



HAL
open science

L'intérêt du Biofeedback dans la rééducation de l'équilibre chez le patient amputé d'un membre inférieur et appareillé

Marie Joubert

► To cite this version:

Marie Joubert. L'intérêt du Biofeedback dans la rééducation de l'équilibre chez le patient amputé d'un membre inférieur et appareillé. Médecine humaine et pathologie. 2020. dumas-03111646

HAL Id: dumas-03111646

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03111646>

Submitted on 15 Jan 2021

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

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

**L'INTERÊT DU BIOFEEDBACK DANS LA
REEDUCATION DE L'EQUILIBRE CHEZ LE
PATIENT AMPUTE D'UN MEMBRE INFERIEUR
ET APPAREILLE**

JOUBERT Marie

Directeur de mémoire : Mme HENRY Joannie

Remerciements

Tout d'abord je tiens à remercier ma famille, et plus particulièrement mes parents qui m'ont soutenue et encouragée tout au long de ma formation.

Je remercie également Antoine, pour tout ce qu'il a su m'apporter et pour son soutien quotidien.

Je tiens également à remercier l'ensemble de mes amis de l'IFMK pour tous les moments de plaisir partagés, ainsi que les moments de sérieux, sans qui ces quatre années n'auraient pas été les mêmes.

J'aimerais également exprimer ma gratitude à l'équipe enseignante de l'IFMK pour ces quatre années de formation, ainsi que tous les tuteurs que j'ai pu rencontrer, qui ont participé à mon apprentissage. Je souhaite remercier en particulier les kinésithérapeutes de la clinique Chantecler qui ont participé à l'inspiration du sujet de mon mémoire de fin d'étude.

Enfin, je souhaite remercier Joannie HENRY, ma directrice de mémoire, qui a m'a guidée toute cette année avec disponibilité et efficacité.

Sommaire

1	INTRODUCTION	1
1.1	Description de la pathologie	1
1.1.1	Etiologie	1
1.1.2	Physiopathologie	3
1.1.3	Appareillage et adaptation	3
1.2	Modification du schéma corporel	5
1.2.1	Modification de l'apport somato-sensoriel	6
1.2.2	Asymétrie posturale et conséquences	6
1.3	Vers un déséquilibre dynamique ?	7
1.4	Le contrôle postural	8
1.5	Le biofeedback	9
1.6	Pourquoi est-il important de faire cette revue ?	13
1.7	Objectifs de la revue de littérature	13
2	METHODE	14
2.1	Critères d'éligibilité des études pour cette revue	14
2.1.1	Type d'étude utilisé	14
2.1.2	Population/pathologie	15
2.1.3	Intervention	15
2.1.4	Objectif de la revue/critères de jugement	16
2.2	Méthodologie de recherche des études	16
2.2.1	PICO	16
2.2.2	Sources documentaires et équation de recherche	16
2.3	Extraction et analyse des données	18
2.3.1	Sélection des études	18
2.3.2	Extraction des données	19
2.3.3	Evaluation de la qualité méthodologique des études sélectionnées	19
2.3.4	Méthode de synthèse des résultats	20
3	RESULTATS	21
3.1	Description des études	21
3.1.1	Etudes exclues	22
3.1.2	Description des résultats intra-étude	22
3.1.2.1	Etude d'Erhbahçeci 2001 [46]	25
3.1.2.2	Etude de Gupta 2006 [47]	26
3.1.2.3	Etude de Sethy 2009 [48]	28
3.1.2.4	Etude d'Isakov 2007 [49]	31

3.1.3	Description des résultats inter-études	33
3.2	Risques de biais des études incluses	35
3.3	Effets de l'intervention	36
4	DISCUSSION	37
4.1	Analyse des principaux résultats	37
4.1.1	Synthèse des résultats	37
4.1.2	Limites des résultats de cette revue	39
4.2	Applicabilité des résultats en pratique clinique	41
4.2.1	Patients inclus	41
4.2.2	Echelles utilisées	41
4.2.3	Coûts et contraintes	43
4.3	Comparaison avec les résultats trouvés dans la littérature	43
4.4	Qualité des preuves	44
4.5	Biais potentiels de la revue	45
5	CONCLUSION	47
5.1	Implication pour la pratique clinique	47
5.2	Implication pour la recherche	47
6	BIBLIOGRAPHIE	48

Liste des abréviations :

