réprimant les fraudes dans les examens et concours publics »

³ Article L122-4 du Code de la propriété intellectuelle

Remerciement

À Mr Wagner Philippe

Pour votre accompagnement, votre disponibilité et vos conseils tout au long de ce mémoire. J'espère avoir été à la hauteur pour votre dernière année d'encadrement.

À Mesdames PARMENTIER Hélène et DALLEVET Dominique

Pour vos retours et pour le temps que vous avez accordé à la lecture et l'évaluation de ce mémoire.

À toute l'équipe pédagogique de l'IFMKDV

Pour ces cinq années d'enseignement et d'accompagnement. Un grand merci à Mme Rivaux, véritable pilier de cette école, votre humanité et votre empathie ont su adoucir ces années de formation, même dans les moments les plus difficiles.

À mes camarades

Robin, Baptiste, Florian, Jessy, merci d'avoir égaillé ces 5 années avec vos blagues, votre écoute et votre soutien. Flora, on a traversé tant d'épreuves et de belles choses ensemble, j'espère que le lien précieux qui nous unit perdurera. Merci à tous pour votre présence tout au long de ce parcours.

À ma famille

À mes parents, je vous dois tant. Merci pour votre amour, votre soutien et vos enseignements depuis toutes ces années. À ma sœur Laurine, avec qui je partage un lien indescriptible, impossible à exprimer en quelques mots. Merci d'être toujours là pour moi, tu es mon repère, mon exemple. À ma nièce, dont je suis fière d'être la marraine, j'espère être à la hauteur pour t'accompagner et t'aider à grandir comme tu le mérites.

À Hugo

Tu m'as épaulée tout au long de mes études et aussi dans la vie personnelle. Tu m'aide à grandir, à prendre confiance et à avancer. Sans toi je ne serais pas la même, un simple merci ne suffirait pas.

À toi, mamie Ginette

Enfin, une pensée douce et douloureuse pour toi. J'espère que, de là-haut, tu es fière de la femme que je deviens. Presque dix ans ce sont écoulés et à chaque étapes de ma vie, je pense à toi et je regrette que tu ne puisses partager ces moments avec moi...

Liste des acronymes

ANSM : Agence Nationale de la Sécurité du Médicament

AOMI : Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs

ATF : Amputé Trans-Fémoral

AVC : Accident Vasculaire Cérébral

CNIL : Comité National de l’Informatique et des Libertés

CPP : Comité de Protection des Personnes

DN4 : Douleur Neuropathique en 4 questions

EVA : Échelle Visuelle Analogique

F/E : Fléchisseurs sur Extenseurs

HAS : Haute Autorité de Santé

IAMI : Insuffisance Artérielle des Membres Inférieurs

IC 95% : Intervalle de Confiance de 95%

EIFEIL : Échelle d’Incapacité Fonctionnelle pour l’Évaluation des Lombalgie

ILMI : Inégalité de Longueur des Membres Inférieurs

MRC : Medical Research Council

ODI : Oswestry Disability Index

PEC : Prise En Charge

TDM6 : Teste De Marche des 6 minutes

TENS : Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation

Table des matières

1. Introduction	1
1.1 Situation d'appel	1
1.2 Question de départ	1
2. Cadre conceptuel	2
2.1 Amputation	2
2.1.1 Définition	2
2.1.2 Épidémiologie	2
2.1.3 Étiologie	2
2.1.4 Facteurs de risques	5
2.2 Physiopathologie de l'amputation	6
2.2.1 Mécanisme vasculaire conduisant à l'amputation	6
2.2.2 Chirurgie de l'amputation : réalisation, objectifs et complications	6
2.2.3 Niveau d'amputation du membre inférieur et appareillages	7
2.2.4 Cas de l'amputé trans-fémoral	8
2.3 Marche physiologique	10
2.3.1 Biomécanique de la marche	10
2.3.2 Prérequis de la marche physiologique	13
2.4 Marche de l'amputé trans-fémoral	14
2.4.1 Biomécanique de la marche de l'amputé trans-fémoral	14
2.4.2 Cycle et compensations de la marche d'un amputé trans-fémoral	14
2.4.3 Boiteries de l'amputé trans-fémoral	15
2.4.4 Différentes prothèses et marche	16
2.5 Chronologie de la rééducation de l'amputé trans-fémoral	18
2.5.1 Anamnèse et bilans	18
2.5.2 1 ^{ère} phase de rééducation	19
2.5.3 2 ^{ème} phase de rééducation	20
2.5.4 3 ^{ème} phase de rééducation	21
2.6 Amputation trans-fémorale, douleurs et lombalgies	21
2.6.1 Biomécanique de la lombalgie	21
2.6.2 Lombalgie et protocoles scientifiques	24
2.7 Problématisation	24
3. Méthode	26
3.1 Plan d'essai	26
3.1.1 Description du plan d'essai	26
3.1.2 Réévaluation de la méthode	27
3.2 Participants	27
3.2.1 Critères d'éligibilité	27

3.2.2	Lieux de recueil des données	28
3.3	Intervention	28
3.3.1	Groupe 1 : traitement classique.....	29
3.3.2	Groupe 2 : traitement classique + protocole du dos	30
3.3.3	Groupe 3 : traitement classique + protocole du dos + renforcement ciblé.....	30
3.4	Critères de jugement.....	31
3.4.1	Critère de jugement principal	31
3.4.2	Critères de jugement secondaires	32
3.5	Taille de l'échantillon	33
3.5.1	Détermination de la taille de l'échantillon	33
3.6	Randomisation.....	34
3.6.1	Production de séquences	34
3.6.2	Mise en œuvre	34
3.6.3	Méthode statistique	35
4.	Résultats	35
4.1	Flux de participants	35
4.2	Risque de perte de suivi.....	36
4.3	Recrutement	36
4.4	Aspects juridiques.....	36
4.5	Données initiales.....	37
4.6	Effectifs analysés	38
4.6.1	Critères de jugement et estimation	38
4.6.2	Présentation des données recueillies	39
4.7	Résultats attendus	39
5.	Discussion	41
5.1	Le ratio F/E, l'amputation et les conséquences biomécaniques.....	41
5.2	Limites des articles de Shin et al. et Anaforoğlu et al.....	43
5.2.1	Article de Shin et al.....	43
5.2.2	Article d'Anaforoğlu	44
5.3	Limites de mon article	45
5.3.1	Biais de l'étude.....	45
5.3.2	Résultats attendus	46
5.3.3	Choix de la population étudiée et critères d'éligibilité	48
5.3.4	Choix des groupes	50
5.3.5	Autres critères de jugement.....	51
5.3.6	Temporalité de l'étude	51
6.	Conclusion.....	52

Table des figures

Figure 1 : l'histoire naturelle du diabète de type 1 (Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques, 2019)	3
Figure 2 : l'histoire naturelle du diabète de type 2(Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques, 2019)	3
Figure 3 : mécanismes conduisant à la gangrène et à l'amputation (Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques, 2019).	5
Figure 4 : algorithme de prise en charge des lésions trophiques et des membres inférieurs (Zingg et al., 2014).....	6
Figure 5 : différents niveaux d'amputation du pied (Zingg et al., 2014).	7
Figure 6 : niveau d'amputation du membre inférieur (Leduc, 2025).	8
Figure 7 et 8 : zones sensibles à la pression et zones d'appui (Grosvenor, 2025).....	9
Figure 9 et 10 : force d'adduction en fonction du niveau d'amputation et position du moignon selon la longueur du fémur conservée (Saucy et al., 2007).	9
Figure 11 : paramètres spatiaux de la marche (Gasq & Cormier, 2022).....	10
Figure 12 : cycle de la marche (Collège français des enseignants universitaires de MPR, 2021)....	10
Figure 13 : différentes étapes de la marche (Perry & Burnfield, 2010).	11
Figure 14 : récapitulatif des phases du cycle de marche (Perry & Burnfield, 2010).	13
Figure 15 : résumé des compensations biomécaniques de la marche d'un amputé trans-fémoral (Beaucher, 2019).	16
Figure 16 : différentes catégories de pied prothétique (Persine, 2024).....	17
Figure 17 : exercices pour le transfert assis/debout, la mise en charge dans le plan frontal et différents modes d'équilibre (Comité international de la Croix-Rouge, 2008).....	20
Figure 18 : exercices d'attaque du pas par le talon du côté prothétique et du passage du pas vers l'avant (Comité international de la Croix-Rouge, 2008).....	21
Figure 19 : mécanismes de la lombalgie chez les amputés du membre inférieur (Devan et al., 2014)	23
Figure 20 : flow chart	36

Table des tableaux

Tableau I : critères d'éligibilités.....	28
Tableau II : durée du programme du groupe 1	30
Tableau III : durée du programme du groupe 2	30
Tableau IV : durée du programme du groupe 3	31
Tableau V : mesures isokinétiques des fléchisseurs et extenseurs du tronc.....	32
Tableau VI : données dermographiques et cliniques de la population étudiée	38
Tableau VII : critères de jugements et estimations	39

Résumé

Contexte :

Les lombalgies chroniques représentent l'une des principales plaintes fonctionnelles chez les patients amputés trans-fémoraux. Elles sont en grande partie dues aux adaptations biomécaniques posturales induites par l'asymétrie de la marche et les remaniements neuro-musculaires. Ces douleurs sont souvent liées à un déséquilibre musculaire entre les fléchisseurs et les extenseurs du tronc. Pourtant, la majorité des études existantes se focalisent sur la symétrisation de la marche, tandis que les rares travaux traitant de la lombalgie chez cette population s'attachent principalement à la réduction de la douleur, sans explorer les causes mécaniques profondes à l'origine de celles-ci.

Objectif :

L'objectif de ce travail est d'évaluer l'effet d'un protocole de renforcement ciblé sur le muscle ilio-psoas, les extenseurs de la hanche et du tronc dans la restauration du ratio F/E chez les amputés trans-fémoraux lombalgiques et de mesurer son impact sur la stabilité lombo-pelvienne et la réduction de la douleur dans le temps.

Matériel et méthode :

Cette étude est basée sur la comparaison de 3 groupes d'amputés trans-fémoraux. Le groupe 1 réalise une rééducation fonctionnelle classique, le groupe 2 suit un protocole centré sur les fléchisseurs (selon Shin et al et Anaforoğlu et al) et le groupe 3 suit un protocole conçu spécifiquement pour restaurer l'équilibre musculaire du tronc. Les critères d'évaluation incluent le ratio F/E, l'évaluation de la douleur (EVA), la fonctionnalité (score ODI et EIFEIL), la marche (TDM6) et l'extensibilité de l'ilio-psoas (test de Thomas modifié). Les évaluations seront réalisées en 3 temps, avant l'intervention, après l'intervention, puis à un an pour juger de la durabilité des effets.

Discussion et conclusion :

Cette étude vise à démontrer que le rééquilibrage du ratio F/E est une approche biomécaniquement fondée pour réduire durablement les douleurs lombaires chez les amputés trans-fémoraux.

Mot clés :

Amputé trans-fémoral, membre inférieur, vasculaire, lombalgie chronique, instabilité lombo-pelvienne, déséquilibre musculaire, kinésithérapie, rééducation.

Abstract

Background:

Chronic low back pain is one of the main functional complaints in trans-femoral amputee patients. It is largely due to postural biomechanical adaptations induced by gait asymmetry and neuromuscular remodeling. Pain is often linked to a muscular imbalance between trunk flexors and extensors. However, most existing studies focus on gait symmetrization, while the few studies dealing with low back pain in this population focus mainly on pain reduction, without exploring the underlying mechanical causes.

Objective:

The aim of this work is to evaluate the effect of a strengthening protocol targeting the ilio-psoas muscle, hip extensors and trunk extensors in restoring the F/E ratio in trans-femoral with low back pain amputees, and to measure its impact on lumbopelvic stability and pain reduction over time.

Material and method:

This study is based on a comparison of 3 groups of trans-femoral amputees. Group 1 performs conventional functional rehabilitation; group 2 follows a flexor-focused protocol (according to Shin et al and Anaforoğlu et al) and group 3 follows a protocol specifically designed to restore trunk muscle balance. Evaluation criteria include F/E ratio, pain assessment (VAS), functionality (ODI and EIFEIL scores), gait (CT6) and ilio-psoas extensibility (modified Thomas test). Assessments will be carried out in 3 stages, before the intervention, after the intervention, and then at one year to judge the durability of the effects.

Discussion and conclusion:

The aim of this study is to demonstrate that rebalancing the F/E ratio is a biomechanically sound approach to sustainably reducing low-back pain in trans-femoral amputees.

Key words:

Trans-femoral amputee, lower limb, vascular, chronic low back pain, lumbopelvic instability, muscle imbalance, physical therapy, rehabilitation.

1. Introduction

1.1 Situation d'appel

C'est lors d'un stage en troisième année de masso-kinésithérapie, que l'envie de travailler avec les personnes ayant eu recours à une amputation est né. En effet, ce désir a pris naissance durant les six semaines de stage que j'ai suivi au sein d'un centre de rééducation. Les pathologies rencontrées dans cet établissement étaient principalement des prothèses d'épaule, de hanche, de genou, de cheville ainsi que des traumatismes du coude, de la main et de la rééducation à la marche à la suite d'une amputation.

J'ai toujours eu envie de faire ce métier et l'idée de travailler dans un centre de rééducation m'a toujours attirée. J'aime accompagner les patients dans leur processus de guérison, notamment lorsqu'ils sont pris en charge au sein d'un centre de rééducation. Ainsi, la dimension la plus gratifiante est de pouvoir constater le progrès des patients, surtout lorsqu'ils surmontent de grandes difficultés et qu'à la fin de leur rééducation ils repartent en ayant des capacités équivalentes à celles des personnes valides.

Lors d'une séance collective dans la salle de marche et de réadaptation, j'ai pu observer un patient, ayant récemment reçu sa prothèse marcher entre les barres parallèles pour la première fois depuis son amputation trans-fémorale. C'est le fait de voir la joie s'illuminer sur son visage qui m'a touchée et qui m'a donné envie de travailler avec ce type de patient.

Il a tout de suite souri lors de ses premiers pas, puis il s'est concentré durant l'aller et le retour dans les barres parallèles et c'est lorsqu'il s'est assis dans son fauteuil qu'il a pleuré de joie. L'émotion que lui procurait le fait de pouvoir remarcher était indescriptible pour lui. Il a exprimé le fait qu'il était heureux de remarcher mais qu'il n'était pas satisfait de sa marche. Les jours passaient, il progressait mais n'était toujours pas satisfait.

1.2 Question de départ

C'est pourquoi je me suis demandé : quel protocole de rééducation permet une acquisition optimale de la marche fonctionnelle post prothèse chez un amputé trans-fémoral d'origine vasculaire ?

2. Cadre conceptuel

2.1 Amputation

2.1.1 Définition

L'amputation est « l'ablation chirurgicale d'un membre, d'un segment de membre, d'un organe » (Dictionnaire médical de l'Académie de Médecine, 2020).

Ce processus est réalisé à la suite d'un traumatisme important et irrécupérable sur les plans osseux et/ou nerveux et/ou vasculaires. L'amputation peut aussi être réalisée afin d'éviter la douleur ainsi que la mortalité liée soit à une infection grave de type gangrène, soit à des pathologies chroniques comme les problèmes vasculaires ou les cancers, notamment de l'os, en échec thérapeutique.

2.1.2 Épidémiologie

Le taux d'amputation du membre inférieur varie d'un pays à l'autre. On retrouve en majorité une amputation chez les personnes âgées, les hommes et les Afro-Américains. En effet, les données montrent qu'en 2005 aux États-Unis, 1,6 million de personnes sont amputées du membre inférieur et d'ici 2050 ce chiffre devrait doubler et passer à 3,6 millions (Varma et al., 2014).

Une étude Française menée de 2011 à 2020 a recensé plus de 115 000 amputations majeures du membre inférieur. L'amputation trans-tibiale reste la plus pratiquée (Bruyant et al., 2023).

2.1.3 Étiologie

Il existe plusieurs causes d'amputations. Selon Leduc et al, le diabète 65,4% et les maladies vasculaires 25,6% sont les plus grandes pourvoyeuses d'amputations suivis des accidents traumatiques 6%, des cancers 1,8% ainsi que des malformations congénitales 0,6% (Imam et al., 2017).

Le diabète est une pathologie endocrinienne, c'est-à-dire liée à une dysfonction hormonale, dont l'une de ses nombreuses complications est d'ordre vasculaire. Selon Zingg et al, il est responsable de 50% des amputations pour cause vasculaire. Il est estimé que le nombre d'amputations pour cause d'insuffisance artérielle des membres inférieurs augmentera de 50% en 2030 puis devrait doubler d'ici 2050. Le diabète constitue actuellement la première cause d'insuffisance artérielle et donc d'amputation dans les sociétés occidentales (Zingg et al., 2014).

Deux types de diabètes existent. Le diabète de type 1, d'origine dysimmunitaire, survient de manière précoce à la suite d'une insulinopénie. Celle-ci est consécutive à une destruction des îlots de Langerhans, producteurs d'insuline, qui sont envahis et détruits par les lymphocytes T et cytokines macrophagiques car ceux-ci sont identifiés comme étant étrangers à l'organisme. Ce processus de

destruction, causé par les auto-anticorps, est lent et les symptômes de la maladie peuvent mettre des années à émerger après la première cellule bêta détruite. L'incidence du diabète de type 1 ne cesse d'augmenter de 3 à 4% par an. Il y a 15 cas pour 100 000 enfants de moins de 15 ans. En général, dans la moitié des cas, la maladie se développe avant 20 ans. Cependant le diabète de type 1 ne représente que de 10% de la population diabétique, les amputations seront donc plus causées par le diabète de type 2 (Inserm, 2019).

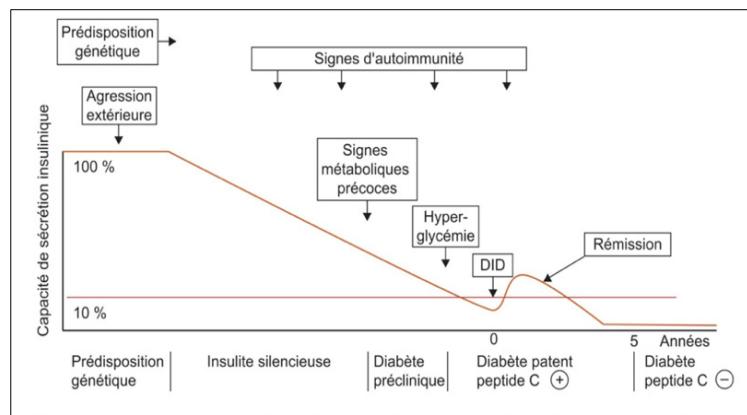


Figure 1 : l'histoire naturelle du diabète de type 1 (Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques, 2019)

Le diabète de type 2, plus fréquent, concerne 80 à 90% des diabètes. Il est acquis et survient en moyenne plus tardivement. Les hommes sont plus touchés que les femmes avec un sexe ratio de 1,5. L'âge moyen de diagnostic oscille entre 80-84 ans chez les femmes et entre 70-79 ans pour les hommes. Il survient à la suite d'une insulinorésistance des tissus périphériques consécutive à divers mécanismes dont le syndrome métabolique. Une compensation organique de l'insulinorésistance se met en place avec l'apparition d'une augmentation de l'insuline sanguine puis finalement, d'un épuisement de la sécrétion appelé « insulinothérapie terminale » (Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques, 2019).

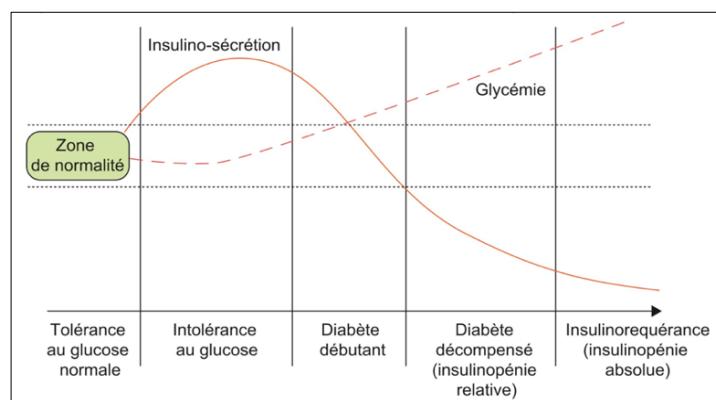


Figure 2 : l'histoire naturelle du diabète de type 2 (Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques, 2019)

Le corps doit maintenir une glycémie constante afin de répondre aux besoins cellulaires. Dans ce type de diabète, l'insuline n'est plus produite en assez grande quantité, ce qui va générer des épisodes répétés d'hypoglycémies, compensés par des hormones de contre-régulation (hormone de croissance, glucagon, cortisol et catécholamines). L'un des mécanismes de lutte contre les hypoglycémies secondaires au déficit insulinique est la création de sucre par la voie des corps cétoniques via le phénomène de lipolyse. Celle-ci permet de produire du sucre par dégradation des acides gras. Néanmoins, cette voie induit une lipotoxicité et augmente alors le risque cardiovasculaire pour 2 raisons :

La première correspond à l'augmentation directe des acides gras circulants se déposant dans les vaisseaux et causant l'athérosclérose des vaisseaux. Cette plaque d'athérome peut causer une ischémie des tissus en deçà du bouchon ou obstruer des vaisseaux de plus petits calibres, en se décollant et migrant dans la circulation sanguine, notamment dans le cerveau, le cœur et les membres inférieurs entraînant une artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI) (Fédération Française des Diabétiques, s. d.). En général, 3/4 des diabétiques décèdent à cause d'une dysfonction cardiovasculaire. Au niveau coronarien, le risque est multiplié par 2 à 3. Au niveau cérébral, le risque d'accident vasculaire ischémique est multiplié par 1,5 à 2 et au niveau des membres inférieurs, le risque d'AOMI est multiplié par 6 à 10 (Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques, 2019).