- AOMI : Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs
- Et at. : et les autres auteurs
- FRT : Functional Reach Test
- G&P : Gait and Posture
- Gp E : Groupe expérimental
- Gp C : Groupe contrôle
- HAS : Haute Autorité de Santé
- Intervalle de confiance à 95% : IC 95%
- LOS : Limites Of Stabilities, soit limites de stabilité
- MI : Membre Inférieur
- M-K : Masso-Kinésithérapeute
- mm : millimètres
- PICO : Patient, Intervention, Comparaison, Outcome
- PMSI : Programme de médicalisation des systèmes d'information
- PTB : Patellar Tendon Bearing, soit suspension tendon patellaire
- PTS : Prothèse Tibiale Supracondylienne
- SACH : Solid Ankle Cushion Heel, soit : cheville et talon solides avec coussin
- sec : secondes
- TBW : Total Weight Body, soit: repartition du poids total
- TF : Trans-fémoral
- TT : Trans-tibial

La rééducation post-amputation est importante sur le plan fonctionnel depuis la prise en charge du moignon post-opératoire, jusqu'au reconditionnement physique, voire sportif du patient. De nombreux aspects sont pris en compte tout au long de cette rééducation complexe : prise en charge des suites post-opératoires, de la douleur, des déficits fonctionnels, de la préparation à l'appareillage, puis rééducation du patient appareillé.

Cette revue s'attache seulement à une partie de la rééducation des patients amputés d'un Membre Inférieur (MI). La rééducation précédant l'appareillage de ces patients ne sera pas mentionnée dans cette revue. Celle-ci se consacre spécifiquement à un trouble fonctionnel engendré par la perte d'un membre, persistant après la mise en place d'une prothèse adaptée au patient.

Cette revue se découpe en cinq parties.

La première introduit la pathologie étudiée et ses conséquences sur le schéma moteur, ainsi que sur la stabilité du patient. Une méthode de rééducation sera introduite et décrite avant de citer les objectifs de la revue.

La deuxième partie présente la méthodologie de la revue, c'est-à-dire les paramètres de recherches fixés en amont (critères d'éligibilité, méthode de recherches dans les différentes bases de données, méthode d'extraction et d'analyses des données).

La troisième partie consiste en une présentation des résultats de ces recherches, avec la description des études incluses, de leurs résultats et de leurs éventuels biais.

Une discussion sera rédigée pour quatrième partie, pour permettre l'analyse des résultats, de leurs éventuelles applicabilités en pratique clinique, ainsi que pour expliciter les biais de cette revue.

La cinquième partie conclut cette revue.

1 Introduction

1.1 Description de la pathologie

Dans cette première partie de l'introduction, l'étiologie et la physiopathologie de l'amputation d'un MI seront rappelées. Puis les modalités de l'appareillage seront succinctement expliquées à l'aide d'illustrations.

1.1.1 Etiologie

L'amputation du MI est un acte chirurgical lourd, tant par ses aspects invasifs et irréversibles, que sur ses conséquences à court, moyen et long terme.

L'épidémiologie est hétérogène dans la littérature, selon les années et les critères d'inclusion. Les pourcentages donnés dans les articles ne sont pas égaux. Les chiffres retenus sont ceux de la revue d'épidémiologie et de santé publique de 2010 [1] , rédigée sur la base des données du PMSI (Programme de Médicalisation des Systèmes d'Information) de 2004 à 2009. 86% des amputations concernent les membres inférieurs [1].

80% d'entre elles sont d'origine vasculaire :

- L'Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs (AOMI) est la cause la plus importante des amputations des membres inférieurs : 92%. En France, les diabétiques représentent 3% de la population, mais 52% des personnes amputées. Le diabète (en particulier de type 2) et le tabac sont des facteurs de risque important.
- Les artérites inflammatoires ou dégénératives
- Les ischémies aiguës
- Les ischémies prolongées (écrasement des membres)
- Echec de pontage, plaie infectée ou ostéo-arthrite

18% des amputations du MI sont d'origine traumatique. Les indications chirurgicales sont posées lorsqu'il y a un risque vital, un délabrement majeur ou des lésions nerveuses irréversibles :

- Accidents de la voie publique
- Sport
- Brûlures, gelures
- Accident de travail

Les sujets ayant subi une amputation d'origine traumatique sont souvent des sujets jeunes (l'origine traumatique représente 65% des amputations entre 20 et 50 ans¹). Les séquelles psychologiques sont importantes.

2% des amputations peuvent aussi être d'origine tumorale, congénitale ou infectieuse.

L'amputation survient sur un état de chronicité ou en urgence dans les ischémies aiguës. La moyenne d'âge est de 70 ans.