Le second phénomène réside dans l'action des corps cétoniques, produits de la lipolyse, sur les nerfs. En effet, ces corps cétoniques se déposent sur les nerfs périphériques, causant des neuropathies sensorimotrices et autonomes. Lors des neuropathies sensorimotrices, les fibres les plus longues sont les premières altérées et provoquent des troubles de la sensibilité thermique des paresthésies (surtout aux orteils) ainsi que des douleurs de type neuropathique. Ces mécanismes touchent également le nerf vague et le système sympathique à l'origine de troubles vasomoteurs et cardiaques avec des troubles du rythme cardiaque, de l'hypotension orthostatique et des troubles de la sudation (Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques, 2019).

Le pied est la première partie du corps touchée par les complications neurologiques du diabète. En effet, un diabétique sur 10 risque de subir, au moins une amputation d'orteil dans sa vie. Cela peut débuter par une agression extérieure ou par de la kératose, qui par l'absence de vascularisation, ne cicatrice pas et s'ulcère. Cette agression passe inaperçue auprès du patient du fait de la déficience sensitive. La plaie continue de s'aggraver et entraîne l'ischémie de l'ensemble des tissus adjacents qui nécrosent et imposent alors en dernier recours l'amputation (Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques, 2019).

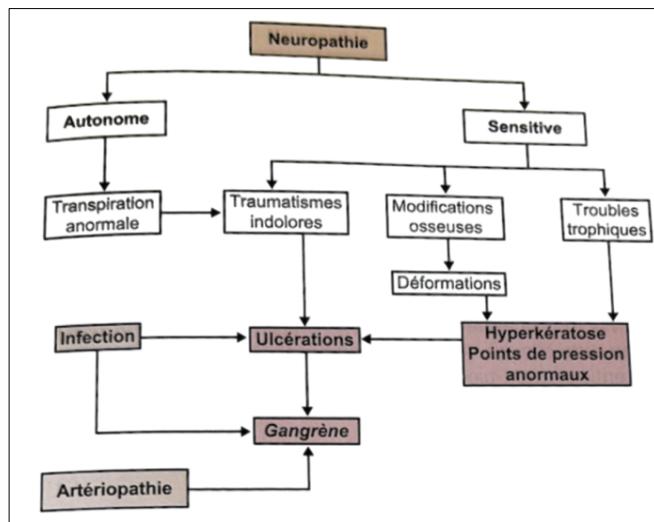


Figure 3 : mécanismes conduisant à la gangrène et à l'amputation (Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques, 2019).

Les traumatismes sont également une cause d'amputation. Les études montrent que ces derniers surviennent en majorité chez les hommes jeunes âgés de 20 à 30 ans via les accidents de travail, ainsi que ceux de la voie publique, et chez les hommes âgés de 70 à 80 ans à cause des chutes. De plus, les vétérans de guerre sont plus touchés par ce type d'amputation (Varma et al., 2014). Chez les soldats, 95% des amputations sont causées par des mines et sont en majorité au niveau trans-tibial (Yaşar et al., 2017).

Les cancers représentent un plus petit pourcentage de causes d'amputations. Environ 6% de celles-ci seraient dues à des tumeurs osseuses malignes primaires chez les personnes de moins de 20 ans. Le cancer des os touche le plus souvent les os longs et la partie centrale de l'os, conduisant à des amputations trans-tibiales et trans-fémorales en majorité. Les types de cancer des os les plus courants sont l'ostéosarcome et le sarcome d'Ewing. En général, les patients subissent une amputation lorsque le cancer est trop agressif ou en raison d'un diagnostic tardif (Varma et al., 2014).

Pour finir, les malformations représentent le plus faible pourcentage d'étiologie de l'amputation. Elles seraient dues à plusieurs facteurs comme des anomalies génétiques, des expositions à des environnements toxiques ou en cas d'interruptions de grossesse mal conduites (Varma et al., 2014).

2.1.4 Facteurs de risques

L'amputation n'est pas causée par une pathologie unique, mais par l'accumulation de comorbidités. Ces facteurs de risque sont surtout cardiovasculaires et sont classés selon leur caractère modifiable ou non. Les facteurs non modifiables sont : le sexe masculin (les hommes sont plus touchés que les

femmes), l'âge supérieur à 50 ans chez l'homme et 60 ans chez la femme et ainsi que les antécédents familiaux. Les facteurs modifiables sont : le tabagisme, l'hypercholestérolémie, l'HTA, le diabète (syndrome métabolique) et l'insuffisance rénale chronique (Collège national des enseignants de Cardiologie, 2022).

2.2 Physiopathologie de l'amputation

2.2.1 Mécanisme vasculaire conduisant à l'amputation

La cicatrisation passe par une cascade de processus physiologiques rendus possible par les composants sanguins. En effet, ce processus débute par une détersion et un nettoyage de l'espace corporel agressé. Ensuite, des facteurs de croissance vont recruter et activer les cellules nécessaires à la réparation du tissu lésé jusqu'à réparation complète (Biologie de la peau, 2015).

Or, chez le sujet diabétique de type 2, la cicatrisation est limitée car le sang n'atteint pas le lieu en demande de réparation. En effet, en aval de la plaie, l'athérosclérose causée par la lipolyse rend impossible l'afflux sanguin nécessaire à la cicatrisation. L'ischémie causée par l'arrêt vasculaire, conduit la plaie à évoluer vers la gangrène. Si la revascularisation est impossible, la nécrose va se propager et l'amputation devient le seul moyen d'empêcher la propagation de la gangrène (Zingg et al., 2014).

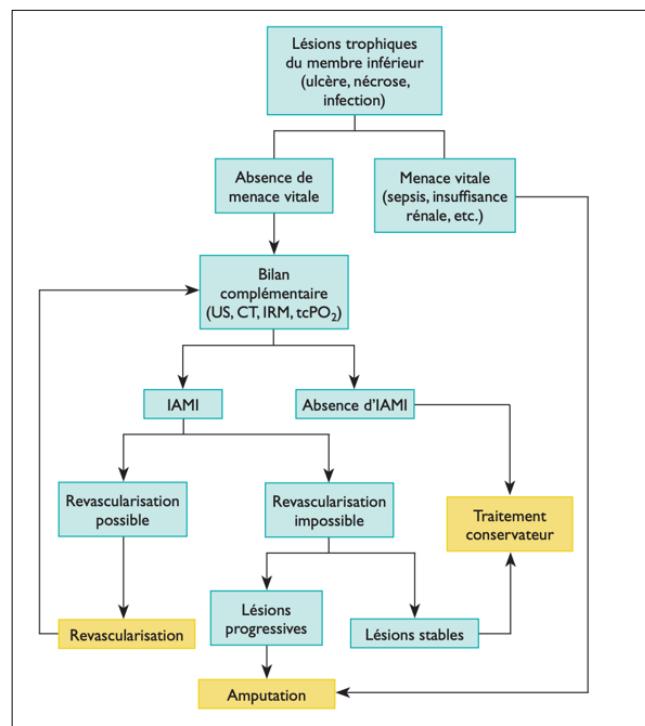


Figure 4 : algorithme de prise en charge des lésions trophiques et des membres inférieurs (Zingg et al., 2014).

2.2.2 Chirurgie de l'amputation : réalisation, objectifs et complications

Le temps d'intervention varie selon le niveau d'amputation, mais dure en général 1h30 à 2h. Le chirurgien commence par l'incision de la peau, en forme de lambeau, qui permettra de couvrir le

moignon à la fin de la chirurgie. Il parcourt délicatement les couches tissulaires afin d'en préserver le plus possible jusqu'à atteindre l'os. Il ligature le système vasculaire pour éviter les hémorragies, puis les structures nerveuses. Par ailleurs, il coupe le nerf un peu plus haut pour qu'il ne soit pas sous-cutané afin d'éviter une douleur liée à un névrome sous-cutané. Il utilise ensuite une scie chirurgicale pour couper l'os et lisser l'extrémité pour également limiter les douleurs, notamment lors de l'appareillage. Après cela, le chirurgien repositionne les tissus, les suture, puis referme la plaie en suturant les tissus mous avec la peau. Un pansement compressif est mis en place afin de réduire les saignements (Rheinstein, 2016).

L'objectif du chirurgien est d'offrir au patient un membre résiduel le plus fonctionnel possible. Pour cela, il préserve le maximum de tissus sains et retire l'entièreté des tissus nécrosés afin d'optimiser la cicatrisation du moignon et minimiser les complications post-opératoires qui sont les suivantes : douleurs, contractures, hématomes, infections et déhiscences des plaies. Par ailleurs, les douleurs que peut ressentir le patient peuvent être dues au névrome sous-cutané qui sensibilise une zone agressée par les frottements de la prothèse, par une représentation corticale erronée, causant des douleurs fantômes ou à cause d'un excès de nociception donnant des douleurs de type neuropathiques. La présence de ces douleurs peut engendrer des positions vicieuses antalgiques qui créent des contractures, ce qui rend difficile l'appareillage (Zingg et al., 2014).

2.2.3 Niveau d'amputation du membre inférieur et appareillages

Le niveau d'amputation du membre inférieur varie de l'amputation simple d'orteil à l'amputation trans-pelvienne. Du distal au proximal, il existe : l'amputation trans-phalangienne (A), des orteils (B), trans-métatarsienne (C), de l'articulation de Lisfranc (D) (tarsométatarsienne), de Chopart (E) (transverse du tarse), de Syme (F) (talo-crurale), l'amputation trans-tibiale, la désarticulation du genou, l'amputation trans-fémorale, la désarticulation de la hanche et l'amputation trans-pelvienne (Zingg et al., 2014).



Figure 5 : différents niveaux d'amputation du pied (Zingg et al., 2014).

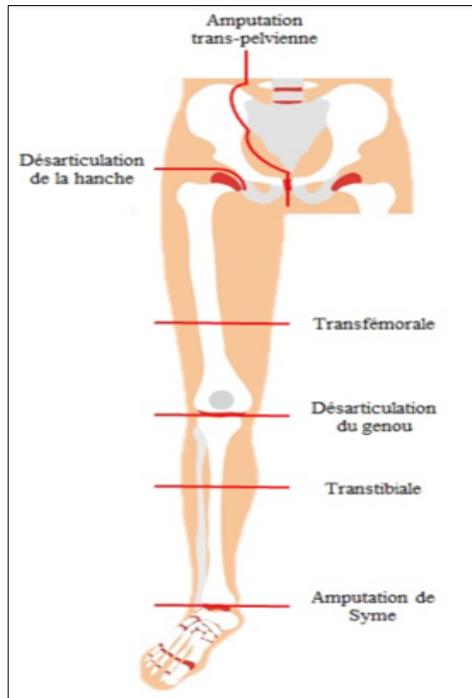


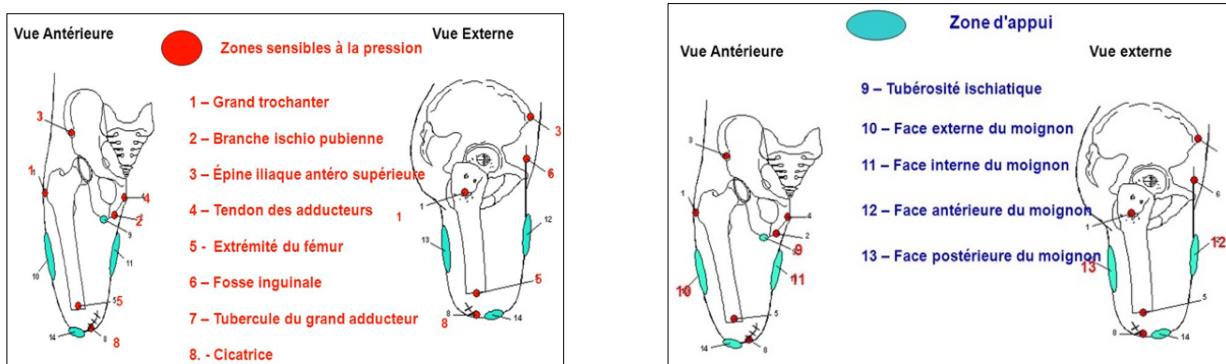
Figure 6 : niveau d'amputation du membre inférieur (Leduc, 2025).

L'amputation est envisagée en dernier recours, lorsque le membre ne peut être sauvé. Le choix du niveau d'amputation fait l'objet d'une discussion afin d'optimiser à la fois le potentiel de cicatrisation et la fonctionnalité du patient. Après une amputation sous le genou, environ 60% des patients retrouvent une capacité de mobilité autonome, tandis que ce pourcentage tombe à 20% lorsque l'amputation est effectuée au-dessus du genou. Plus le niveau de coupe est distal, plus le pronostic fonctionnel sera bon, mais le risque de complications et de ré-opération sera important (Zingg et al., 2014).

Tous les niveaux d'amputation sont appareillables, à l'exception de la désarticulation de la hanche. Cette prothèse peut être à visée esthétique et/ou fonctionnelle. Selon la Revue Médicale Suisse, seule l'amputation de la talo-crurale (Syme) est difficile à appareiller car le moignon est globuleux (Saucy et al., 2007).

2.2.4 Cas de l'amputé trans-fémoral

Nous évoquerons dans le cadre de ce mémoire la population amputée au niveau trans-fémoral. Comme la longueur du membre est réduite, la pression à son extrémité devient trop importante. C'est pourquoi la prothèse possède un appui ischiatique qui répartit les pressions (Saucy et al., 2007).



La longueur du fémur conservé après une amputation influence directement la fonction et l'équilibre musculaire du membre. Plus la longueur conservée est grande, moins de muscles sont retirés, ce qui permet de maintenir un bon équilibre entre les muscles agonistes et antagonistes, essentiels pour une bonne fonctionnalité après l'amputation. L'équilibre musculaire peut être perturbé en fonction de la longueur du fémur conservé, en particulier pour les muscles adducteurs et abducteurs. Si le grand adducteur est conservé, l'équilibre est préservé car il représente 70% de la force d'adduction. Si ce muscle est amputé, il ne reste les longs et courts adducteurs, ce qui réduit considérablement la force d'adduction et incline le membre vers une abduction de 20°. Si seul le court adducteur est conservé, la force est encore plus faible, provoquant une abduction spontanée du moignon de 40°. Un déséquilibre musculaire peut compromettre l'utilisation de la prothèse, entraînant des boiteries, compensations et une dépense énergétique coûteuse. Par conséquent, il est essentiel de préserver une longueur fémorale optimale et un bon capital musculaire pour améliorer le pronostic fonctionnel après l'amputation (Saucy et al., 2007).

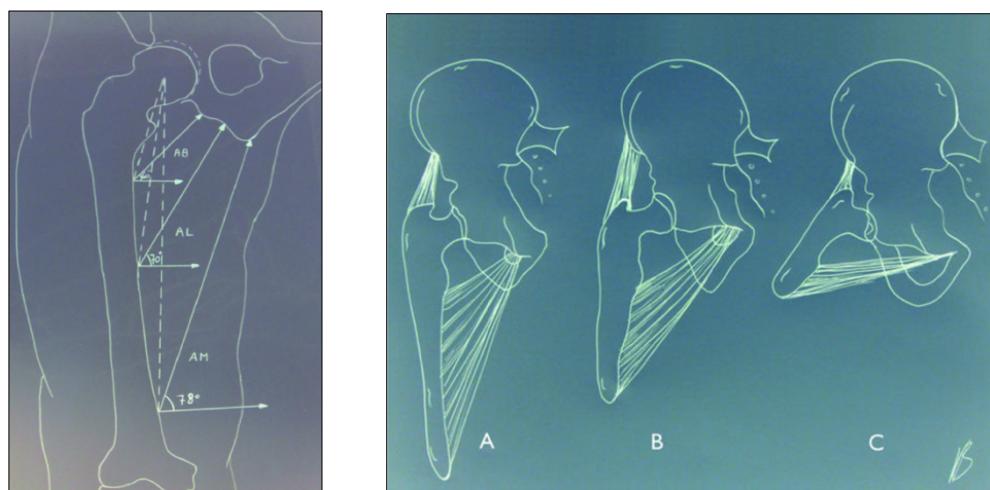


Figure 9 et 10 : force d'adduction en fonction du niveau d'amputation et position du moignon selon la longueur du fémur conservée (Saucy et al., 2007).

2.3 Marche physiologique

2.3.1 Biomécanique de la marche

La marche est une fonction locomotrice, automatisée par le système nerveux. C'est une activité rythmique et complexe, régie par des paramètres spatio-temporels qui permettent au corps de se déplacer tout en gardant sa stabilité.

Les paramètres spatiaux comprennent les définitions d'un pas, de sa longueur, sa largeur, son angle ainsi que celle d'une enjambée. Le pas est par définition l'avancée du pied oscillant par rapport au pied portant. La longueur de celui-ci se mesure par la distance entre le talon homolatéral et celui controlatéral. Sa largeur se mesure grâce à la distance entre la partie médiale des deux talons. L'angle du pas se mesure par l'angle formé entre l'axe du talon et celui du deuxième métatarsien. Une enjambée est une succession d'un pas droit et d'un pas gauche et sa mesure correspond à la somme de la longueur du pas droit additionnée à celle du pas gauche.

Les paramètres temporels sont : la vitesse, la cadence et le temps d'appui monopodal et bipodal du pas. Lors de pathologies, la vitesse, la longueur du pas et le temps d'appui monopodal sont les paramètres les plus souvent impactés (Gasq & Cormier, 2022).

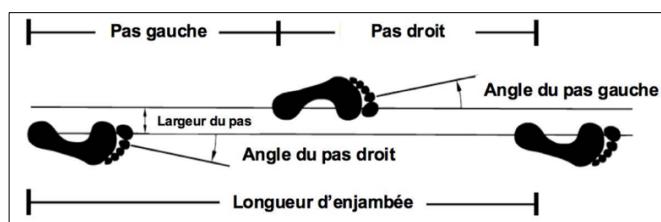


Figure 11 : paramètres spatiaux de la marche (Gasq & Cormier, 2022).

Afin d'avoir un langage universel, la marche est décrite selon des cycles. Un cycle complet de marche débute via l'attaque du pas par le talon d'un côté et se finit par le contact au sol de ce même talon. De façon simplifiée, un cycle de marche équivaut à la succession de 2 phases, une phase d'appui (60% du cycle) et une phase d'oscillation (40%) d'un même membre. De plus, les cycles droit et gauche sont en relation constante car pendant qu'un membre sera en phase d'appui, l'autre sera en oscillation (Gasq & Cormier, 2022).

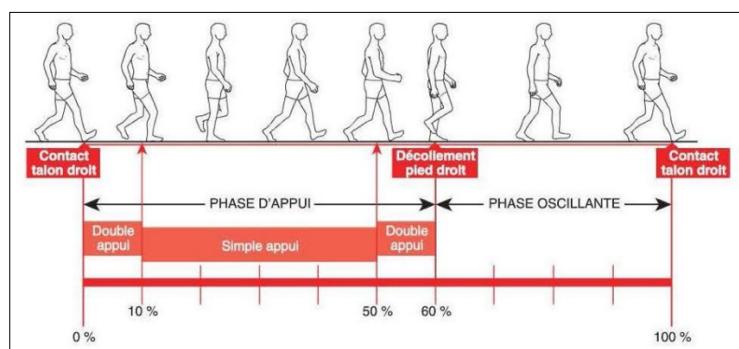


Figure 12 : cycle de la marche (Collège français des enseignants universitaires de MPR, 2021).

Ce cycle de marche peut être subdivisé en 8 sous-phasess : le contact initial du talon au sol, la mise en charge, le milieu d'appui, la fin d'appui, la pré-oscillation, le début d'oscillation, le milieu et la fin d'oscillation qui se terminent par le contact du même talon au sol (Perry & Burnfield, 2010).

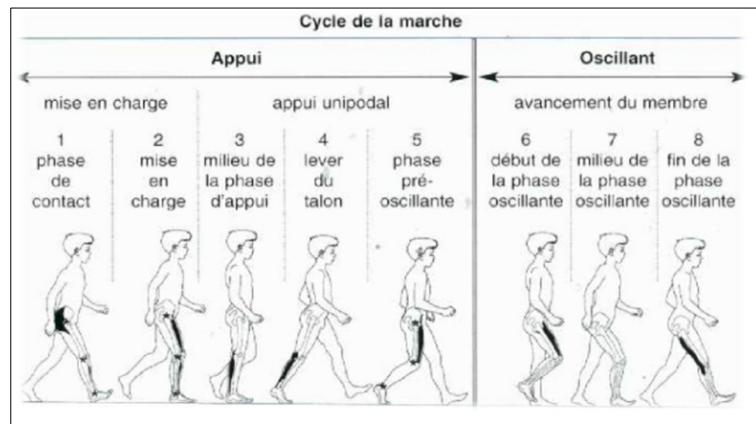


Figure 13 : différentes étapes de la marche (Perry & Burnfield, 2010).

Le contact initial (0-2% du cycle) représente la phase d'attaque du pas :

La hanche est à 30° de flexion, le genou entre 0-5° de flexion et la cheville en position neutre avec le talon au sol. À ce moment-là, le grand fessier, les adducteurs et les ischios-jambiers travaillent en concentrique afin de contrôler la flexion de hanche et préparer la phase suivante de mise en charge, tandis que le tibial antérieur et le quadriceps travaillent en excentrique afin de retenir la flexion de genou et la flexion plantaire de la cheville. Le moyen fessier joue un rôle de stabilisateur dans la phase d'appui (Perry & Burnfield, 2010).

La mise en charge (2-10%) correspond à la phase d'absorption du choc :

La hanche est en flexion, le genou tend vers la flexion et la cheville passe d'une flexion plantaire à la position neutre. Dans cette phase, il y a un contrôle de la flexion plantaire de la cheville, une avancée du tibia et un contrôle de la flexion du genou. Le moyen fessier est stabilisateur dans le plan frontal car il évite les déviations latérales. Le grand fessier et les adducteurs travaillent en concentrique dans leurs fonctions d'extenseurs de hanche. Le travail excentrique du quadriceps et du tibial antérieur sert d'amorti du membre lors de la mise en charge (Perry & Burnfield, 2010).

Le milieu de l'appui (10-30%) est la première période d'appui monopodal, où le membre avance sur une cheville stationnaire pendant que la hanche et le genou se tendent et se terminent lorsque le centre de masse est aligné à l'avant-pied. Dans cette phase, il y a une extension de genou et une stabilisation du membre dans le plan frontal, car le membre controlatéral est en phase d'oscillation à ce moment. Le moyen fait séjour son rôle de stabilisateur tandis que le Triceps Sural se contracte de façon excentrique afin de retenir l'avancée du tibia (Perry & Burnfield, 2010).

La fin d'appui (30-50%) correspond à la seconde partie d'appui unipodal qui débute lors de l'ascension du talon et se termine lors du contact du talon au sol du membre opposé.

Ici, le corps progresse vers l'avant et au-delà du pied d'appui en imposant une stabilisation du tronc irréprochable. Le moyen fessier stabilise toujours le bassin tandis que le triceps sural occupe tout le recrutement musculaire car il se contracte en concentrique afin de propulser le corps vers l'avant (Perry & Burnfield, 2010).

La phase de pré-oscillation (50-60%) est une phase d'appui bipodal.

Dans cette partie, un transfert de poids sur la jambe controlatérale se prépare. Cette phase commence quand le membre opposé touche le sol et se termine quand les orteils du côté homolatéral se décollent. Comme son nom l'indique, cette phase est une transition vers l'oscillation. Elle est rapide et demande une poussée par rebond des fléchisseurs plantaires associée à une rapide flexion de genou par les muscles poplité, gracile et sartorius (Perry & Burnfield, 2010).

Le début d'oscillation (60-73%) est le premier tiers de cette phase.

L'élan généré par la pré-oscillation va permettre de dégager le pas de manière passive ou par la flexion de genou selon la vitesse de marche. Cette phase commence par le décollement complet des orteils et se finit quand le pied est au même niveau que celui controlatéral. Une action concentrique des muscles fléchisseurs de hanche et fléchisseurs dorsaux de cheville s'exécutent (Perry & Burnfield, 2010).

Le milieu d'oscillation (73-87%) débute lorsque les deux pieds sont au même niveau et se termine lorsque le tibia est vertical par rapport au sol. À ce niveau, il y a peu d'activité musculaire, à part la contraction du tibial antérieur et du biceps fémoral qui débute, le contrôle de l'extension du genou qui se fait passivement par la flexion de la hanche et l'élan de la fin de la phase oscillante (Perry & Burnfield, 2010).

La fin d'oscillation (87-100%) se termine lors du contact du talon au sol. Les ischios-jambiers travaillent en excentrique pour doser l'extension du genou, le tibial antérieur maintient la cheville et les extenseurs de hanches commencent à se contracter pour préparer la phase de contact initial (Perry & Burnfield, 2010).

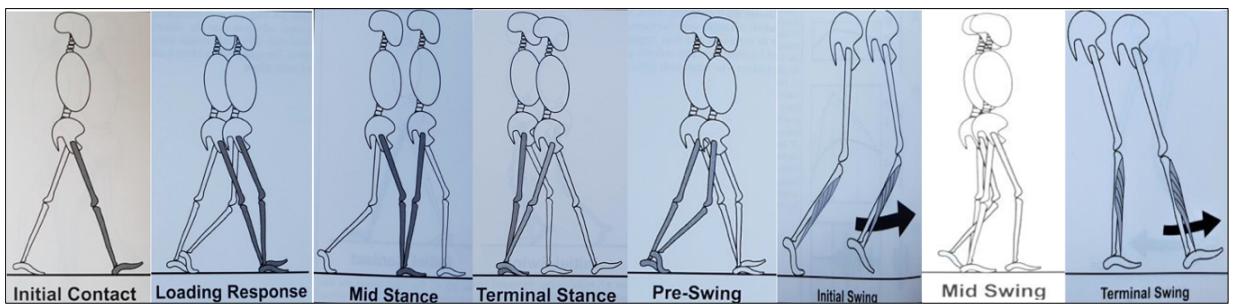


Figure 14 : récapitulatif des phases du cycle de marche (Perry & Burnfield, 2010).

2.3.2 Prérequis de la marche physiologique

La marche est une fonction locomotrice complexe nécessitant la coordination des fonctions musculaires, articulaires, neurologiques et sensorielles afin d'assurer la stabilité, la propulsion et l'adaptation à l'environnement. Elle dépend du système nerveux central, tant dans sa fonction motrice, que dans sa capacité d'adaptation à l'environnement.

Avant d'initier la marche, la personne doit avoir un bon schéma de sa verticalité, ce qui comprend les systèmes visuels, vestibulaires et somesthésiques. De plus, la personne doit posséder les fonctions nécessaires à une bonne navigation dans l'espace (fonction visuelle, spatio-temporelle...). Elle doit également posséder les muscles antigravitaire actifs, tels que les paravertébraux et les extenseurs des membres inférieurs, afin de maintenir la station debout. Un équilibre statique et dynamique, dans les plans frontaux et antéro-postérieur, sont aussi nécessaire. Des capacités de propulsion du centre de masse efficace, via le pas postérieur, ainsi que les fléchisseurs plantaires de cheville, les fléchisseurs d'orteil et les extenseurs de hanche doivent être présentes (Collège français des enseignants universitaires de MPR, 2021).

Au niveau articulaire, des amplitudes minimales du membre inférieur sont nécessaires afin d'avoir une marche physiologique : la hanche doit pouvoir aller de 30° de flexion à 10° d'extension, le genou de 70° de flexion vers 0° d'extension, la cheville de 15° de flexion plantaire vers 10° de flexion dorsale et les orteils doivent aller en extension complète, surtout pour l'hallux qui est le dernier en contact avec le sol. Il est responsable en grande partie de la capacité de propulsion. Un balancement correct et rythmé des membres supérieurs et une dissociation des ceintures doivent aussi être présents (Collège français des enseignants universitaires de MPR, 2021).

Au niveau musculaire, plusieurs groupes musculaires jouent un rôle clé dans la marche : les ilio-psoas, grand et moyen fessier, quadriceps, ischio-jambiers, tibiaux-antérieur et triceps suraux. L'ilio-psoas est impliqué dans la flexion de la hanche au début du pas, tandis que le grand fessier contrebalance cette flexion et assure l'extension de la hanche pendant la phase d'appui. Le moyen

fessier stabilise le bassin et le tronc, le quadriceps maintient l'extension du genou et freine la flexion de celui-ci, tandis que les ischios-jambiers stabilisent le genou pendant l'appui. Le tibial antérieur freine l'atterrissement du pied et empêche son effondrement pendant l'oscillation. Enfin, le triceps sural travaille de manière excentrique pour freiner l'avancée du tibia et de manière concentrique pour assurer la propulsion lors de la fin de la phase d'appui (Gasq & Cormier, 2022).

2.4 Marche de l'amputé trans-fémoral

2.4.1 Biomécanique de la marche de l'amputé trans-fémoral

L'amputation trans-fémorale modifie profondément la mécanique de la marche car la personne amputée ne possède plus que les articulations de la hanche et du bassin pour contrôler son membre résiduel ainsi que sa prothèse. Cette perte impose une réorganisation musculaire et biomécanique, influençant directement l'adaptation locomotrice. Le déséquilibre musculaire entre agonistes et antagonistes s'explique par le raccourcissement musculaire qui diminue son bras de levier, réduisant ainsi sa force (Harandi et al., 2020). L'extension et l'adduction de hanche sont les fonctions musculaires touchées par le raccourcissement musculaire. La longueur du fémur résiduel joue un rôle clé dans l'efficacité de ces groupes musculaires. Une longueur plus importante permet de mieux préserver les fonctions adductrice et d'extension afin de limiter l'apparition de déséquilibres, tels qu'un flessum de hanche ou une attitude vicieuse en abduction. Ces contraintes influencent les objectifs de rééducation, qui visent à rétablir une marche la plus physiologique possible malgré les adaptations biomécaniques nécessaires (Saucy et al., 2007).

En conséquence, la marche d'un amputé trans-fémoral présente des altérations générant une asymétrie du pas, une augmentation de la largeur des appuis et une diminution de la vitesse de déplacement. Ces adaptations découlent tant des facteurs musculaires et biomécaniques que de la configuration et des réglages de la prothèse. Un manque de confiance dans la prothèse, une insuffisance musculaire ou encore des douleurs du membre résiduel peuvent aggraver cette instabilité. La compréhension de ces spécificités est essentielle pour le masseur-kinésithérapeute afin d'optimiser la prise en charge et d'accompagner le patient vers une rééducation fonctionnelle efficace (Chui et al., 2016).

2.4.2 Cycle et compensations de la marche d'un amputé trans-fémoral

De 0 à 10% du cycle (contact initial et mise en charge), une instabilité du genou prothétique, un claquement et une rotation externe du pied prothétique peuvent être observés. Cela est dû à une faiblesse des extenseurs de hanche associée à un défaut de la prothèse comme : une emboîture trop

en arrière, l'axe du genou en avant de la ligne de charge ou un verrouillage trop actif du genou (Chui et al., 2016).

De 10 à 40% du cycle (phase d'appui), une inclinaison du tronc peut être retrouvée ainsi qu'une rotation et un abattement du pied. La faiblesse des abducteurs de hanche, un manque d'équilibre ou une mauvaise habitude de marche pourraient être responsables de l'inclinaison du tronc. Un moignon trop court ou de mauvais réglages de la prothèse sont d'autres causes mécaniques expliquant ces compensations (Chui et al., 2016).

De 40 à 60% du cycle (fin de l'appui monopodal, début de la phase de double appui), il est possible de retrouver : un retard du déroulé du pas, une flexion importante du tronc ou encore une lordose lombaire excessive. L'hyperlordose du tronc, souvent liée à la position du bassin, peut résulter d'une faiblesse des extenseurs de hanche et/ou des abdominaux, de fléchisseurs de hanche contracturés, d'une bascule antérieure du bassin (appui ischiatique trop haut, membre résiduel trop court) ou encore d'un défaut d'ajustement prothétique conduisant à une insuffisance de pré-flexion de celle-ci. De plus, la rétraction des fléchisseurs de hanche peut provoquer une flexion antérieure lors de la phase de double appui et de propulsion pour pouvoir réaliser un pas controlatéral (Chui et al., 2016).

De 60 à 100% du cycle, soit la phase d'oscillation, un grand nombre de défauts peuvent être présents tant au niveau de la prothèse en elle-même qu'au niveau des boiteries/compensations lors de la marche. Concernant les défauts de la prothèse, il peut y avoir un phénomène de piston, l'embouchure glisse pendant l'oscillation et remonte lors de l'appui. Ce défaut peut être provoqué par un mauvais recrutement musculaire, un problème de suspension de la prothèse ou d'ajustement de l'embouchure sur le moignon (Perry & Burnfield, 2010).

2.4.3 Boiteries de l'amputé trans-fémoral

Deux types de boiteries peuvent être observées, celle de la phase d'appui : esquive d'appui, Trendelenburg, de salutations antérieures et celle de la phase d'oscillation : fauchage, steppage, Vaulting et élévation du bassin (Gasq & Cormier, 2022).

Si l'on observe un temps d'appui unipodal asymétrique, cela met en évidence une boiterie d'esquive qui peut être due à une douleur ou une appréhension du patient de mettre tout son poids du côté de la prothèse. Une marche avec abaissement du bassin du côté oscillant et une déviation latérale du côté de l'appui mettraient en évidence une boiterie de type Trendelenburg qui serait due à un défaut de recrutement du moyen fessier, un manque d'équilibre ou une mauvaise habitude. Un renforcement du

moyen fessier serait alors nécessaire dans ce cas-là. En revanche, si l'on aperçoit le patient exercer une flexion antérieure du tronc, salutation antérieure, cela met en lumière un défaut d'extension de hanche due à des fléchisseurs rétractés ou à un défaut d'extension du genou qui conduiraient le patient à se pencher en avant pour provoquer une extension passive du genou. Cet exemple montre bien l'importance d'identifier l'origine de la boiterie afin de la traiter (Gasq & Cormier, 2022). À l'inverse, si le patient présente une hyperextension lombaire, cela peut être dû à une faiblesse des abdominaux ou une douleur à l'appui (Wasser et al., 2020).

Concernant les boiteries à la phase d'oscillation, elles sont liées à un défaut de raccourcissement du membre inférieur, qui peut être causé par un mauvais réglage de la prothèse ou un défaut de flexion du genou. Par ailleurs, le défaut de flexion du genou peut-être lui-même causé par un recrutement insuffisant de flexion de hanche, une hyperactivité du quadriceps ou des ischio-jambiers (Gasq & Cormier, 2022).

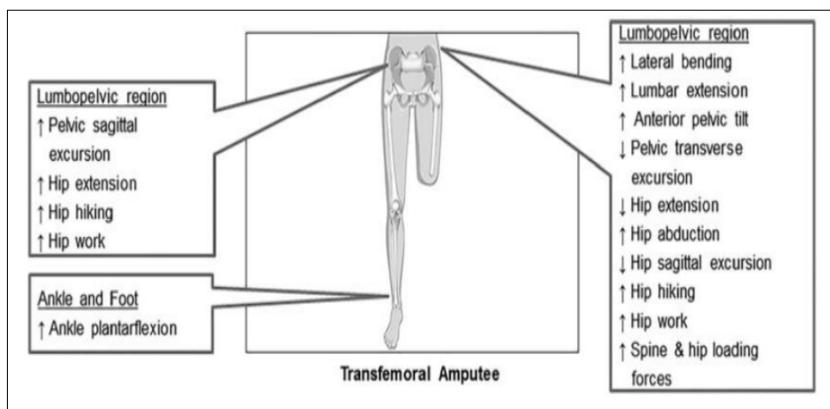


Figure 15 : résumé des compensations biomécaniques de la marche d'un amputé trans-fémoral (Beaucher, 2019).

2.4.4 Différentes prothèses et marche

Le cycle de marche d'un amputé est influencé par les muscles et les articulations du membre résiduel, mais également par la prothèse qui les remplace. Il existe différents types de prothèses, chacune ayant des avantages et des inconvénients qui peuvent faciliter ou non la marche. La prothèse, de façon générale, comprend une emboîture (en contact avec le moignon), un effecteur intermédiaire (le genou prothétique), une pièce de liaison (qui remplace le tibia) et un effecteur terminal qui est le pied prothétique (Jaffres, 2014).

L'emboîture, en contact direct avec le moignon, doit être parfaitement adaptée à celui-ci pour un confort optimal. En premier lieu, une emboîture provisoire en plastique thermoformée est proposée étant donné que le moignon est encore instable. L'emboîture définitive, elle, est souvent faite avec du carbone qui est un matériel plus léger. Il existe plusieurs types d'emboîtures mais celle quadrangulaire

(4 points de support anatomique pour la prothèse) et la plus utilisée. Des systèmes de suspension par succion (ajustement serré en proximal et valves pour le vide de l'air) ou dépressurisation (entre le manchon et l'embouchure) permettent de faire tenir la prothèse (Persine, 2024).

Il existe plus de 220 types d'effecteurs intermédiaires (genou) qui ont pour rôle de : stabiliser la phase d'appui, contrôler la mobilité en phase d'oscillation (selon la vitesse du pas), adapter la longueur des membres inférieurs et limiter le coût énergétique de la marche (Sawers & Hafner, 2013). Les genoux prothétiques sont classés selon 3 critères : leur axe de rotation, leur gestion de la phase d'appui et celle de la phase oscillante.

On parle de genoux statiques et dynamiques selon leur gestion de la phase d'appui. Les genoux statiques se verrouillent manuellement, ce qui permet une grande stabilité, mais sont peu mobiles car s'utilisent de façon manuelle. Les genoux dynamiques possèdent un système de freinage du genou actif selon l'intensité et l'orientation du mouvement de flexion du genou et permettent, via ce mécanisme, une légère flexion du genou lors de l'appui, rendant la phase plus physiologique que le système de verrouillage statique (Thomas-Pohl et al., 2013).

Pour la gestion de la phase d'oscillation, des systèmes comme : des élastiques, des unités pneumatiques/hydrauliques et des résistances peuvent être ajoutés pour permettre un ajustement de cette phase pendulaire et une aide à l'extension et au verrouillage de cette extension pendant l'attaque du talon au sol (Thomas-Pohl et al., 2013). Le type de genou offrant la marche la plus physiologique reste le genou à microprocesseur, qui est un type de genou encore différent, offrant en temps réel une adaptation de la mobilité du genou durant la totalité du cycle de marche (Sawers & Hafner, 2013).

Les pieds prothétiques fonctionnent de la même manière que les genoux, soit ils offrent une grande stabilité et peu de mobilité (système passif, comme le pied SACH : Solid Ankle Cushion Heel foot), soit une plus grande mobilité et une stabilité inférieure (pied de type mono et poly-axiaux).

L'équivalent du genou à microprocesseur au niveau du pied est un pied prothétique encore plus dynamique que les précédents composé de fibres carbone ou de verre, ce qui permet de restituer l'énergie cumulée (Persine, 2024).



Figure 16 : différentes catégories de pied prothétique (Persine, 2024).

Le choix du genou est déterminant car il est la partie de la prothèse la plus fonctionnelle et conditionne donc la qualité de la marche. Le genou prothétique joue un rôle central dans le contrôle du cycle de marche chez les amputés trans-fémoraux. Un genou mécanique simple à verrouillage manuel ou polycentrique passif, n'offre qu'un soutien limité durant la phase d'appui qui et ne restitue que peu d'énergie en phase de propulsion. Cela engendre une stratégie de marche asymétrique : le patient réduit le temps d'appui sur le membre prothétique, augmente la rotation pelvienne compensatoire, et accentue la bascule latérale du tronc vers le côté sain. Ce schéma est bien documenté par Sawers & Hafner (2013), qui montrent qu'un genou à microprocesseur, grâce à son contrôle adaptatif de la flexion et de l'extension en temps réel, permet de réduire significativement l'asymétrie spatio-temporelle, d'améliorer la cadence et de rétablir une meilleure verticalité du tronc pendant la marche. La rééducation varie donc selon le type de genou, statique ou dynamique. Par ailleurs, le genou à microprocesseur améliore la cinématique et a des répercussions mécaniques directes sur la région lombo-pelvienne. Ce genou prothétique devient un levier musculaire indirect car il réduit les contraintes en cisaillement et les compensations musculaires controlatérales (notamment des fléchisseurs du tronc) et permet donc la prévention des douleurs lombaires chez l'amputé. À l'inverse, une prothèse inadaptée ou trop simple peut entretenir voire aggraver le déséquilibre du ratio F/E en renforçant la tendance du tronc à basculer vers l'avant et en sollicitant excessivement les muscles fléchisseurs au détriment des extenseurs (Sawers & Hafner, 2013).