¹ Données de la Caisse Nationale d'Assurance Maladie – 1984 sur l'amputation traumatique

Le choix du niveau d'amputation a pour objectif d'optimiser les chances de guérison et la fonctionnalité du membre concerné. C'est un compromis entre le potentiel de cicatrisation et la préservation de l'autonomie du patient. Plus un niveau de coupe est distal, meilleur sera le pronostic fonctionnel, mais plus les risques de complications et de ré-opération seront importants. [2]

Il existe différents niveaux d'amputation du MI (voir *Figure 1*) :

- Amputation du pied (orteils, trans-métatarsienne, Lisfranc et Chopart)
- Amputation de Syme (désarticulation tibio-tarsienne avec section des deux malléoles)
- **Amputation transtibiale**
- Désarticulation du genou (le fémur est conservé)
- Amputation de Gritti (le fémur est désarticulé, le fémur coupé mais la rotule conservée)
- **Amputation transfémorale**
- Désarticulation de la hanche
- Hémi-pelvectomie

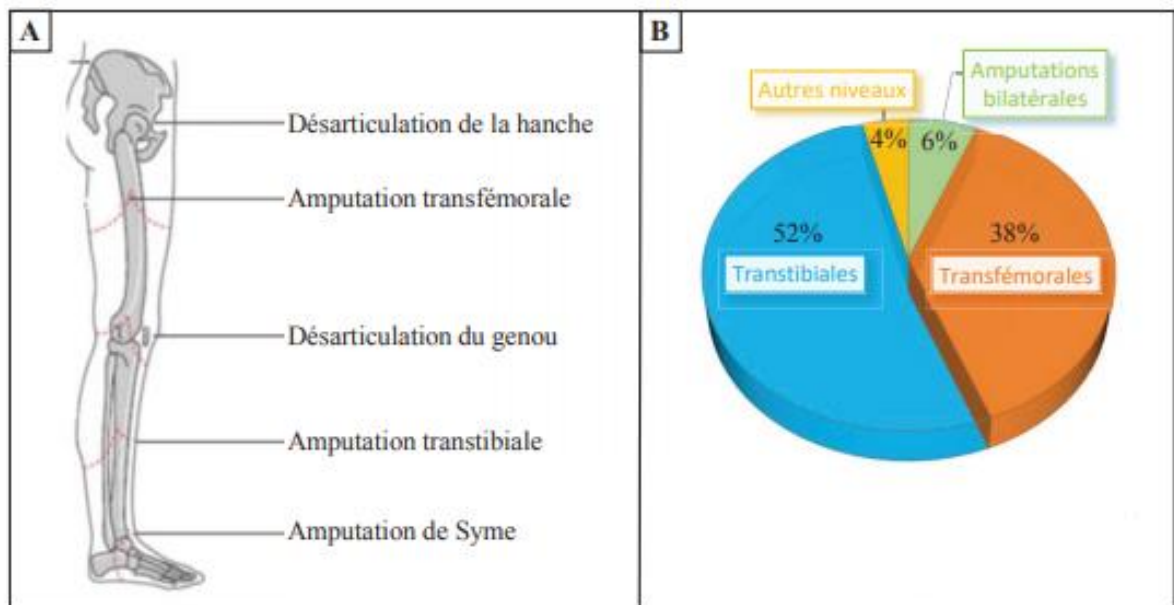


Figure 1 : Illustration des niveaux d'amputation majeure du MI (A) et classification des amputations du MI réalisées par la revue d'épidémiologie et de santé publique de 2010 (B) [1]

1.1.2 Physiopathologie

L'amputation de jambe est une intervention chirurgicale de dernier recours, particulièrement traumatisante, aussi bien sur le plan physique que psychique. Elle consiste en une ablation d'un segment de membre ou d'un membre en entier, lors d'une intervention chirurgicale vasculaire ou post-traumatique.

D'après la Haute Autorité de Santé (HAS), « *l'amputation est indiquée en cas de :*

- *Lésions tissulaires irréversibles*
- *D'ischémie permanente chronique sans revascularisation possible, qui ne réagit pas favorablement au traitement médical et dont les répercussions générales font courir un risque vital au patient* ». [3]

La prise en charge post-opératoire s'inscrit dans un cadre pluridisciplinaire, en hospitalisation complète, puis dans une structure de réadaptation spécialisée.

Des troubles fonctionnels précèdent l'amputation et seront à prendre en charge comme la cicatrisation, les douleurs (douleurs fantômes) ainsi que des troubles moteurs.