Pour les genoux à verrou, par définition, le genou est verrouillé jusqu'à que le patient le déverrouille manuellement, notamment lors des transferts assis/debout. Le patient peut présenter une appréhension pour ses transferts, il faudra alors renforcer les fessiers pour compenser cette peur. Le verrouillage du genou pendant tout le cycle de marche amène à faire travailler de façon plus conséquente les muscles du moignon, notamment le carré des lombes utile pour l'ascension du bassin et donc pour le passage du pas (Cristina et al., 2010).

2.5 Chronologie de la rééducation de l'amputé trans-fémoral

2.5.1 Anamnèse et bilans

L'action du masseur-kinésithérapeute lors de l'anamnèse vise à permettre au patient de réintégrer sa vie antérieure avec le moins de limitations possible afin de réduire au maximum le handicap. Pour cela, il est nécessaire d'évaluer finement l'environnement personnel et professionnel du patient afin de réaliser une rééducation personnalisée. Après l'anamnèse, un bilan clinique spécialisé et complet est essentiel. Le bilan cutané inclut l'examen du moignon : état de la peau, cicatrice, œdème, prise de pouls et signes d'insuffisance vasculaire pouvant être présents sur le membre sain (Bilan amputation du membre inférieur, 2012). En effet, 20 à 50% des amputés lors de pathologies vasculaires subiront

une amputation sur le membre controlatéral dans les 3 ans suivant l'amputation initiale (Schroeder & Anderson, 2023). La douleur peut dans ce cas être d'origine neuropathique, inflammatoire ou causée par des névromes et sera évaluée grâce à l'échelle du DN4. Le bilan articulaire sert à évaluer les amplitudes de mouvements et les déformations, notamment présentes au niveau de la hanche, du bassin et de la colonne vertébrale. Le bilan musculaire évalue la force du moignon, mais aussi comprend l'état musculaire du membre sain, du tronc et des membres supérieurs. Un test de sensibilité est réalisé sur le moignon et le membre sain pour détecter des anomalies de sensibilité liées aux troubles vasculaires. Enfin, le bilan fonctionnel inclut l'évaluation des transferts, de l'équilibre, de la marche ainsi que du suivi cardiorespiratoire du patient si nécessaire (Bilan amputation du membre inférieur, 2012).

2.5.2 1^{ère} phase de rééducation

Les objectifs de cette phase de rééducation sont : de prendre en charge la fonction cardiorespiratoire du patient, sa douleur, prévenir les troubles du décubitus, lui apprendre les transferts pour une meilleure autonomie, travailler l'équilibre et débuter la préparation du moignon.

Après une hospitalisation d'environ 15 jours, le patient rentre dans un centre de rééducation et l'équipe soignante lui prodigue une éducation à la santé ainsi qu'une explication du déroulé de la rééducation : règles hygiéno-diététiques, entretien du moignon, surveillance des troubles du décubitus (Beaucher, 2019). Il est important de savoir que chez un patient ayant une pathologie vasculaire, il est déconseillé de faire pratiquer aux patients des contractions statiques longues (> 6 secondes), d'utiliser la cryothérapie et de positionner les membres en déclive afin d'éviter l'ischémie artérielle. En effet, la cryothérapie exerce une vasoconstriction réduisant le calibre des vaisseaux artériels déjà rétrécis par la maladie et la déclive ferait circuler le sang artériel de manière antigravitaire, ce qui n'arrangerait pas le transport sanguin déjà perturbé par le rétrécissement artériel (Lamandé et al., 2011).

La gestion de la douleur associe traitements médicamenteux et approches complémentaires comme le massage et la physiothérapie (TENS). De plus, le port de la prothèse réduit également les douleurs du patient car elle aide à la reconstruction cérébrale du schéma corporel (Lamandé et al., 2011). La rééducation fonctionnelle repose sur l'apprentissage des transferts (lit/fauteuil, assis/debout), un renforcement musculaire progressif et un travail cardio-respiratoire sur cycloergomètre qui vise à améliorer l'endurance, la locomotion et réduire la fatigabilité du patient (Bosser et al., 2008). Par ailleurs, la prévention des déformations orthopédiques passe par la correction des attitudes vicieuses, résultat des remaniements biomécaniques tels que le flessum ou l'abductum de hanche par un renforcement ciblé, notamment des extenseurs et adducteurs de hanche. L'ensemble de cette prise en charge pluridisciplinaire vise à optimiser l'autonomie et l'équilibre du patient (DA SILVA, 2012).

2.5.3 2^{ème} phase de rééducation

La phase 2 correspond à la période de rééducation avec un appareillage provisoire qui repose sur deux axes globaux, en plus de ceux réalisés en phase post-opératoire : l'entretien musculaire et le réentraînement à la marche fonctionnelle (Lamandé et al., 2011). Avant la mise en place de la prothèse, la rééducation vise à préserver les amplitudes articulaires, renforcer le moignon ainsi que le tronc et les membres supérieurs. Une fois la prothèse mise en place, la rééducation sera progressive, dans l'objectif d'obtenir une marche la plus physiologique possible selon le type de prothèse à verrou statique ou dynamique (Cristina et al., 2010).

Le patient doit acquérir des prérequis tels que l'équilibre assis et debout, statique et dynamique, une capacité de transfert de poids ainsi que de la conscience de sa prothèse avant d'amorcer la marche qui débute entre les barres parallèles. Une collaboration étroite avec l'orthoprothésiste, permet d'éduquer le patient quant à l'utilisation, le fonctionnement et l'entretien de sa prothèse (Beaucher, 2019).

Le travail du transfert assis/debout permet au patient de prendre confiance en sa prothèse ainsi que de gérer la flexion et l'extension de son genou. Une fois debout et en confiance, le travail de mise en charge dans les plans frontal et sagittal permet d'améliorer la stabilité et d'évaluer la capacité stabilisatrice du moyen fessier afin d'éviter une boiterie compensatrice. La stabilité statique peut être travaillée avec des exercices d'équilibre et de proprioception sur des surfaces stables puis instables (bosu, plateau de Freeman) en intégrant des tâches cognitives et motrices afin d'augmenter la difficulté (Cristina et al., 2010).

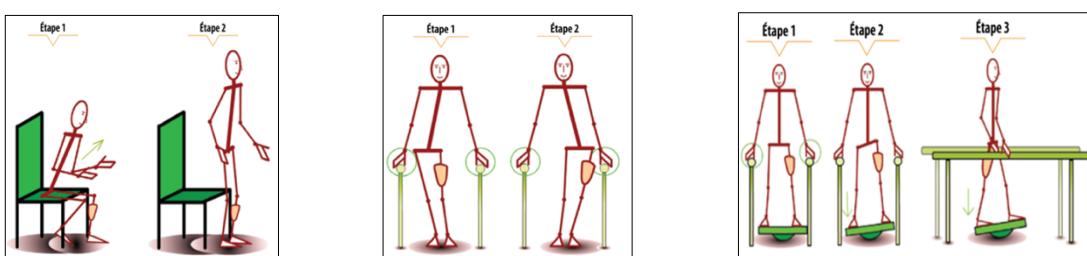


Figure 17 : exercices pour le transfert assis/debout, la mise en charge dans le plan frontal et différents modes d'équilibre (Comité international de la Croix-Rouge, 2008).

Une fois la stabilité statique acquise, le travail se poursuit en dynamique dans le plan sagittal via des exercices d'attaque du pas par le talon, la réalisation d'un pas vers l'avant côté sain, puis côté prothétique. On poursuit la même configuration pour travailler le pas en arrière. Le but étant de travailler toutes les étapes de la marche qui sont l'attaque du pas par le talon, la mise en charge et la propulsion (Cristina et al., 2010).

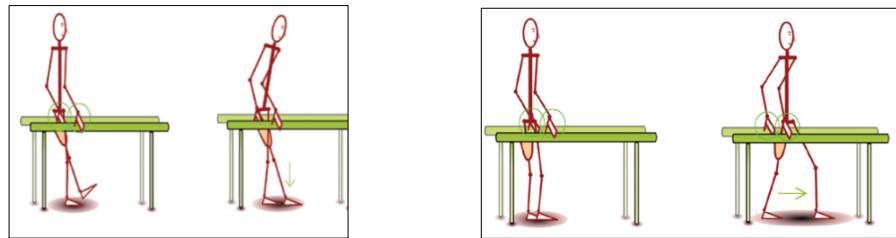


Figure 18 : exercices d'attaque du pas par le talon du côté prothétique et du passage du pas vers l'avant (Comité international de la Croix-Rouge, 2008).

Une fois l'équilibre statique et dynamique acquis, la marche dans les barres parallèles se poursuit en diminuant progressivement l'utilisation des aides techniques. À ce stade, l'enjeu du masseur-kinésithérapeute est de détecter l'apparition de compensation à l'origine des boiteries. Après avoir travaillé sur le schéma de marche sans aides techniques et corrigé toutes boiteries, il est possible d'augmenter la difficulté en réalisant des exercices plus fonctionnels comme : des parcours de motricité variés, de la montée et descente d'escalier, de la marche sur pente, puis intégrer du travail en double tâche motrice ou cognitive (Cristina et al., 2010).

2.5.4 3^{ème} phase de rééducation

La phase 3 de réhabilitation avec la prothèse définitive correspond à la réhabilitation à long terme. Cela comprend des suivis réguliers avec l'équipe de réhabilitation pour ajuster la prothèse et surveiller la santé du moignon. Les exercices réalisés durant la phase 2 sont maintenus en phase 3 et adaptés en fonction de la nouvelle prothèse définitive. De plus, il est possible pendant cette période de rééducation, d'augmenter la difficulté des exercices. Un programme d'exercice continu et recommandé pour maintenir la forme, la flexibilité et l'endurance. La prévention des complications à long terme, telles que les douleurs fantômes ou les troubles musculosquelettiques, est également essentielle pour garantir une qualité de vie optimale (Beaucher, 2019).

2.6 Amputation trans-fémorale, douleurs et lombalgie

2.6.1 Biomécanique de la lombalgie

La douleur est fréquente chez les amputés. En effet, Morgan et al (2017) ont étudié la douleur chez 1296 amputés unis ou bilatéraux de 2011 à 2014. Cette étude a montré qu'environ 90% des patients présentent des douleurs parmi celles : du membre fantôme (48,1%), du dos (39,2%), du membre résiduel (35,1%), du genou (27,9%) et des épaules (21,7%) (Morgan et al., 2017).

Selon Wasser et al (2020), plus de la moitié des amputés trans-fémoraux souffrent de douleurs lombaires. Ces douleurs ont une origine multifactorielle, impliquant des facteurs mécaniques tels qu'une asymétrie des mouvements, des contraintes articulaires et musculaires accrues, ainsi qu'une inégalité de longueur des membres inférieurs due aux prothèses (Wasser et al., 2020).

L'amputation trans-fémorale entraîne une atrophie musculaire importante du membre résiduel avec une réduction de la circonférence de la cuisse de 15 à 30% et une infiltration graisseuse intermusculaire. La force musculaire du quadriceps et des ischios-jambiers diminue de 40 à 60%, tout comme les stabilisateurs de la hanche qui s'atrophient jusqu'à 30%. En parallèle, les muscles multifides présentent une infiltration graisseuse compromettant leur rôle dans le maintien de la stabilité lombaire. Ces altérations musculaires perturbent l'équilibre postural et le niveau d'amputation influence directement l'incidence des douleurs lombaires. Un amputé trans-tibial conserve la fonction musculaire de la hanche, ce qui limite l'impact sur la colonne vertébrale. En revanche, chez un amputé trans-fémoral, l'altération de la fonction de la hanche perturbe la biomécanique globale et engendre des compensations qui sollicitent davantage la région lombaire. Plus le moignon est court, (< à 15 cm), plus le bras de levier musculaire est réduit, ce qui augmente l'effort musculaire nécessaire et les stratégies compensatoires (Wasser et al., 2020).

Face à ces déficits, les amputés trans-fémoraux développent des stratégies compensatoires impliquant une suractivation des muscles du tronc et une co-activation des antagonistes durant la phase d'appui. Ces adaptations perturbent la marche par : une augmentation de la bascule antérieure du bassin, de l'extension lombaire et de la hanche du côté amputé ; une asymétrie du temps d'appui uni et bipodal avec une longueur de pas plus courte côté prothétique, ainsi qu'une boîte de type Trendelenburg, due à la faiblesse du moyen fessier.

Ces mécanismes entraînent une répartition asymétrique des charges sur le rachis, augmentant la contrainte sur les structures passives de la colonne, notamment les articulations facetteraires. Des études estiment que les forces de compression vertébrale de cisaillement latéral et antérieur sont respectivement 39%, 60% et 42% plus élevées chez les amputés trans-fémoraux comparés aux individus valides (Wasser et al., 2020).

Par ailleurs, la marche des amputés trans-fémoraux étant asymétrique, elle impose des adaptations du côté prothétique. Ces adaptations passent par : une augmentation de l'extension lombaire, de l'extension et de l'abduction de la hanche, une diminution de l'excursion du bassin dans les plans sagittal et transversal et un balancement de Trendelenburg en raison de la faiblesse du moyen fessier. Du côté sain, il y a une augmentation de l'extension et de la rotation de la hanche, avec une plus grande charge portée et une augmentation de la propulsion pour compenser la faiblesse du côté prothétique, ce qui favorise l'arthrose prématuée. La diminution du temps d'appui unipodal et bipodal, ainsi que la réduction de la longueur du pas du côté prothétique accentuent ces déséquilibres. Le déséquilibre biomécanique favorise l'hyper-sollicitation des muscles lombaires, en particulier du carré des lombes et des muscles paravertébraux du côté non amputé. Cette compensation excessive

induit une fatigue musculaire, une asymétrie posturale et des douleurs chroniques. L'augmentation des contraintes mécaniques sur le rachis lombaire entraîne une hyperstimulation des structures passives (articulations facettaire, disques intervertébraux), favorisant la libération de substances pro-inflammatoires et la sensibilisation nerveuse, contribuant ainsi aux douleurs lombaires chroniques (Wasser et al., 2020).

Par ailleurs, la prothèse joue un rôle clé dans ces adaptations. Selon Wasser et al (2020), 58 % du travail mécanique de la marche se produit lors des phases d'accélération et de décélération, nécessitant un transfert d'énergie entre le tronc et la hanche. Cette variabilité sollicite intensément la musculature lombaire et entraîne un recrutement accru des fléchisseurs de hanche, aggravant ainsi les douleurs dorsales (Wasser et al., 2020).

Enfin, les études montrent que les amputés trans-fémoraux équipés d'une prothèse ont une réduction de 30 % de leur vitesse de marche et un coût énergétique 30 à 60 % plus élevé que les individus valides. Cette surcharge favorise l'apparition d'arthrose précoce sur le membre sain, accentuant les douleurs et la fatigue musculaire. Ainsi, la prise en charge en rééducation doit intégrer une approche globale visant à optimiser la posture, renforcer les muscles stabilisateurs, améliorer la symétrie de la marche et limiter les contraintes lombaires, afin de préserver la qualité de vie des patients amputés trans-fémoraux (Wasser et al., 2020).

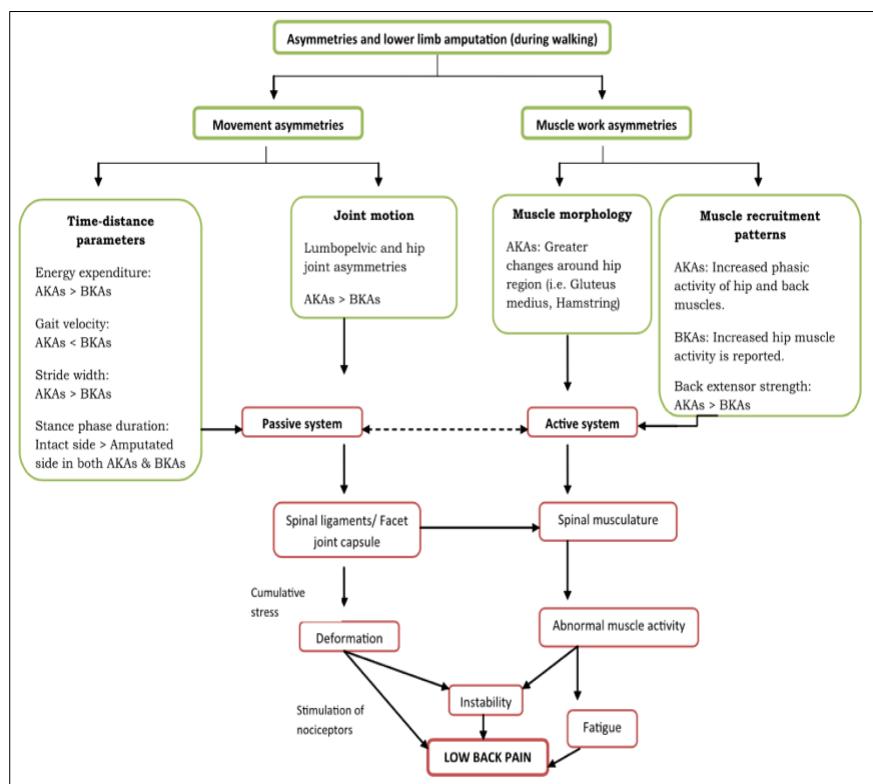


Figure 19 : mécanismes de la lombalgie chez les amputés du membre inférieur (Devan et al., 2014).

2.6.2 Lombalgie et protocoles scientifiques

Peu d'articles scientifiques proposent des exercices spécifiques de rééducation hormis la rééducation à la marche. Beaucoup d'auteurs pensent que rééduquer la marche en la rendant la plus physiologique et symétrique possible permettrait de réduire les risques de lombalgie chronique. Dans ces études, la biomécanique de la marche, la cinématique du tronc et l'alignement spino-pelvien sont étudiés (Wnuk-Scardaccione et al., 2023). Cependant, une étude sur les forces de l'articulation L5/S1 chez des amputés trans-tibiaux en comparaison à des individus valides ne montre aucune différence dans la répartition des forces après la symétrisation de la marche chez les amputés (Banks et al., 2022).

Seulement quelques articles proposent des protocoles de rééducation spécifiques au traitement de la lombalgie chez les amputés en utilisant d'autres outils complémentaires à la rééducation de la marche (Wnuk-Scardaccione et al., 2023). Des programmes de rééducation du dos associant exercices physiques et éducation thérapeutique ont été évalués sur des amputés souffrant de lombalgie. Les protocoles incluaient des séances allant de 30 minutes, deux fois par semaine sur huit semaines, à une heure quotidienne sur deux semaines. Les résultats ont montré une amélioration significative des douleurs lombaires et un gain de force et d'endurance des muscles ciblés. Les effets bénéfiques à moyen et long terme étaient plus marqués chez les patients ayant reçu une éducation thérapeutique structurée en plus des exercices (Anaforoğlu et al., 2016) (Shin et al., 2018).

2.7 Problématisation

L'amputation trans-fémorale constitue un drame fonctionnel nécessitant une rééducation complexe afin de retrouver l'autonomie la plus optimale. La cause la plus fréquente d'amputation est les maladies cardio-vasculaires, dont la moitié des cas est attribuée au diabète (Varma et al., 2014). La prévalence du diabète devrait être multipliée par deux d'ici 2050 (Zingg et al., 2014). Ce type d'amputation (d'origine vasculaire) nécessite une prise en charge plus complexe que les autres étiologies du fait des complications neuropathiques, vasculaires et cicatricielles qu'elles engendrent. De plus, le membre sain peut également être touché par les complications vasculaires, ce qui complique la rééducation et les enjeux à moyen et long terme (Fédération Française des Diabétiques, s. d.).

La prothèse est l'outil de choix pour restaurer les déplacements du patient à travers l'autonomisation de la marche. Bien qu'elles soient de plus en plus sophistiquées, elles ne permettent pas de restituer pleinement les fonctions du membre perdu et de nombreuses adaptations neuromusculaires et biomécaniques sont alors nécessaires (Cristina et al., 2010) (Gasq & Cormier, 2022) (Chui et al., 2016).

La rééducation d'un amputé a pour finalité de restaurer au maximum l'autonomie et la qualité de vie du patient. Une grande partie de la rééducation est axée sur la restauration d'une marche la plus fonctionnelle possible en travaillant sur les compensations. Or, celles-ci engendrent une dépense énergétique accrue à l'origine de pathologies secondaires portant préjudice au maintien dans le temps de l'autonomie du patient (Wasser et al., 2020). En effet, l'une des principales plaintes des patients concerne la douleur. Celles-ci peuvent être neurologiques (douleur du membre fantôme, 48,1%), et rhumatologiques. Les causes rhumatologiques sont celles qui perturbent le plus le pronostic fonctionnel du patient dans le temps. On retrouve deux secteurs particulièrement atteints : le dos dans 39,2% des plaintes, et le membre résiduel dans 35,1% des cas (Morgan et al., 2017).

D'après Morgan et al, les lombalgie touchent 39 à 70% des amputés et sont la principale cause d'une limitation de leur périmètre de marche. Biomécaniquement, l'amputation implique une redistribution importante des charges due à une sollicitation accrue des muscles et des articulations avoisinant le moignon. La perte de longueur du bras de levier des muscles de la hanche réduit leur capacité de production de force. Les articulations sus-jacentes, notamment le dos et le membre controlatéral, compensent alors la détérioration du moment articulaire de la hanche du côté amputé. Ces adaptations engendrent une augmentation des contraintes verticales et en cisaillement sur la colonne lombaire favorisant à long terme les lombalgie de l'amputé (Morgan et al., 2017).

Les publications actuelles visant à rééduquer la marche de l'amputé limitent la prise en compte du retentissement lombaire en ciblant la rééducation sur la symétrisation de la marche. Or, comme le décrivent Banks et al, cette symétrisation n'a pas d'impact significatif sur les contraintes et douleurs lombaires (Banks et al., 2022). En revanche, Fatone et al. observent une bascule antérieure du bassin lors de la marche, susceptible d'accentuer les douleurs lombaires. Cette bascule est liée à une faiblesse musculaire des abdominaux, du psoas, et/ou des extenseurs du dos, induisant un déséquilibre entre les forces des fléchisseurs (F) et extenseurs (E) au niveau du tronc (Fatone et al., 2016). Dans cette optique, Shin et al, ont proposé un protocole basé sur la stabilité lombaire. Cependant, malgré le travail, les auteurs constatent un déséquilibre entre ces groupes de muscles, ce qui ne permet pas d'atteindre un ratio optimal (< 1) entre les fléchisseurs et extenseurs, laissant place à des compensations délétères (Shin et al., 2018). Rishi et al. confirment ce constat en soulignant que la raideur des extenseurs dorsaux ne compense pas efficacement leur faiblesse, contribuant à une mauvaise répartition des charges mécaniques sur la région lombaire. De plus, ils ont mis en évidence une corrélation forte entre la force du psoas, des érecteurs spinaux, et la qualité de marche chez les amputés trans-fémoraux (Rishi et al., 2014). La démarche asymétrique observée chez les amputés trans-fémoraux entraîne une série de compensations lombo-pelviennes décrites par Harandi et al.

(2020) et Fatone et al. (2016), notamment une surutilisation des fléchisseurs du tronc et une instabilité antérieure du bassin. Ces mécanismes renforcent l'intérêt de cibler les extenseurs dans le protocole proposé afin de rétablir un ratio F/E fonctionnel (Harandi et al., 2020) (Fatone et al., 2016).

Des travaux ont donc montré qu'un renforcement des F/E du tronc permet de réduire les lombalgies, mais ce travail seul ne suffit pas à les faire disparaître totalement. Intégrer également un renforcement des F/E de hanche, notamment l'ilio-psoas, le grand fessier et les ischio-jambiers, pourrait avoir un effet synergique. En effet, ces muscles interagissent étroitement avec ceux du tronc par leur rôle anti-lordosant et de stabilisateur du bassin. Le choix d'un travail excentrique ciblé du psoas repose sur les données récentes de Juan et al. (2024), qui montrent une activation maximale de ce muscle lors de mouvements avec contrôle de l'extension terminale de hanche. Par ailleurs, Beer et al soulignent que le ratio F/E du tronc chez les individus sains est compris entre 0,7 et 0,9. Autrement dit, ces individus ont des extenseurs du tronc 10 à 30% plus forts que les fléchisseurs. Or les études sur les lombalgiques montrent une inégalité de ce ratio qui, chez eux, est en faveur des fléchisseurs du tronc. Ainsi, implémenter un renforcement visant à obtenir un ratio $F/E < 1$ semble essentiel pendant la rééducation d'un patient amputé afin de mieux répartir les contraintes lombaires et ainsi réduire la survenue des lombalgies (Beer & Zellweger, 2022).

Ainsi la question se pose : une rééducation intégrant un travail centré sur le muscle ilio-psoas, les extenseurs de hanche ainsi que les extenseurs du tronc permet-elle de réduire les douleurs lombaires en améliorant la répartition des charges dans le plan sagittal de la marche de l'amputé trans-fémoral ?

3. Méthode

3.1 Plan d'essai

3.1.1 Description du plan d'essai

L'hypothèse est que l'ajout d'un renforcement ciblé sur certains muscles stabilisateurs du tronc permettrait de mieux répartir les charges lombaires en visant à obtenir un ratio fléchisseurs sur extenseurs du tronc < 1 . Pour évaluer cette hypothèse, l'option de choix reste l'essai contrôlé randomisé en ouvert avec un schéma en add-on. Le protocole établi serait testé au sein de plusieurs centres de rééducation et cabinets libéraux pouvant accueillir des personnes amputées du membre inférieur afin d'accélérer le recrutement des patients.

Cet essai contrôlé randomisé permettra de comparer trois groupes d'étude. Le premier groupe recevra une rééducation classique post amputation trans-fémoral : mobilisation de hanche, étirement du psoas et renforcement des quatre faces du moignon. Le deuxième groupe bénéficiera de la rééducation

classique associée à un protocole spécialisé pour le dos inspiré des articles d'Anaforoğlu et al, et celui de Shin et al. Le dernier groupe recevra la rééducation classique couplée au programme du dos avec en plus un renforcement excentrique du psoas, de la chaîne postérieure (fessiers et ischio-jambiers) et un travail accru des extenseurs du tronc (iliocostal, longissimus, épineux, multifides et carré des lombes).

Les patients seront répartis de façon aléatoire au sein des groupes à l'aide d'un tirage au sort aléatoire et indépendant. L'objectif est d'évaluer l'impact de l'ajout du renforcement des muscles du troisième groupe sur le ratio F/E, l'intensité de la douleur, la qualité de vie et la fonctionnalité du patient, le périmètre de marche et l'extensibilité des fléchisseurs de hanche.

Dans ce mémoire de recherche, nous allons utiliser le guide rédactionnel pour l'essai contrôlé randomisé de Gedda et al (Gedda, 2015).

3.1.2 Réévaluation de la méthode

Le protocole sera évalué en amont par un comité d'éthique. Des ajustements seront possibles en fonction du nombre de sujets et des critères d'éligibilité. Cette partie notera donc tous les changements apportés au cours de l'étude.

3.2 Participants

3.2.1 Critères d'éligibilité

Les critères d'inclusion sont les suivants : hommes et femmes âgés de 50 à 75 ans, amputation au niveau trans-fémoral et unilatérale, origine vasculaire de l'amputation, moignon stable, douleur $\geq 4/10$ et utilisation de la prothèse $> 5h/jour$.

Les critères de non-inclusion : toutes les autres origines d'amputations (traumatique, cancéreuse...), pathologies neurologiques et orthopédiques associées et antérieures à l'amputation, troubles cognitifs et de la compréhension, amputations bilatérales, douleurs lombaires spécifiques (hernies, fractures, pathologies rhumatismales...), population éligible à la revascularisation, chirurgies antérieures de la colonne, patients non appareillés, utilisation d'aides techniques à la marche, moignon instable et/ou douloureux à la marche, port de la prothèse inférieur à 5h/jour, complications chirurgicales post-opératoires et population ayant plus de 3 critères de fragilité clinique de Fried.

Tableau I : critères d'éligibilités

Critères d'inclusions	Critères de non-inclusion
<ul style="list-style-type: none"> - Hommes et femmes - Âge compris entre 50 et 75 ans - Amputation trans-fémorale unilatérale - Origine vasculaire de l'amputation avec des patients souffrant d'IAMI (AOMI, diabète, embolie artérielle...) - Moignon stable (≥ 1 an post amputation) - Douleur $\geq 4/10$ sur l'EVA - Utilisation de la prothèse $> 5h/jour$ - Formulaire de consentement rempli 	<ul style="list-style-type: none"> - Toutes autres origines d'amputations - Pathologies neurologiques et orthopédiques associées (AVC, arthroses...) - Troubles cognitifs et de la compréhension - Amputation bilatérales - Indice $\geq 3/5$ selon les critères de Fried - Douleurs lombaires spécifiques (hernies, fractures...) - Population éligible à la revascularisation - Chirurgies antérieures de la colonne - Patient non-appareillé - Utilisation d'aides techniques à la marche - Moignon instable, douloureux à la marche - Complications post opératoires non traités

3.2.2 Lieux de recueil des données

Le protocole a été créé afin de pouvoir être applicable dans tous types de structures pouvant accueillir cette population. Le plus grand nombre de patients se trouve en centre de rééducation, cependant, leurs douleurs lombaires peuvent les amener à consulter un praticien en cabinet libéral. Le protocole a été pensé pour ne nécessiter que des matériaux faciles d'accès, présent à la fois dans un centre spécialisé et un cabinet libéral afin de le rendre réalisable.

Les informations relatives aux critères de jugement secondaires seront envoyées via un questionnaire transmis aux patients par voie postale ou par courriel et seront ensuite recueillies pour les analyses.

3.3 Intervention

Cette étude se constituera de trois échantillons distincts, avec des protocoles différents, décrits ci-dessous. Le premier groupe suivra un programme de rééducation standard du membre lésé. Le deuxième, bénéficiera d'une rééducation standard associée à un protocole spécifique du dos, sur la base d'une étude scientifique existante. Enfin, le troisième groupe suivra une rééducation standard, le protocole du dos, ainsi qu'un programme complémentaire d'exercices ciblés, incluant un travail excentrique du muscle ilio-psos puis un renforcement des extenseurs de la hanche et du dos.

Les résistances appliquées manuellement ou avec des outils comme les élastiques doivent être adaptées de façon que le patient puisse réaliser dix répétitions maximum. Le programme de rééducation est pensé pour une application de trois séances par semaine de vingt minutes à une heure (selon le groupe) sur douze semaines. Ce rythme permet un travail musculaire régulier tout en respectant le temps de repos et d'adaptation nécessaire à une population amputée souvent déconditionnée à l'effort.

3.3.1 Groupe 1 : traitement classique

Le traitement classique repose sur les exercices réalisés lors de la phase pré-prothétique de la rééducation de l'amputé trans-fémoral. Les objectifs principaux de cette phase sont l'entretien articulaire de la hanche et le renforcement/globulisation du moignon. Pour entretenir la mobilité articulaire, des exercices de mobilité de hanche ainsi que des étirements du muscle ilio-psoas seront réalisés. Le renforcement musculaire vise à préparer le moignon à l'utilisation de la prothèse, en prévision de la reprise de la déambulation. Pour cela, des exercices de flexion, extension, abduction et adduction du moignon vont être réalisés, en décubitus latéral pour limiter les changements de positions et assurer un confort au patient. Il faudra faire attention à la position du tronc du patient pendant la réalisation du mouvement, car celui-ci peut compenser le manque de force des muscles en bougeant lors du mouvement (Baribeau-Dupont et al., 2011).

La hanche sera mobilisée dans tous les plans et en circumduction et un étirement de type contracté-relâché du psoas sera réalisé du côté de l'amputation. La mobilisation et l'étirement lutteront contre l'enraideissement de la hanche et le renforcement du moignon préparera la phase de marche avec prothèse. En effet, renforcer les fléchisseurs permet l'avancement du moignon lors de la phase d'oscillation et s'ils sont faibles, cela entraîne une bascule du bassin et du tronc. Les extenseurs de hanche maintiennent la hanche en extension et permettent le contrôle du bassin en évitant qu'il bascule vers l'avant lors de la phase d'appui. Renforcer les abducteurs permet d'éviter une bascule latérale du bassin lors de l'appui unipodal et les adducteurs ramènent le moignon en position neutre tout au long de la marche (Gasq & Cormier, 2022).

En résumé, le protocole du groupe 1 a pour objectif de restaurer les fonctions de base du moignon et de la hanche, conditions essentielles à une future rééducation avec la prothèse.

Tableau II : durée du programme du groupe 1

Activité	Durée de l'activité
Mobilisation de la hanche et étirement du psoas	≈ 5 minutes
Renforcement des 4 faces : 3 séries de 10 répétitions	≈ 15 minutes
Total	≈ 20 minutes

3.3.2 Groupe 2 : traitement classique + protocole du dos

Ce groupe recevra le traitement classique plus un protocole d'exercices pour le dos issu de l'article d'Anaforoğlu et al. Le renforcement du tronc se fera en quatre exercices. Le premier exercice est le « stomach vacuum » visant à une co-contraction des muscles multifides, obliques internes et transverse de l'abdomen, par un creusement de l'abdomen en position allongée, puis assise. Ensuite, le patient en position allongée, jambes fléchies avec un coussin sous le moignon, réalisera des flexions du tronc (grand droit) et des flexions/rotations de tronc (obliques). Le dernier exercice se fera en décubitus ventral pour réaliser des extensions du tronc ciblant les érecteurs du rachis. Tous ces exercices seront réalisés en trois séries de dix répétitions et quarante-cinq secondes de repos entre chaque série (Anaforoğlu et al., 2016).

Ce programme, déjà expérimenté, propose un protocole spécifique au dos dans l'objectif de traiter les douleurs lombaires et améliorer la stabilité posturale globale chez ce type de population. Il vient en complément du traitement classique appliqué au groupe 1.

Tableau III : durée du programme du groupe 2

Activité	Durée de l'activité
Mobilisation de la hanche et étirement du psoas	≈ 5 minutes
Renforcement des 4 faces : 3 séries de 10 répétitions	≈ 15 minutes
Renforcement du tronc : 3 séries de 4 exercices (10 répétitions chacun)	≈ 15 minutes
Total	≈ 35 minutes

3.3.3 Groupe 3 : traitement classique + protocole du dos + renforcement ciblé

Ce groupe d'étude recevra la rééducation classique, le protocole du dos et en complément un renforcement des muscles ilio-psoas, extenseurs de hanche (grand fessier et ischio-jambiers) et extenseurs du tronc (iliocostal, longissimus, épineux, multifides et carré des lombes).

Pour le premier, le patient sera assis avec un élastique au niveau des cuisses et effectuera des flexions de hanche du côté amputé tout en freinant le retour vers la position neutre (en veillant à garder le dos droit). Le deuxième sera le pont fessier (lever de bassin) en décubitus dorsal, en gardant le moignon à la hauteur de la cuisse du côté sain. Le troisième se fera en décubitus ventral, afin de réaliser des extensions de hanche unilatérales du côté de l'amputation avec un élastique. Le quatrième exercice se fera également en décubitus ventral et consistera en des relevés du tronc de type Sorensen en maintenant le tronc en haut pendant dix secondes. Le dernier exercice consistera en des relevés de tronc asymétriques en décubitus ventral. Le sujet relèvera le bras droit, le tronc et la jambe gauche puis reviendra en position neutre et inversera (Juan et al., 2024; Wnuk-Scardaccione et al., 2023). Ces cinq exercices seront réalisés avec trois fois dix répétitions chacun avec quarante-cinq secondes de repos entre chaque série.

Ce programme de renforcement ciblé est conçu pour restaurer un équilibre musculaire dans le plan sagittal, en complément des exercices du groupe 2, et pourrait permettre une réduction durable de la lombalgie chez cette population spécifique.

Tableau IV : durée du programme du groupe 3

Activité	Durée de l'activité
Renforcement classique + protocole dos	≈ 35 minutes
Renforcement couple ilio-psoas, extenseurs de hanche et extenseurs du tronc : 5 exercices x 3 séries de 10 répétitions + 45 secondes de repos	≈ 25 minutes
Total	≈ 1 heure

3.4 Critères de jugement

3.4.1 Critère de jugement principal

L'objectif de l'étude est de démontrer une amélioration dans la prise en charge de la lombalgie chronique chez l'amputé trans-fémoral. Le ratio entre F/E mesuré par test isocinétique du tronc sera utilisé comme critère de jugement principal. Il sera réalisé et analysé en pré et post-intervention, puis à un an afin d'évaluer la persistance des effets potentiels induits par le protocole de renforcement adapté (Beer & Zellweger, 2022).

Comme dans l'étude de Shin et al, les mesures seront faites avec un appareil isocinétique. Cet appareil impose un mouvement à vitesse constante, prégréglé avant l'utilisation, afin d'évaluer différentes composantes musculaires. Les vitesses angulaires de mouvement sont définies en degré par seconde. L'angulation de 60°/seconde impose une vitesse lente d'exécution permettant de mesurer la force

maximale par le pic de couple et celle de 120°/seconde est plus rapide, mesurant l'endurance et la puissance musculaire. **La mesure du mouvement à 120°/seconde est celle qui se rapproche le plus du mouvement réel (Shin et al., 2018).** Cette mesure sera considérée comme la valeur de référence pour notre critère de jugement principal.

Les données seront présentées comme dans le tableau suivant, avec le « Peak Torque » mesuré en Newton-mètre (Nm) et le « Travail total » en Joules (J).

Tableau V : mesures isocinétiques des fléchisseurs et extenseurs du tronc

		Pré-test		Post-test		P-value	
		Flexion	Extension	Flexion	Extension	Flexion	Extension
60°/s	Peak Torque (Nm)						
	Travail total (J)						
120°/s	Peak Torque (Nm)						
	Travail total (J)						

3.4.2 Critères de jugement secondaires

Les critères de jugement secondaires porteront sur l'évaluation de la douleur via l'EVA, puis l'impact de la lombalgie sur la vie quotidienne via les questionnaires ODI et EIFEL, le test de marche des six minutes (TDM6) ainsi que la mesure de l'extensibilité de l'ilio-psoas

Pour quantifier la douleur, l'EVA sera proposée. Cette échelle permet de coter la douleur sans donner de chiffre ce qui diminue les biais liés au patient. En effet, elle consiste en une ligne de dix centimètres graduée de zéro à dix sur chaque centimètres. Le patient déplace le curseur selon sa douleur et le score est ensuite lu au verso par le praticien (Bérauda et al., 2023).

Pour quantifier l'impact de la douleur sur les activités quotidiennes, le questionnaire de dix items de l'ODI (Oswestry Disability Index) sera donné aux patients. Un deuxième questionnaire, l'EIFEL (Échelle d'Incapacité Fonctionnelle pour l'évaluation des Lombalgies) sera également fourni aux patients. Il comprend vingt-quatre items notant l'impact de la douleur sur la vie quotidienne. La combinaison de ces deux outils permettra une évaluation plus large des limitations fonctionnelles (Fairbank & Pynsent, 2000) (Coste & al., 1993).

Le TDM6 est un outil très utilisé et reconnu scientifiquement. Il évalue la capacité d'endurance à la marche sur une distance donnée en six minutes. Pour réaliser ce test, il faut un couloir plat et droit

d'au moins trente mètres avec un marquage au sol tous les trois mètres et des marquages aux extrémités pour les retournements, un chronomètre, une aide technique ou un fauteuil en cas d'arrêt et une feuille de notation pour recueillir les informations du test. À la fin du test, le thérapeute note la distance parcourue en mètres, le nombre d'arrêts et les signes cliniques associés, puis il peut calculer la vitesse de marche et la fatigue via l'échelle de Borg (Guidelines For the Six-Minute Walking Test, 2002).

La mesure de l'extensibilité du muscle ilio-psoas permettra de quantifier un changement quant à la longueur et la force de celui-ci. En effet, le but de cette étude est de montrer un impact positif quant au renforcement excentrique de l'ilio-psoas sur les douleurs lombaires. L'extensibilité de ce muscle sera mesurée à l'aide du test « Modified Thomas Test » ou MTT. Cet outil permet de mesurer l'amplitude d'extension de hanche, ce qui revient à mesurer l'extensibilité des fléchisseurs de hanches, qui sont les muscles ilio-psoas (Vigotsky et al., 2016).