Chez les personnes amputées du MI, les **modifications du système neuro-musculo-squelettique sont susceptibles de perturber gravement le contrôle postural au cours de la station debout et de la marche.**

1.1.3 Appareillage et adaptation

L'appareillage des personnes amputées a pour mission de remplacer la totalité ou une partie d'un ou de plusieurs membres manquants. L'appareillage associé à la rééducation permet au patient l'acquisition du contrôle de la prothèse, afin d'avoir la marche la plus physiologique et la moins coûteuse en énergie possible [4].

La rééducation à l'appareillage comprend :

- Un entraînement pré-prothétique qui vise à la **préparation** de l'état général du patient et de son membre amputé, en vue de de l'appareillage
- Une **bonne adaptation de la prothèse.**

L'appareillage sera adapté à l'état du moignon et aux capacités physiques et mentales du patient. Le plus souvent pour un amputé du MI, une prothèse endo-squelettique à emboîture « contact total » sera prescrite lors de la rééducation. En d'autres termes, le moignon sera introduit dans l'emboîture grâce à un manchon qui entoure son périmètre et qui permet donc sa mise en place, au contact de toute sa surface.

- Une **rééducation aux transferts et à la marche**
- Un **reconditionnement à l'effort** adapté au patient

Le suivi du patient amputé comporte une évaluation fonctionnelle du port et de la tolérance de la prothèse, une évaluation de la déambulation et de l'ensemble des activités de la vie quotidienne, ainsi que la surveillance cardio-vasculaire et celle du membre controlatéral.

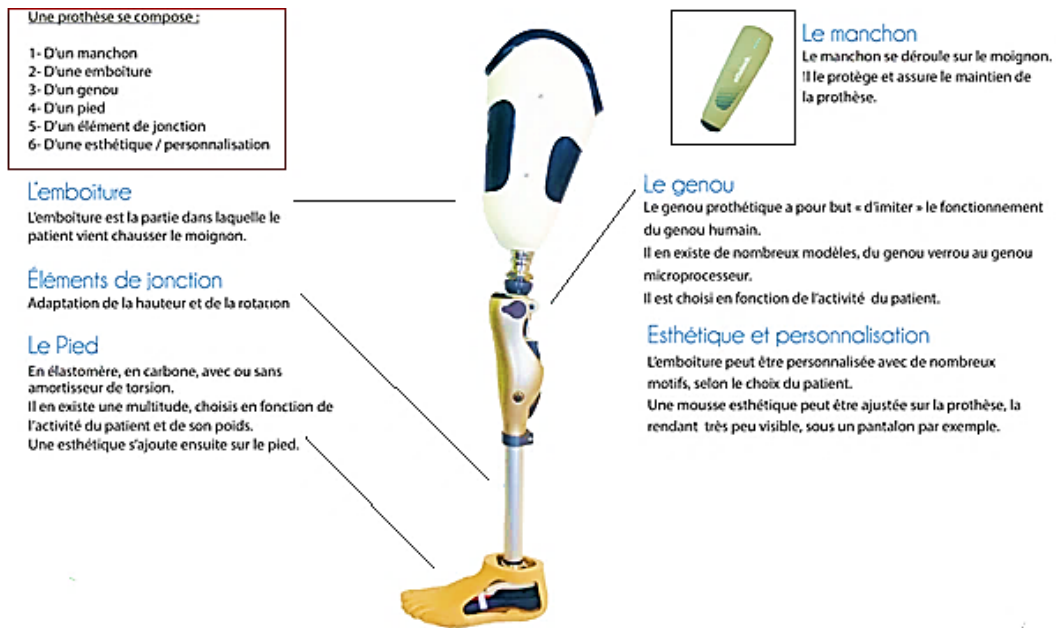


Figure 2 : Schéma d'une prothèse fémorale endosquelettique [5]

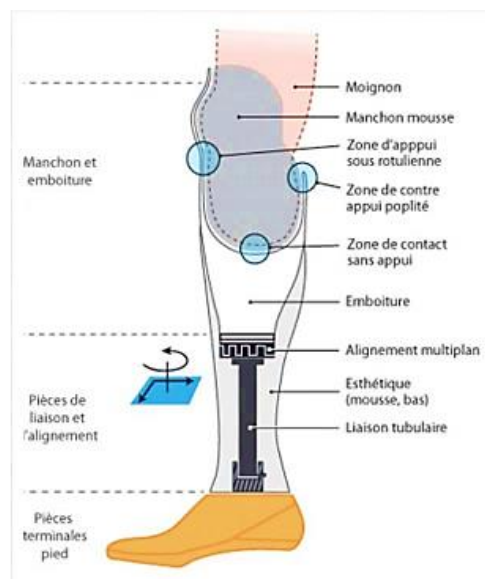


Figure 3 : Schéma d'une prothèse tibiale, endosquelettique avec emboiture de type contact classique et pied SACH [5]