3.5 Taille de l'échantillon

3.5.1 Détermination de la taille de l'échantillon

La taille de l'échantillon sera estimée en fonction des études actuelles sur le sujet. Le calcul de l'échantillon de cette étude se réalisera en s'appuyant sur l'article d'Anaforoğlu et al, quarante sujets ont permis de démontrer l'efficacité du programme d'éducation du dos chez les amputés transfémoraux ayant une lombalgie chronique. Des éléments sont à définir avant de faire le calcul :

- Le risque de première espèce (α), qui correspond au risque de rejeter une hypothèse nulle alors que celle-ci est vrai. Il est fixé à 5%, soit $\alpha = 0,05$.
- Le risque de seconde espèce (β) est le risque d'accepter une hypothèse nulle alors qu'elle est fausse. Il est fixé à 80%, soit $\beta = 0,20$.
- La différence (Δ) se base sur les résultats du score de l'EVA de l'étude d'Anaforoğlu. L'EVA a diminué de 36,55 millimètres (échelle allant de 0 à 100 millimètre), $\Delta = 36$.
- L'écart type (SD) est de 11,33 millimètres.

Selon la formule de Cohen's :

$$d = \frac{\Delta}{SD}$$

$$d = \frac{36,55}{11,33} \approx 3,22$$

La taille de l'effet (d) est donc de 3,22, ce correspond à un effet de forte ampleur. Une petite taille d'échantillon suffit pour montrer des résultats significatifs. Pour calculer le nombre de participants, un logiciel comme <http://biostatgv.sentiweb.fr/> pourra être utilisé. Utilisons la formule suivante pour déterminer le nombre de sujet par groupe :

$$n = \left(\frac{(Z_{\alpha/2} + Z_{\beta})^2 \times 2}{d^2} \right)$$
$$n = \left(\frac{(1,96 + 0,84)^2 \times 2}{(3,22)^2} \right) \approx 1,51$$

Ainsi, selon le calcul, il suffirait de 2 sujets par groupe pour obtenir une puissance de 80%. Cependant, pour des raisons de validité scientifique et de sécurité des résultats face aux pertes potentielles, il a été décidé d'utiliser 12 sujets par groupe comme l'étude d'Anaforoğlu et al. En ajoutant une marge de 30% pour compenser d'éventuels abandons et garantir une puissance statistique, le nombre des sujets serait augmenté de 4 personnes ($12 \times 0,3 = 3,6$). Il faut donc 17 sujets par groupe, soit un total de 51 participants.

3.6 Randomisation

3.6.1 Production de séquences

La randomisation sera centralisée. Pour cela, elle se fera à l'aide d'un tiers indépendant via un logiciel de génération aléatoire consulté par internet. Cette méthode garantit une répartition équilibrée et permet d'assurer la comparabilité initiale des groupes. En effet, cette méthode permet d'éviter l'implication du thérapeute dans la répartition des groupes.

3.6.2 Mise en œuvre

Le souhait pour cette étude est de pouvoir effectuer les mesures au sein d'une structure pouvant accueillir cette population : un cabinet libéral et/ou un centre de rééducation spécialisé. L'objectif est de pouvoir récolter nous-même les résultats au sein des structures, sans l'intervention d'une tierce personne. La méthode de recrutement de la population devra se conformer aux critères d'inclusion établis. Le traitement sera appliqué aux patients après la répartition au sein des groupes. Ce mode de fonctionnement permet une mise en œuvre sur une longue durée et ne nécessite pas de suivre l'entièreté de l'échantillon en un seul temps.

3.6.3 Méthode statistique

Le suivi des résultats de la rééducation se fera sur une période donnée, ce qui permettra de répondre à l'hypothèse initiale. Pour cela, un calcul de l'écart-type de chacun des groupes sur les six critères de jugement choisis : le ratio F/E mesuré par isocinétisme, l'EVA, l'ODI, l'EIFEL, TDM6 et le test de Thomas modifié. Ces mesures s'effectueront avant le début de la prise en charge (T0), à la fin de la rééducation à douze semaines (T1) et à un an après la rééducation (T2). Les résultats de ces différents temps d'analyses permettront de déterminer l'effet à long terme d'un renforcement excentrique de l'ilio-psoas couplé à un renforcement de la chaîne postérieure et des abdominaux sur les douleurs lombaires d'un amputé trans-fémoral d'origine vasculaire. Il faudra évidemment confronter les résultats entre les différents groupes.

Pour cela, deux méthodes de mesure peuvent être utilisées en fonction des résultats obtenus :

- Si la répartition des valeurs dans chaque groupe est normale et les écarts types sont proches, un test paramétrique de Student sera utilisé.
- Si la répartition des valeurs dans chaque groupe ne suit pas la loi normale et/ou les écarts types sont éloignés, un test non paramétrique de Wilcoxon utilisé.

Les résultats obtenus permettront de déterminer l'efficacité du traitement sur la douleur et la fonction. Il faudra ensuite confronter les données obtenues au sein de chaque groupe, en analysant les données des différents temps de mesure. Pour cela deux tests différents peuvent être utilisés, en fonction des résultats obtenus :

- Si la répartition des valeurs dans chaque mesure est normale et les écarts types sont proches, alors utilisation du test paramétrique ANOVA.
- Si la répartition des valeurs dans chaque mesure est anormale et les écarts types sont éloignés, alors utilisation du test non paramétrique de Friedmann.

4. Résultats

4.1 Flux de participants

Afin de garantir une bonne lecture des critères d'éligibilité et de faciliter le jugement sur la validité, il conviendra de remplir un flow chart avec le nombre de participants de l'étude. Ce diagramme présentera un suivi de la population tout au long de l'exécution de l'étude et comprendra : la population investiguée, le nombre de participants exclus, la répartition des participants de chaque groupe, le traitement appliqué et le nombre de participants analysés.

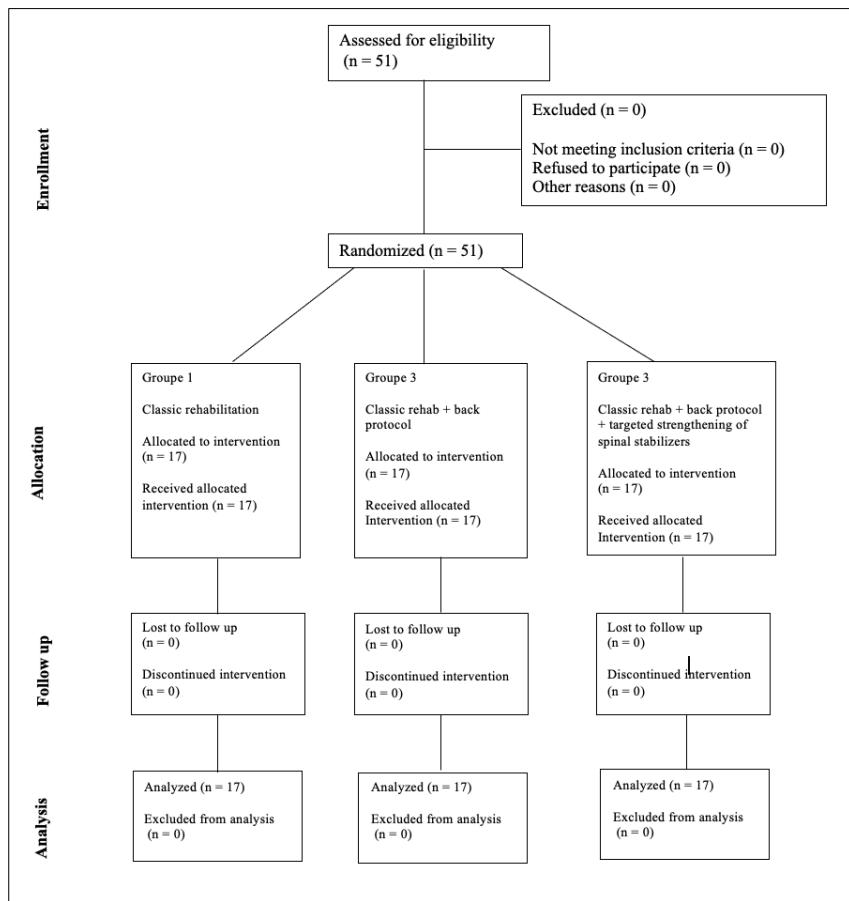


Figure 20 : flow chart

4.2 Risque de perte de suivi

Dans cette partie seront référencées les personnes n'ayant pas été retenues jusqu'à la fin de l'étude. Les raisons pourront être multiples : des patients perdus de vue pendant l'étude, un déménagement, des problèmes de santé impactant la fiabilité de l'étude (comme une chirurgie du dos par exemple).

4.3 Recrutement

Le recrutement des participants se fera à la fois au sein d'un cabinet libéral et d'un centre de rééducation afin d'élargir les possibilités et de garantir une mise en œuvre simple et peu coûteuse. Cette étude est conçue pour être réalisée sur une durée d'un an, ce qui permettra d'assurer à la fois un suivi suffisant des patients, un recueil de données rigoureux, et une inclusion progressive de l'ensemble des participants nécessaires à la validité de l'étude.

4.4 Aspects juridiques

Bien que cette étude soit purement théorique et ne fasse l'objet d'aucune mise en œuvre effective sur des patients, il est important de considérer les implications réglementaires qu'elle supposerait dans le cadre d'une application réelle. Avant toute mise en œuvre concrète, le protocole de rééducation

proposé devrait être conforme aux dispositions légales encadrant les recherches impliquant la personne humaine (RIPH), telles que définies par l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé (ANSM). Il relèverait alors du cadre légal défini par la loi Jardé du 16 juin 2016.

Ce type d'étude, visant à évaluer une stratégie de rééducation s'ajoutant aux soins habituels, relèverait de la catégorie des « recherches à risque et contrainte minimes », mentionnées au 2° de l'article L.1121-1 du Code de la santé publique (Ministère du Travail, de la Santé, des Solidarités et des Familles, 2023). Elle serait donc assimilée à une recherche évaluant des soins courants. À ce titre, elle ne nécessiterait pas d'autorisation de l'ANSM, mais sa réalisation ne pourrait avoir lieu qu'après avis favorable d'un Comité de Protection des Personnes (CPP).

Le consentement libre et éclairé des participants devrait être recueilli en amont, et leur répartition dans les groupes ne serait pas révélée afin de garantir une certaine neutralité dans l'évaluation.

Enfin, une demande d'enregistrement serait nécessaire auprès de l'ANSM afin d'obtenir un numéro ID-RCB, indispensable pour référencer toute recherche impliquant des personnes humaines. Les documents requis par l'arrêté du 2 décembre 2016 devraient ensuite être transmis au CPP :

- Le protocole de recherche tel que défini à l'article R.1123-20 du Code de la santé publique, daté et comportant un numéro de version ;
- Le résumé du protocole ;
- Le document d'information destiné aux participants, conformément à l'article L.1122-1 ;
- Le cahier d'observation de l'étude ;
- La liste des investigateurs ;
- L'origine et la nature des données nominatives recueillies ;
- La déclaration de conformité à une méthodologie de référence homologuée par la CNIL (Ministère du Travail, de la Santé, des Solidarités et des Familles, 2023).

4.5 Données initiales

Au commencement de l'étude, un tableau décrivant les caractéristiques initiales démographiques devra être réalisé. Il aura pour objectif de recueillir les données nécessaires à l'évaluation de l'efficacité de notre traitement et de renseigner la population étudiée. Il permettra également de comparer l'homogénéité des trois groupes et de contrôler les biais de sélection.

Tableau VI : données dermographiques et cliniques de la population étudiée

Paramètres	Groupe 1 (moyenne ± écart type)	Groupe 2 (moyenne ± écart type)	Groupe 3 (moyenne ± écart type)
Âge (année)			
Port de la prothèse (heures)			
Ratio entre F/E du tronc par isocinétisme à 120°/s			
EVA (0-10)			
ODI (0-10)			
EIFEL (0-24)			
TDM6 (mètres)			
Test de Thomas modifié (°)			

4.6 Effectifs analysés

4.6.1 Critères de jugement et estimation

Un tableau regroupera l'ensemble des mesures nécessaires à la réalisation et la reproductibilité de l'étude. Il inclura les données des critères de jugement qui sont : le périmètre de marche, l'EVA, le score ODI et EIFEIL, le ratio F/E du tronc à 60°/s et 120°/s, ainsi que la mesure de l'extensibilité de l'ilio-psoas.

Pour chaque variable analysée, la moyenne et l'écart-type seront calculés pour chacun des trois groupes et présentés dans le tableau suivant. Un intervalle de confiance de 95% sera également déterminé à partir des résultats obtenus afin d'assurer une qualité statistique suffisante pour l'interprétation des données.

Tableau VII : critères de jugements et estimations

		T0		T1		T2		Test statistique
		Moyenne ± écart type	IC 95 %	Moyenne ± écart type	IC 95 %	Moyenne ± écart type	IC 95 %	P-value de l'ANOVA
ratio F/E	Groupe 1							
	Groupe 2							
	Groupe 3							
EVA	Groupe 1							
	Groupe 2							
	Groupe 3							
ODI	Groupe 1							
	Groupe 2							
	Groupe 3							
EIFEIL	Groupe 1							
	Groupe 2							
	Groupe 3							
TDM6	Groupe 1							
	Groupe 2							
	Groupe 3							
Test de Thomas Modifié	Groupe 1							
	Groupe 2							
	Groupe 3							

IC = intervalle de confiance

4.6.2 Présentation des données recueillies

L'ensemble des données recueillies sera représenté sous la forme de graphiques, sur les différents temps de mesure (T0, T1 et T2). Les deux graphiques seront ensuite affichés et comparés.

4.7 Résultats attendus

Ne pouvant pas mener l'étude en vue d'une contrainte de temps et de moyens, aucune donnée ne peut être présentée. Néanmoins il est possible d'émettre de potentiels résultats à l'issue de cette étude.

Pour le groupe 2, comme le montrent les résultats de l'étude d'Anaforoğlu et al, et Shin et al :

- Une augmentation de la force et de l'endurance des muscles du tronc avec des fléchisseurs plus forts que les extenseurs selon les résultats de Shin et al. En effet les exercices proposés dans ces deux études sont plus orientés abdominaux que dorsaux.
- Une diminution d'au moins 2 points de la douleur selon Shin et al et d'environ 5 points selon Anaforoğlu et al sur l'EVA. Cette diminution s'expliquerait par le fait de faire plus d'exercices physiques et d'éviter le déconditionnement à l'effort ce qui réduit donc la perception de la douleur.
- Une diminution du score ODI testé dans les deux études et par conséquent du test EIFEL même s'il n'est pas testé dans ces études. L'entraînement permettrait de diminuer les gênes fonctionnelles liés à la douleur.
- Une amélioration du périmètre de marche même s'il n'est pas testé dans les deux études. En théorie, l'ajout d'exercices en plus que ceux prodigués au groupe 1 favoriserait une meilleure condition physique et donc une augmentation du périmètre de marche. De plus, le renforcement ciblés permettrait de diminuer les contraintes, augmentant aussi ce périmètre.

Pour le groupe 3, on s'attend à avoir des résultats similaires voir meilleurs que le groupe 2 avec :

- Une restauration du ratio de force F/E au moins égale à 1 et dans l'idéal entre 0,7 et 0,9. Dans le protocole du groupe 3 il n'y avait aucun exercice d'abdominaux ajoutés et deux exercices de dorsaux, c'est pourquoi le ratio devrait s'équilibrer voir être en faveur des extenseurs du tronc.
- Une diminution significative (d'au moins 2 points) de la douleur sur l'EVA. Cela s'expliquerait grâce au fait de faire une activité dans le temps ciblée et intensive, mais aussi car l'équilibre musculaire serait restauré, ce qui diminuerait les contraintes sur les lombaires.
- Une augmentation du périmètre de marche infra-douloureux.
- Une diminution du score ODI et EIFEIL montrant une diminution de la répercussion de la douleur sur les tâches de la vie quotidienne.
- Une augmentation de l'extensibilité et de la force du muscle ilio-psoas, évitant la rétraction et les boiteries qui en découlent.

5. Discussion

5.1 Le ratio F/E, l'amputation et les conséquences biomécaniques

L'objectif initial de ce travail était d'identifier des interventions susceptibles d'améliorer la marche et la stabilité posturale des amputés trans-fémoraux, population confrontée à de nombreuses adaptations biomécaniques après amputation. Très rapidement, la littérature a révélé que les lombalgies chroniques représentaient l'une des plaintes fonctionnelles majeures dans cette population, conséquence directe des déséquilibres posturaux induits par l'altération de l'appui distal. En particulier, l'amputation trans-fémorale provoque une asymétrie de la marche, avec une bascule antérieure et latérale du tronc, une rotation pelvienne exagérée et un recrutement déséquilibré des groupes musculaires (Fatone et al., 2016 ; Harandi et al., 2020). Le psoas, fléchisseur majeur de la hanche, est souvent sursollicité, tandis que les extenseurs du tronc, tels que les érecteurs du rachis ou les multifides, sont inhibés ou faiblement engagés par l'hyperactivation des antagonistes fléchisseurs (Friel et al., 2005).

Ce déséquilibre musculaire, reconnu comme facteur mécanique des douleurs lombaires, est pourtant peu quantifié dans les études disponibles. La revue de Wnuk-Scardaccione n'a identifié que deux travaux ayant intégré un protocole spécifique de renforcement du tronc, avec pour critère d'efficacité primaire la réduction de la douleur (EVA), sans analyse détaillée du déséquilibre musculaire sous-jacent. Ces études se concentrent sur l'évaluation du symptôme (douleur) sans évaluer les causes mécaniques, comme les déséquilibres de forces et d'endurance musculaires. En l'absence d'un critère mécanique utilisé comme critère principal, il reste difficile de déterminer si l'amélioration est réellement liée à une restauration fonctionnelle ou simplement à un effet transitoire.

Cela souligne l'intérêt de recourir à un critère de jugement biomécanique tel que le ratio F/E, capable d'objectiver les mécanismes posturaux à l'origine des lombalgies chez les amputés trans-fémoraux. À l'inverse, d'autres travaux ont proposé une symétrisation de la marche comme moyen indirect de soulager la lombalgie, sans cibler directement les déséquilibres moteurs. Cette approche corrige uniquement les manifestations visibles des déséquilibres, sans traiter l'origine neuromusculaire de la lombalgie, à savoir l'altération du rapport de force entre F/E du tronc et de la hanche. Or, ces déséquilibres sont à l'origine d'une instabilité lombo-pelvienne persistante et de contraintes mécaniques accrues sur le rachis (Wasser et al., 2020). Sans renforcement ciblé, la stabilité interne reste compromise malgré une apparente amélioration du schéma de marche.

Chez le sujet sain, le ratio F/E est compris entre 0,7 et 0,9 et reflète un équilibre biomécanique avec une légère prédominance des extenseurs nécessaire pour résister à la gravité en position debout et maintenir une bonne statique rachidienne en luttant contre l'action des fléchisseurs. Dans ce contexte,

la synergie musculaire entre les groupes antérieurs et postérieurs permet une répartition homogène des contraintes mécaniques sur la colonne vertébrale (Beer & Zellweger, 2022). De plus, McGill (2015) montre dans son livre que la stabilisation rachidienne repose sur une répartition équilibrée des forces entre les structures actives (muscles) et passives (disques et ligaments) et qu'un déséquilibre musculaire peut déplacer la ligne de charge vers les disques lombaires et donc augmenter les contraintes de compressions et de cisaillement. En effet, les forces passent principalement aux niveaux des disques intervertébraux des étages L4-L5 et L5-S1 qui sont les zones les plus sollicitées. Lors d'un déséquilibre de la musculature du tronc, des forces en cisaillement sont observées sur ces régions lombaires (McGill, 2015).

Chez les sujets lombalgiques non amputés, ce ratio est souvent perturbé. La littérature rapporte une augmentation du ratio F/E qui devient supérieur à 1, traduisant une hyperactivité relative des fléchisseurs, parfois associée à une inhibition ou une atrophie des extenseurs du tronc (Beer & Zellweger, 2022). Sur le plan biomécanique, cela entraîne une majoration de la délordose lombaire, une réduction du contrôle postural en extension et une exposition accrue des disques lombaires à des forces de cisaillement et de compression.

Chez les patients amputés trans-fémoral lombalgiques, le déséquilibre du ratio F/E est encore plus prononcé, car il est alimenté par des adaptations structurelles liées à l'asymétrie musculaire. La marche devient asymétrique, la stabilité pelvienne est alors compromise et nécessite des compensations. Parmi ces dernières, on retrouve une suractivation du psoas pour maintenir le tronc dans le plan sagittal. Lorsque cette suractivation n'est pas compensée par une activation suffisante des extenseurs, cela conduit à une dégradation du ratio F/E. Les études de Friel et al. (2005) rapportent ainsi une baisse marquée de l'endurance musculaire, mesurée notamment par un temps de maintien au test de Sorensen souvent inférieur à 60 secondes, contre des valeurs allant de 180 à 200 secondes chez les sujets asymptomatiques (Friel et al., 2005).

Dans ce contexte, le ratio F/E n'est plus simplement un indicateur fonctionnel, mais un marqueur des adaptations posturales délétères propres à l'amputation. Il devient une cible thérapeutique cruciale pour les kinésithérapeutes, en particulier chez les patients souffrant de lombalgie chronique. Restaurer un ratio physiologique en renforçant spécifiquement les extenseurs, tout en limitant l'hyperactivité des fléchisseurs, représente ainsi une approche cohérente du point de vue biomécanique pour limiter les contraintes rachidiennes (Beer & Zellweger, 2022). Cela justifie pleinement son utilisation comme critère de jugement principal dans l'évaluation des effets d'un protocole de rééducation ciblé chez les amputés trans-fémoraux.

5.2 Limites des articles de Shin et al. et Anaforoğlu et al.

5.2.1 Article de Shin et al

L'étude de Shin et al. (2018) visait à évaluer les effets d'un protocole de renforcement du tronc chez des amputés de membre inférieur souffrant de lombalgie chronique. Le programme, d'une durée de 8 semaines (16 séances de 30 minutes), comprenait des exercices ciblant les muscles abdominaux et les extenseurs du tronc. Néanmoins, ce travail présente plusieurs limites méthodologiques. En effet, il s'agit d'un essai non randomisé, sans groupe contrôle, ce qui compromet la validité interne et rend impossible toute conclusion causale sur l'efficacité du protocole. L'échantillon est restreint ($n = 19$) et hétérogène : le niveau d'amputation varie de l'amputation de Syme à l'amputation trans-fémoral. L'hétérogénéité de la population étudiée met en péril la validité interne des résultats de l'étude par le fait que chaque niveau d'amputation implique des conséquences biomécaniques et des adaptations compensatrices différentes. De plus, le suivi des patients est limité à 3 mois. Shin ne se contente donc d'évaluer la performance de son protocole uniquement sur la douleur à court terme.

Shin utilise la mesure du ratio F/E évoqué précédemment comme un critère de jugement secondaire. à partir d'une mesure obtenue par l'isocinétisme. Les résultats montrent un renforcement très déséquilibré : à 60°/s, les fléchisseurs progressent de +62 % contre +40 % pour les extenseurs et à 120°/s, +66 % pour les fléchisseurs contre +21 % pour les extenseurs. Ces données traduisent une accentuation du déséquilibre musculaire en faveur des fléchisseurs, ce qui contribue au déséquilibre du ratio F/E et conduit à une détérioration de la répartition des contraintes mécanique lombaire. En effet on peut supposer qu'une répartition non équilibrée des forces mécaniques en faveur des extenseurs chez les lombalgiques et amputé trans-fémoral contribue à la persistance des mécanismes algiques de la lombalgie. Ainsi, même si l'étude note une amélioration de l'EVA (de 4,6 à 2,6), celle-ci reste modeste, limitée au court terme, et sans seuil clinique minimal discuté. L'absence de données de suivi à distance empêche toute conclusion sur la pérennité des effets, point essentiel dans le traitement des douleurs chroniques

L'absence d'exercices spécifiques pour des muscles stabilisateurs essentiels comme le carré des lombes, le psoas, les grands fessiers, le plancher pelvien ou le diaphragme souligne les limites conceptuelles du protocole proposé par Shin et al. Ces groupes musculaires jouent un rôle majeur dans le contrôle postural sagittal et la gestion des contraintes sur la colonne. Leur non-inclusion pourrait expliquer l'amélioration modérée et transitoire de la douleur observée, sans bénéfices démontrés sur la fonction ou la posture.

Par ailleurs, le protocole s'inspire d'études antérieures menées chez des sujets non amputés Aluko et al. (2013) et Moon et al. (2013), sans adaptation validée à la population cible. Ce biais d'extrapolation méthodologique ajoute une incertitude sur la pertinence des exercices proposés.

En définitive, bien que cette étude suggère une réduction des douleurs à court terme, ses limites méthodologiques, l'absence de contrôle du déséquilibre F/E, et un protocole musculaire déséquilibré en font un modèle peu adapté aux spécificités mécaniques des amputés trans-fémoraux. Elle justifie la mise en place d'un protocole mieux ciblé, avec comme critère de jugement primaire le ratio F/E, central dans notre hypothèse biomécanique.

5.2.2 Article d'Anaforoğlu

L'étude est un essai contrôlé randomisé, ce qui est un point fort méthodologique. Les participants sont répartis en deux groupes : groupe expérimental recevant un programme de type "back school", et groupe témoin suivant un traitement classique. La durée de l'intervention est de 8 semaines. Toutefois, le protocole reste peu détaillé, et aucune description précise des modalités d'exercices (répétitions, intensité, progressivité) n'est donnée. La randomisation est annoncée, mais aucune information sur la méthode de répartition ni sur l'aveuglement des évaluateurs n'est précisée. Ainsi, le manque de transparence et de description à ce sujet ne répond pas aux critères du CONSORT et représente une limite méthodologique contribuant à la remise en question de la validité de cet essai.

Les participants sont tous des hommes amputés unilatéraux d'origine traumatique, ce qui limite fortement l'extrapolation aux patients les plus courants en clinique (souvent vasculaires, pluri-pathologiques). L'homogénéité est meilleure que dans l'étude de Shin, mais la représentativité clinique étant plus faible, la validité externe est altérée. Le niveau d'amputation (TT ou TF) est précisé, mais aucune stratification des résultats selon ce critère n'est réalisée.

Le critère principal est également la douleur lombaire, mesurée par EVA, accompagnée du score Oswestry (ODI). Bien que ces outils soient validés, ils ne mesurent que les conséquences de la douleur, et non les causes mécaniques. Aucun test objectif de force ou d'endurance musculaire n'est inclus. Le protocole étant supposé agir sur la posture et la mécanique lombaire, l'absence de mesure du ratio F/E ou de tests physiques limite la validité de l'étude.

Les auteurs concluent que le programme "back school" est efficace pour réduire la douleur lombaire chez les amputés. Cette conclusion est raisonnable dans les limites de leur protocole, mais elle ne permet pas d'affirmer une amélioration biomécanique ou posturale. L'étude reste donc limitée à une

évaluation symptomatique, sans impact démontré sur les causes mécaniques sous-jacentes de la lombalgie. Par ailleurs la mesure n'étant pas évaluée à moyen et long terme, il est légitime de se questionner sur la durabilité des effets obtenus par ce protocole sur les douleurs lombaires.

En conclusion, bien que ces deux études aient servi de base initiale à la construction des groupes expérimentaux, leurs limites justifient la création d'un troisième groupe dans ce mémoire. Ce groupe intègre un renforcement ciblé, équilibré et spécifique, conçu pour essayer de répondre aux limites de résultats identifiées dans ces travaux antérieurs.

5.3 Limites de mon article

5.3.1 Biais de l'étude

L'étude présente plusieurs biais méthodologiques qu'il convient de reconnaître afin d'en limiter l'interprétation. Tout d'abord, un biais de sélection est introduit par les critères de recrutement : seuls les structures ayant accès à un appareil isokinétique pouvaient être inclus, ce qui restreint considérablement les centres participants et donc la vitesse de recrutement. De plus, les participants sont exclusivement des amputés d'origine vasculaire, ce qui réduit la diversité clinique de la population et limite la généralisation des résultats à l'ensemble des amputés trans-fémoraux, notamment ceux d'étiologie traumatique ou tumorale.

Sur le plan de la mise en œuvre, un biais de performance est possible du fait de l'absence d'aveuglement chez les patients. Ne sachant pas s'ils font partie d'un groupe d'intervention ou de comparaison, leur engagement, leur motivation ou leur perception de l'amélioration peut être influencée par des facteurs psychologiques tels que l'effet placebo, ce qui rend difficile l'attribution directe des effets au protocole. À cela s'ajoute un biais de détection, lié à l'absence d'aveuglement des évaluateurs : les tests subjectifs comme l'EVA, l'ODI ou l'EIFEL peuvent être influencés par l'attente de résultats positifs, biaisant ainsi la mesure des effets du programme.

Un biais de confusion est également présent, puisque plusieurs variables influentes n'ont pas été contrôlées : l'activité physique hors protocole, la durée d'amputation, l'intensité initiale de la lombalgie ou encore le niveau de condition physique préexistante. Ces facteurs peuvent avoir un impact important sur les résultats, empêchant d'attribuer avec certitude les améliorations observées au seul protocole de renforcement.

Concernant les outils de mesure, un biais de mesure est probable. Les questionnaires fonctionnels utilisés (ODI et EIFEL) ne sont pas spécifiquement validés pour la population amputée, ce qui expose à une surestimation ou une sous-estimation de l'incapacité réelle, en particulier dans les dimensions locomotrices ou posturales qui ne correspondent pas toujours à la réalité des amputés.

Enfin, l'étude souffre d'un biais d'analyse, car elle repose uniquement sur une hypothèse théorique fondée sur la littérature, sans expérimentation concrète ni traitement statistique. Cela entraîne un risque de surinterprétation des résultats attendus, en l'absence de données empiriques permettant de valider ou d'infirmer les hypothèses formulées.

5.3.2 Résultats attendus

Les résultats attendus dans ce groupe sont déterminés en fonction des études d'Anaforoğlu et al. (2016) et de Shin et al. (2018), qui ont évalué des protocoles de renforcement du tronc chez des patients amputés et lombalgiques.

Étant donné leurs protocoles spécifiques, on peut s'attendre à une amélioration de la force et de l'endurance des muscles du tronc, en particulier au niveau des fléchisseurs. L'analyse du contenu des programmes proposés dans les deux études révèle une prédominance d'exercices sollicitant les abdominaux, tels que les relevés de tronc et le creusement abdominal. Ces choix d'exercices entraînent un développement plus marqué de la sangle abdominale, ce qui, selon Shin et al., bien que non explicitement décrite comme stabilisatrice du tronc dans cette étude, semble participer à une meilleure gestion de l'hyperlordose et des contraintes lombaires, suggérant un effet compensateur sur l'instabilité antérieure. Toutefois, malgré ce déséquilibre relatif, l'activation accrue des fléchisseurs semble suffisante pour compenser l'instabilité antérieure du tronc, souvent majorée chez l'amputé trans-fémoral du fait de l'absence d'un appui symétrique (Wasser et al., 2020).

Sur le plan clinique, une diminution significative de la douleur lombaire est attendue, avec une réduction estimée entre 2 et 5 points sur l'EVA. Cette amélioration est documentée dans les deux études de référence et s'explique par le renforcement des fléchisseurs et l'éducation posturale. Il est possible d'estimer que la réduction de la douleur est due principalement à l'amélioration de la répartition des charges via le renforcement ciblé sur l'ensemble des éléments de la poutre composite. Par ailleurs, la réduction de la douleur peut probablement être attribuée en partie au fait de pratiquer une activité physique adaptée. Cette pratique régulière agirait comme un modulateur de la douleur en favorisant la production d'endorphines et limitant la sensibilisation centrale qui participe souvent au maintien ou à l'aggravation des douleurs chroniques (D'Andrea & Suter, 2019).

Au niveau fonctionnel, une amélioration des scores aux questionnaires d'évaluation est également anticipée. Les deux études mentionnées rapportent une diminution notable du score du Oswestry Disability Index (ODI), ce qui traduit une réduction de l'interférence de la douleur avec les activités de la vie quotidienne. Bien que le questionnaire EIFEL n'ait pas été utilisé dans ces travaux, une amélioration parallèle peut être supposée.

Enfin, bien qu'aucune des deux études ne rapporte de mesure directe du périmètre de marche, une amélioration de ce paramètre est également attendue. Cette progression serait cohérente avec l'amélioration globale de la condition physique, une meilleure stabilité posturale et une réduction de la douleur, qui ensemble, limitent moins les déplacements et permettent une reprise plus confiante et plus durable de la marche. Chez les amputés trans-fémoraux, où l'équilibre sagittal et l'efficience de la locomotion sont particulièrement fragiles, ce gain pourrait se traduire par une autonomie accrue dans les activités de la vie quotidienne (Coelho et al., 2011).

Les résultats attendus dans le groupe 3 sont envisagés comme une progression par rapport à ceux observés dans le groupe 2. En effet, ce groupe bénéficie non seulement du traitement classique et du protocole de renforcement du tronc, mais intègre également un travail ciblé sur les extenseurs. L'objectif est de répondre à l'hypothèse selon laquelle obtenir un ratio F/E entre 0,7 et 0,9 (valeur de référence chez les sujets sains (Beer & Zellweger, 2022)) permettrait un rééquilibrage sagittal global du tronc et du bassin, souvent perturbé chez les amputés trans-fémoraux en raison des compensations posturales induites par la perte du membre. Le protocole du groupe 3, spécifiquement orienté vers le renforcement des extenseurs du tronc, vise à corriger le déséquilibre observé dans les protocoles précédents (notamment celui de Shin et al.) qui favorisaient plutôt les fléchisseurs. La mise en tension et le renforcement du carré des lombes, des multifides et des érecteurs spinaux devraient contribuer à restaurer cette stabilité posturale postérieure.

Restaurer un équilibre musculaire entre fléchisseurs et extenseurs du tronc ne permet pas seulement de réduire significativement la douleur lombaire, avec une amélioration d'au moins 2 points sur l'EVA, mais favorise également une diminution durable des récidives. Cette amélioration ne serait pas uniquement attribuable aux bénéfices globaux de l'activité physique, mais bien à une réduction des contraintes mécaniques exercées sur la région lombaire. En rétablissant une synergie fonctionnelle entre les groupes musculaires antagonistes, le risque de cisaillement ou de compression excessifs sur les structures vertébrales serait diminué, comme le suggère Beer et Zellweger (2022),

qui insistent sur l'importance d'un ratio F/E physiologique pour assurer la stabilité lombo-pelvienne et prévenir les douleurs chroniques (Beer & Zellweger, 2022).

Sur le plan fonctionnel, une augmentation du périmètre de marche est également attendue. Chez les amputés trans-fémoraux, la capacité de marche est souvent limitée par l'apparition rapide de douleurs lombaires liées aux compensations posturales et aux déséquilibres musculaires. Selon Wasser et al. (2020), le renforcement des muscles postérieurs, grand fessier et extenseurs du tronc, devrait favoriser une propulsion plus efficace et une posture de marche plus stable et moins énergivore, permettant au patient de maintenir la marche sur une distance plus longue sans interruption douloureuse. Le renforcement excentrique du psoas, permettrait de restaurer la force et la longueur de celui-ci afin de maintenir le bassin stable et avoir donc une action sur la stabilité de la colonne (Wasser et al., 2020).

En conséquence, les scores aux questionnaires fonctionnels ODI et EIFEL, devraient diminuer. L'ajout du score EIFEIL en complément de l'ODI permet de recouvrir d'autres dimensions ce qui permet d'élargir le point de vue. Cependant ces deux questionnaires ne sont pas adaptés aux amputés mais seulement à la lombalgie. D'autres tests de prédictions de la fonctionnalité comme l'Amputee Mobility Predictor (AMP) peuvent remplacer ou supplémer ces questionnaires spécifiques à l'impact de la lombalgie sur la fonctionnalité.

5.3.3 Choix de la population étudiée et critères d'éligibilité

Le choix des critères d'éligibilité dans cette étude repose sur des considérations à la fois physiopathologiques, cliniques et méthodologiques permettant d'obtenir une population plus homogène et représentative de la problématique étudiée : la lombalgie chez les amputés trans-fémoraux d'étiologie vasculaire. L'objectif étant ainsi d'améliorer la validité interne de notre étude.

L'athérosclérose constitue le mécanisme pathologique sous-jacent principal menant à la majorité des amputations d'origine vasculaire. Ses deux principales manifestations cliniques sont l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI) et le diabète. Si l'AOMI est une conséquence directe de l'athérosclérose sur les artères des membres inférieurs, le diabète est une pathologie systémique aux répercussions plus larges. En plus de favoriser l'atteinte artérielle distale, il est également associé à une neuropathie périphérique, à une altération de la cicatrisation, à un risque infectieux accru, et à des atteintes multi-organes.

L'âge constitue également un critère de sélection justifié par l'épidémiologie de l'athérosclérose. Selon Aboyans et al. (2018), l'apparition de cette pathologie est majoritairement observée entre 50 et

60 ans, ce qui justifie un seuil d'inclusion aligné sur cette tranche (Aboyans et al., 2018). Le diabète, lorsqu'il est responsable d'une amputation, survient en moyenne autour de 70 ans chez l'homme. L'exclusion des sujets trop jeunes permet donc d'éviter des biais liés à des profils cliniques différents, notamment des étiologies non vasculaires (traumatismes, anomalies congénitales, tumeurs, etc.). Les patients atteints de pathologies artérielles de 40 ans et moins sont éligibles à la revascularisation selon l'étude de Saltzberg et al. (2003) et ne sont donc pas éligibles à cette étude (Saltzberg et al., 2003). Le choix d'inclure à la fois des hommes et des femmes s'explique par le fait d'augmenter les chances de recrutement des sujets et la validité externe de l'étude. L'amputation d'origine vasculaire touche plus les hommes que les femmes, mais celles-ci sont aussi concernées et peuvent donc faire partie de l'étude (Varma et al., 2014).

Dans le cadre de cette étude, seuls les sujets ayant une amputation unilatérale sont inclus. Cette décision repose sur les déséquilibres biomécaniques spécifiques induits par une amputation unilatérale, qui diffèrent significativement de ceux observés chez les patients amputés bilatéraux. Chez les individus non amputés, une inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) peut déjà provoquer des troubles musculosquelettiques notables. Des études ont démontré que des ILMI supérieures à 10 mm peuvent altérer la biomécanique corporelle, entraînant des troubles tels que des lombalgies et des scolioses fonctionnelles. L'asymétrie de longueur des membres induite par l'amputation est connue pour générer des déséquilibres au niveau du rachis et du bassin, favorisant les lombalgies chroniques (Applebaum et al., 2021). Il est pertinent de s'attendre à de plus grandes répercussions lorsque l'on ampute un des deux membres. De plus, plus le membre est raccourci, plus les contraintes et conséquences sont importantes (Zingg et al., 2014). L'inclusion exclusive de sujets amputés en unilatéral vise à garantir l'homogénéité de l'échantillon et la pertinence des conclusions tirées de l'étude.

Concernant la douleur, le critère d'inclusion fixé à un score supérieur ou égal à 4/10 sur l'échelle visuelle analogique (EVA) est justifié par des recommandations officielles de la HAS. Elle distingue en effet plusieurs seuils de douleur : légère (1 à 3), modérée (4 à 5), forte (6 à 7), et insupportable (8 à 10). Par ailleurs, l'étude se concentre exclusivement sur les lombalgies chroniques, définies comme persistantes au-delà de trois mois. Le choix d'un seuil minimal de 4/10 permet donc d'exclure les douleurs chroniques légères et de concentrer l'analyse sur des patients présentant une douleur significative et persistante. Ce seuil renforce la fiabilité statistique du recueil de données et augmente la sensibilité des résultats en limitant les effets de plancher (Haute Autorité de Santé, 2022).

C'est pourquoi toute personne ayant des pathologies neurologiques, rhumatologiques, des chirurgies anciennes de la colonne ou des douleurs lombaires spécifiques sont exclues de l'étude en raison de l'impact que ces composantes pourraient avoir sur la fiabilité de l'efficacité du programme. L'ensemble de ces critères a été pensé pour constituer un groupe de patients cohérent sur les plans clinique et physiopathologique, afin de maximiser la validité interne de l'étude tout en limitant les biais de confusion liés à des profils trop hétérogènes.

5.3.4 Choix des groupes

Le choix méthodologique de constituer trois groupes distincts repose sur la volonté de comparer l'effet progressif de différentes approches de rééducation, en isolant les contributions spécifiques de chaque composante thérapeutique. Cette structuration en trois bras permet une analyse différenciée des bénéfices cliniques et fonctionnels, tout en renforçant la validité interne de l'étude.

Le groupe 1, recevant uniquement le traitement classique, sert de groupe témoin actif. Il permet d'établir une base comparative représentative de la prise en charge standard actuellement proposée en centre de rééducation, notamment pendant la phase pré-prothétique. Ce groupe reflète donc le socle minimal sur lequel sont évalués les apports des protocoles expérimentaux.

Le groupe 2 bénéficie du traitement classique associé à un protocole de renforcement du tronc, basé sur les données de la littérature, notamment Anaforoğlu et al. (2016) et Shin et al. (2018). Ce groupe permet d'évaluer l'impact spécifique d'un renforcement ciblé du tronc, principalement centré sur les fléchisseurs. Il constitue un intermédiaire pour comprendre si l'ajout d'un protocole de renforcement des stabilisateurs du tronc suffit à améliorer les douleurs lombaires et la fonction.

Enfin, le groupe 3, intègre en plus un renforcement ciblé, potentiellement plus équilibré des stabilisateurs du tronc, incluant plus de renforcement des extenseurs du tronc et un travail des extenseurs de hanches et du muscle ilio-psoas. L'objectif ici est de tester l'hypothèse centrale du mémoire : à savoir que la restauration d'un équilibre musculaire entre la colonne et le bassin, évalué par le ratio F/E, permet une amélioration plus nette et durable des douleurs, de la stabilité et de la fonction locomotrice. Ce groupe permet de répondre à la question de recherche de manière graduée et mesurable, en comparant non seulement l'efficacité de chaque intervention, mais aussi leurs différences.

5.3.5 Autres critères de jugement

Le score ODI est l'échelle de référence pour quantifier l'impact fonctionnel d'une lombalgie sur les activités quotidiennes. Il a été choisi pour évaluer les limitations perçues par le patient dans les actes de la vie courante. Bien qu'il ait été conçu pour la population lombalgique générale, il est utilisé dans de nombreuses études sur les amputés, malgré le fait que cet outil ne soit pas adapté ni validé pour cette population. Il reste cependant, tout comme le score EIFEIL, pertinent pour estimer l'évolution fonctionnelle globale dans le cadre d'un protocole de renforcement axé sur la réduction de la douleur. Le questionnaire EIFEIL fournit une évaluation plus ciblée de l'impact de la douleur sur les fonctions locomotrices.

Le TDM6 sert d'indicateur standardisé de la capacité fonctionnelle à l'effort, largement utilisé dans la littérature sur les amputés. Il permet d'évaluer la tolérance à l'effort dans des conditions proches de la vie quotidienne. Ce test est pertinent chez les amputés trans-fémoraux car leur capacité de marche est souvent limitée par des douleurs, une fatigue précoce et des stratégies compensatoires coûteuses en énergie. Il présente une excellente fiabilité test-retest, comme le montrent Cox et al. (2017) et Coelho et al. (2022), mais les résultats sont sensibles à la configuration du parcours. Cette donnée sera standardisée dans le protocole pour garantir une comparabilité optimale. Bien que ce test ne soit pas en lien direct avec la douleur lombaire, constater une amélioration de celui-ci permettrait de formuler l'hypothèse selon laquelle le protocole utilisé permet de réduire les incapacités fonctionnelles et par ailleurs la douleur lombaire.

Le test de Thomas modifié a été retenu pour évaluer l'extensibilité du muscle ilio-psoas, dont les rétractions sont fréquentes chez les patients amputés. Ce muscle joue un rôle clé dans l'équilibre sagittal du rachis, et sa rétraction contribue à l'antéversion pelvienne et à l'hyperlordose lombaire, aggravant ainsi les douleurs. Toutefois, le test de Thomas présente une validité discutable en l'absence de contrôle de l'inclinaison pelvienne, comme le rappellent Vigotsky et al. (2016). Ces auteurs rapportent une sensibilité de 31,82% et une spécificité de 57,14%, indiquant une capacité limitée pour identifier correctement les déficits d'extension de hanche, avec un risque élevé de faux positifs et de faux négatifs. Bien qu'il ne constitue pas un test de force, il reste un outil complémentaire utile sur le plan fonctionnel, notamment pour appréhender les boiteries et les répercussions douloureuses au niveau lombaire (Vigotsky et al., 2016).

5.3.6 Temporalité de l'étude

Le protocole prévoit une évaluation à trois temps : avant l'intervention (pré-test), immédiatement après (post-test), puis à un an. Cette temporalité permet de mesurer à la fois l'efficacité immédiate du

programme de rééducation et la durabilité des effets dans le temps. Le suivi à un an est justifié par le fait que les douleurs lombaires chez l'amputé trans-fémoral apparaissent souvent ou s'intensifient plusieurs mois après la reprise de la marche, lorsque les contraintes posturales deviennent chroniques. De nombreux patients rapportent une intensification progressive des douleurs dorsales dans les mois qui suivent l'amputation et la reprise de la marche avec la prothèse, lorsque les charges mécaniques se normalisent, que les compensations posturales s'ancrent, et que la fatigue structurelle s'installe. En pratique, les douleurs ne sont pas toujours perçues comme problématiques directement après la rééducation, c'est souvent dans les 6 à 12 mois que le caractère chronique ou invalidant devient évident (Wasser et al., 2020). Le point d'évaluation à 1 an permet donc d'objectiver la pérennité des bénéfices initiaux, mais aussi d'observer si des compensations dysfonctionnelles réapparaissent, notamment en lien avec un éventuel relâchement du renforcement musculaire ou une mauvaise observance à long terme.

6. Conclusion

Ce mémoire de fin d'étude propose un protocole de rééducation novateur visant à évaluer l'impact d'un renforcement musculaire ciblé, incluant le travail excentrique de l'ilio-psoas, des extenseurs de hanche et du tronc sur la gestion des douleurs lombaires chez les patients amputés trans-fémoraux d'origine vasculaire. Le manque d'études ciblant les lombalgies chez les amputés a motivé ce travail. Ce travail vise à apporter une réponse partielle afin d'améliorer la qualité de la prise en charge fonctionnelle de ces patients, bien au-delà de la simple symétrisation de la marche, souvent jugée insuffisante dans le soulagement des douleurs lombaires chroniques.

Ce travail suggère que le rééquilibrage musculaire ciblé pourrait permettre une amélioration pérenne, en limitant les contraintes biomécaniques sur la région lombo-pelvienne, réduisant ainsi le risque de récidives des lombalgies. Il serait pertinent d'envisager, dans une étude ultérieure, un suivi longitudinal afin d'évaluer spécifiquement la fréquence et l'intensité des récidives, afin de confirmer la durabilité des effets observés.

Enfin, sur le plan personnel, la réalisation de ce mémoire m'a permis d'approfondir mes connaissances en biomécanique, en physiopathologie du diabète, et en rééducation des amputés. J'y ai découvert la complexité de concevoir un protocole de recherche, ainsi que les contraintes méthodologiques relatives aux essais cliniques. Cette démarche m'a également permis de me rendre compte de l'importance de structurer et d'affiner mon raisonnement clinique afin d'approfondir la prise en charge d'un patient face à la complexité de sa situation.

Bibliographie

- Aboyans, V., Sevestre, M.-A., Désormais, I., Lacroix, P., Fowkes, G., & Criqui, M. H. (2018). Épidémiologie de l'artériopathie des membres inférieurs. *La Presse Médicale*, 47(1), 38-46. <https://doi.org/10.1016/j.lpm.2018.01.012>
- Anaforoğlu, B., Erbahçeci, F., & AksekiLi, M. A. E. (2016). The effectiveness of a back school program in lowerlimb amputees : A randomized controlled study. *TURKISH JOURNAL OF MEDICAL SCIENCES*, 46, 1122-1129. <https://doi.org/10.3906/sag-1503-131>
- Applebaum, A., Nessim, A., & Cho, W. (2021). Overview and Spinal Implications of Leg Length Discrepancy : Narrative Review. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 13(2), 127. <https://doi.org/10.4055/cios20224>
- Banks, J. J., Wedge, R. D., Caldwell, G. E., & Umberger, B. R. (2022). Are lower back demands reduced by improving gait symmetry in unilateral transtibial amputees? *Clinical Biomechanics*, 95, 105657. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105657>
- Baribeau-Dupont, C., Gagnon, M., Rodier, I., & Trahan, M.-C. (2011, mai 31). *Pas à pas : La réadaptation des amputés du membre inférieur*. <https://umontreal.scholaris.ca/items/83239f72-0f61-46ab-8658-5f8d31b85c09>
- Beaucher, A. (2019). *Évaluation de la prise en charge des amputés de membre inférieur en hospitalisation au CRMPR Les Herbiers*. <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02321759v1/document>
- Beer, O., & Zellweger, A. (2022). *Lien entre le ratio des fléchisseurs / extenseurs du tronc et les douleurs lombaires non spécifiques*. <https://sonar.ch/global/documents/325856>
- Bérauda, B. L., Nicolo, P., & Bruyneelb, A.-V. (2023). Mesure de l'intensité de la douleur par l'échelle visuelle analogique. *Kinésithérapie, la Revue*, 140(1), i. [https://doi.org/10.1016/S1879-7296\(23\)00002-9](https://doi.org/10.1016/S1879-7296(23)00002-9)
- Bilan amputation du membre inférieur. (2012). *Fiche de bilan kinésithérapie – amputation membre inférieur*. https://www.ajette.fr/site/bilans_argu/b.34.amputation_membre_inf.pdf

Biologie de la peau. (2015, septembre 30). *Régénération et cicatrisation de la peau.*

<https://biologiedelapeau.fr>. <https://biologiedelapeau.fr/spip.php?rubrique42>

Bosser, G., Martinet, N., Rumilly, E., Paysant, J., & André, J.-M. (2008). Le réentraînement à l'effort chez l'amputé de membre inférieur. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 51(1), 50-56. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2007.09.007>

Bruyant, A., Guemann, M., & Malgoyre, A. (2023). Étude épidémiologique des amputations majeures des membres supérieur et inférieur en France. *Kinésithérapie, la Revue*, 23(256), 3-12. <https://doi.org/10.1016/j.kine.2022.05.014>

Chui, K. K., Milagros, J., Sheng-Che, Y., & Lusardi, M. M. (2016). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation* (4th éd.). ELSEVIER MASSON.

Coelho, A., Espanha, M., & Bruno, P.-M. (2011). *SIX-MINUTE WALK TEST AND TIMED UP & GO TEST IN PERSONS WITH TRANSFEMORAL AMPUTATIONS.* <https://repositorio.hff.min-saude.pt/entities/publication/8071d635-8122-4a1f-a2cf-b8039cf8ecaf>

Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques. (2019). *Collège des enseignants d'endocrinologie, diabète et maladies métaboliques* (4ème). ELSEVIER MASSON.

Collège français des enseignants universitaires de MPR. (2021). *Collège français des enseignants universitaires de médecine physique et de réadaptation* (7e édition). ELSEVIER MASSON.

Collège national des enseignants de Cardiologie. (2022). *Collège national des enseignants de Cardiologie* (2e édition). ELSEVIER MASSON.

Comité international de la Croix-Rouge. (2008). *Exercices pour les amputés des membres inférieurs : Entrainement à la marche.* https://www.icrc.org/sites/default/files/external/doc/fr/assets/files/other/icrc_001_0936.pdf

Coste, & al. (1993). *Score EIFEL*.

https://www.cofemer.fr/cofemer/ckeditorImage/Files/ECHELLES%20ADULTES%20TOME%202_page100.pdf

Cristina, M.-C., Fraudet, B., Colleaux, A., Fillonneau, D., Brugalais, L., & Loussot, D. (2010).

Rééducation de l'amputé fémoral en fonction du type de genou prothétique. *La Lettre de médecine physique et de réadaptation*, 26(3), 118-127. <https://doi.org/10.1007/s11659-010-0234-z>

DA SILVA, É. (2012). *Prise en charge d'un patient amputé artéritique et diabétique*.

<file:///Users/lenaliguori/Zotero/storage/RBJT5YIZ/E%CC%81lise%20-20Prise%20en%20charge%20d%E2%80%99un%20patient%20amput%C3%A9%CC%81%20art%C3%A9ritique%20et.pdf>

D'Andrea, A., & Suter, M. R. (2019). Activité physique et analgésie : Mécanismes et implications cliniques. *Rev Med Suisse*, 656, 1254-1258. <https://doi.org/10.53738/REVMED.2019.15.656.1254>

Devan, H., Hendrick, P., Ribeiro, D. C., A Hale, L., & Carman, A. (2014). Asymmetrical movements of the lumbopelvic region : Is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb amputation? *Medical Hypotheses*, 82(1), 77-85. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2013.11.012>

Dictionnaire médical de l'Académie de Médecine. (2020). *Dictionnaire médical de l'Académie de Médecine*. <https://www.academie-medecine.fr/le-dictionnaire/index.php?q=amputation>

Fairbank, J., & Pynsent, P. (2000). The Oswestry Disability Index. *Lippincott Williams & Wilkins*, 24(22), 2940-2953. <https://doi.org/10.1097/00007632-200011150-00017>

Fatone, S., Stine, R., Gottipati, P., & Dillon, M. (2016). Pelvic and Spinal Motion During Walking in Persons With Transfemoral Amputation With and Without Low Back Pain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 95(6), 438-447. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000405>

Fédération Française des Diabétiques. (s. d.). *Diabète : Types de diabète | Qu'est-ce que le diabète ?*
Consulté 23 octobre 2024, à l'adresse
<https://www.federationdesdiabetiques.org/information/diabete>

Friel, K., Domholdt, E., & Smith, D. G. (2005). Physical and functional measures related to low back pain in individuals with lower-limb amputation : An exploratory pilot study. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(2), 155.
<https://doi.org/10.1682/JRRD.2004.08.0090>

Gasq, D. D., & Cormier, D. C. (2022). *Physiologie et évaluation de la marche*. Inserm.
<https://clarolineconnect.univ-lyon1.fr/clarolinepdfplayerbundle/pdf/6861869>

Gedda, M. (2015). Traduction française des lignes directrices CONSORT pour l'écriture et la lecture des essais contrôlés randomisés. *Kinésithérapie, la Revue*, 15(157), 28-33.
<https://doi.org/10.1016/j.kine.2014.11.002>

Grosvenor, B. (Réalisateur). (2025). *Amputation Trans-fémoral* [Enregistrement vidéo].
<https://slideplayer.fr/slide/3693996/>

Guidelines For the Six-Minute Walking Test. (2002, juillet 1). *ATS Statement : Guidelines for the Six-Minute Walk Test*. <https://www.atsjournals.org/doi/10.1164/ajrccm.166.1.at1102>

Harandi, V. J., Ackland, D. C., Haddara, R., Lizama, L. E. C., Graf, M., Galea, M. P., & Lee, P. V. S. (2020). Gait compensatory mechanisms in unilateral transfemoral amputees. *Medical Engineering & Physics*, 77, 95-106. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.11.006>

Haute Autorité de Santé. (2022, janvier 12). *Liste des échelles acceptées pour mesurer la douleur HAS.pdf*. https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2022-01/liste_echelles_acceptees_2022.pdf

Imam, B., Miller, W. C., Finlayson, H. C., Eng, J. J., & Jarus, T. (2017). Incidence of lower limb amputation in Canada. *Canadian Journal of Public Health*, 108(4), 374-380.
<https://doi.org/10.17269/CJPH.108.6093>

Inserm. (2019). *Diabète de type 1 · Inserm, La science pour la santé*. Inserm.

<https://www.inserm.fr/dossier/diabete-type-1/>

Jaffres, M. (2014). *Appareillage prothétique pour le patient amputé bifémoral d'étiologie vasculaire. Analyse de l'intérêt et des contraintes à court terme à partir de 2 cas cliniques. Etude de deux cas cliniques.* Kiné doc. <https://kinedoc.org/work/kinedoc/7c75cdaa-51f3-4134-a4ba-660eecc0863b.pdf>

Juan, J., Leff, G., Kevorken, K., & Jeanfavre, M. (2024). Hip Flexor Muscle Activation During Common Rehabilitation and Strength Exercises. *Journal of Clinical Medicine*, 13(21), 6617. <https://doi.org/10.3390/jcm13216617>

Lamandé, F., Dupré, J.-C., Baudin, O., Cécile, F., Frison, V., & Mangin, C. (2011). Rééducation de la personne amputée de membre inférieur. *EMC - Kinésithérapie - Médecine physique - Réadaptation*, 7(3), 1-20. [https://doi.org/10.1016/S1283-0887\(11\)38536-2](https://doi.org/10.1016/S1283-0887(11)38536-2)

Leduc, S. (2025). *Amputation—Membres inférieurs et supérieurs*.

<https://cnfs.ca/pathologies/amputation-membres-inferieurs-et-superieurs>

McGill, S. M. (2015). *Low back disorders : Evidence-based prevention and rehabilitation* (3e éd.). Human Kinetics.

Ministère du Travail, de la Santé, des Solidarités et des Familles. (2023, avril 5). *Recherches impliquant la personne humaine*. Ministère du Travail, de la Santé, des Solidarités et des Familles. <https://sante.gouv.fr/systeme-de-sante/innovation-et-recherche/recherche-impliquant-la-personne-humaine/>

Morgan, S. J., Friedly, J. L., Amtmann, D., Salem, R., & Hafner, B. J. (2017). A cross-sectional assessment of factors related to pain intensity and pain interference in lower limb prosthesis users. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 98(1), 105-113. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.09.118>

Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis : Normal an Pathological Function* (2e édition). CRC Press.

Persine, S. (2024). *Capacités d'adaptations locomotrices de patients amputés transfémoraux dans différentes situations quotidiennes de marche*. <https://theses.hal.science/tel-04701602v1>

Rheinstein, J. (2016). *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies, 4th Edition* (p. 631-643).

Rishi, L. K., Kumar, S., & Lahiri, S. (2014). Importance of iliopsoas and erector spinae muscles in predicting the functional competence of transfemoral amputees. *International Journal of Physiotherapy and Research*, 2(5), 681-688.

Saltzberg, S. S., Pomposelli, F. B., Belfield, A. K., Sheahan, M. G., Campbell, D. R., Skillman, J. J., LoGerfo, F. W., & Hamdan, A. D. (2003). Outcome of lower-extremity revascularization in patients younger than 40 years in a predominately diabetic population. *Journal of Vascular Surgery*, 38(5), 1056-1059. [https://doi.org/10.1016/S0741-5214\(03\)00938-8](https://doi.org/10.1016/S0741-5214(03)00938-8)

Saucy, F., Mouhsine, E., Wettstein, M., & Blanc, C.-H. (Éds.). (2007). Revue Médicale Suisse : Amputations du membre inférieur. *Revue Médicale Suisse*, 3(138), 2899-2905. La Revue Medicale Suisse. <https://doi.org/10.53738/REVMED.2007.3.138.2899>

Sawers, A. B., & Hafner, B. J. (2013). Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss : A systematic review. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 50(3), 273. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2011.10.0187>

Schroeder, N., & Anderson, S. (2023). Guidelines to Implement Resistance Training in the Transfemoral and Transtibial Amputee. *ACSM'S Health & Fitness Journal*, 27(6), 10-18. <https://doi.org/10.1249/FIT.0000000000000915>

Shin, M. K., Yang, H. S., Yang, H.-E., Kim, D. H., Ahn, B. R., Kwon, H., Lee, J. H., Jung, S., Choi, H. C., Yun, S. K., Ahn, D. Y., & Sim, W. S. (2018). Effects of Lumbar Strengthening Exercise in Lower-Limb Amputees With Chronic Low Back Pain. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 42(1), 59. <https://doi.org/10.5535/arm.2018.42.1.59>

Thomas-Pohl, M., Rogez, D., Thefenne, L., Azoulay, D., & Lapeyre, E. (2013). De l'amputation transfémorale à la prothèse bionique : Expérience de trois militaires français. *La Lettre de médecine physique et de réadaptation*, 29(4), 227-236. <https://doi.org/10.1007/s11659-013-0000-0>

Varma, P., Stineman, M. G., & Dillingham, T. R. (2014). Epidemiology of Limb Loss. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 25(1), 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2013.09.001>

Vigotsky, A. D., Lehman, G. J., Beardsley, C., Contreras, B., Chung, B., & Feser, E. H. (2016). The modified Thomas test is not a valid measure of hip extension unless pelvic tilt is controlled. *PeerJ*, 4, e2325. <https://doi.org/10.7717/peerj.2325>

Wasser, J. G., Vincent, K. R., Herman, D. C., & Vincent, H. K. (2020). Potential lower extremity amputation-induced mechanisms of chronic low back pain: Role for focused resistance exercise. *Disability and Rehabilitation*, 42(25), 3713-3721. <https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1610507>

Wnuk-Scardaccione, A., Zawojska, K., Barłowska-Trybulec, M., & Mazur-Biały, A. I. (2023). Exercise Therapy in Nonspecific Low Back Pain among Individuals with Lower-Limb Amputation: A Systematic Review. *Life*, 13(3), 772. <https://doi.org/10.3390/life13030772>

Yaşar, E., Tok, F., Kesikburun, S., Ada, A. M., Kelle, B., Göktepe, A. S., Yazıcıoğlu, K., & Tan, A. K. (2017). Epidemiologic data of trauma-related lower limb amputees: A single center 10-year experience. *Injury*, 48(2), 349-352. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2016.12.019>

Zingg, M., Nicodème, J.-D., Uçkay, I., Ray, A., & Suva, D. (2014). Amputations du membre inférieur: Indications, bilan et complications. *Revue Médicale Suisse*, 2409-2412. <https://doi.org/10.53738/REVMED.2014.10.455.2409>