Il existe deux catégories de prothèses : **endosquelettique** et **exosquelettique** [5]. La première est la plus courante. Elle se différencie de la deuxième catégorie par la présence d'un squelette interne sous la forme d'un élément de jonction reliant le pied à l'emboiture. Elle permet d'avoir des articulations prothétiques (genou et/ou cheville). Selon l'activité du patient, différents genoux et différents pieds sont prescrits avec plus ou moins de degré de liberté.

Une prothèse **endosquelettique** se compose (Figure 2 et Figure 3)[5] :

- D'une **emboiture** : élément permettant la suspension du moignon et la transmission des forces lors de la phase d'appui pendant la marche. Plusieurs moyens permettent sa suspension : suspension élastique, accrochage distale (par un manchon) ou dépressurisation. Deux types d'emboitures transtibiale sont présentées en annexe.
(Annexe 2: Prothèse PTB et PTS)
- **D'éléments modulaires** :
 - Éléments de jonction
 - Genoux, pour les prothèses fémorales
 - Un pied. La *Figure 3* présente, comme pièce terminale, un pied SACH (Solid Ankle Cushion Heel). Il a la particularité de ne pas avoir de degré de liberté donc une articulation fixée de cheville. Ces pieds sont fréquemment utilisés en rééducation car ils sont moins coûteux en énergie et plus sécurisant que les pieds articulés ou propulsifs (à restitution d'énergie). [4]

La prothèse **exosquelettique** est un ensemble indissociable emboiture/pied. Du fait de la mobilité limitée que cette dernière accorde, ces prothèses sont peu prescrites par rapport aux prothèse endosquelettique [5].

La répartition des appuis est différente selon le niveau d'amputation [2]. En amputation trans-fémorale l'appui est sous ischiatique et le contre appui est au niveau du triangle de Scarpa. En amputation transtibiale, l'appui est sous-rotulien et le contre-appui poplité.

1.2 Modification du schéma corporel

Le schéma corporel est la carte mentale que l'on se fait de son propre corps. C'est une représentation qui permet un ajustement automatique de nos mouvements par rapport à notre environnement. Il peut se trouver perturbé chez différents types de patient, à la suite d'un handicap physique et/ou psychique, ou même à la suite d'un processus physiologique comme le vieillissement. La réorganisation du contrôle postural en réadaptation peut être étudiée chez de nombreux types de patients.

Les personnes ayant une amputation d'un MI font l'objet d'une atteinte corporelle. Elles souffrent de lésions neuromusculaires et périphériques, conduisant à une **perturbation soudaine et irréversible de l'organisation efférente et afférente de la posture**. Cependant, la capacité d'apprentissage de la plupart des personnes amputées n'est pas altérée car l'intégrité du système nerveux central n'est généralement pas affectée. Les patients amputés des MI connaissent des troubles d'équilibre, en particulier pendant les premières phases de la rééducation.

Deux principaux troubles posturaux sont retrouvés chez les patients amputés des MI : [6]

- **Augmentation des oscillations posturales**
- **Asymétrie de répartition du poids corporel**

1.2.1 Modification de l'apport somato-sensoriel

Chez les sujets sains, les réactions d'équilibre sont contrôlées par des informations afférentes et efférentes. Elles sont sous le contrôle de trois modalités sensorielles différentes :

- Le système visuel
- Le système vestibulaire
- Le système somato-sensoriel

Les informations somato-sensorielles proviennent de différentes entrées : les entrées musculaires, articulaires et cutanées, qui elles-mêmes sont sensibles aux forces de contact (exemple : appui plantaire) et aux mouvements. Ces entrées sensorielles sont utilisées pour compenser d'éventuelles perturbations posturales.

Après une amputation d'un MI, une quantité considérable de sources d'entrées somatosensorielles sont court-circuitées. En effet, les informations proprioceptives musculaires du membre perdu, les informations articulaires (de la cheville pour les amputations trans-tibiales et du genou pour les amputations trans-fémorales) et les informations cutanées (semelle plantaire) ne sont plus transmises. De plus, les nerfs périphériques du moignon ont été sectionnés, ce qui contribue à une **information sensitive erronée**. [7]

Pour compenser ce déficit d'apport somato-sensoriel, **la dépendance visuelle est alors augmentée**. Cette dépendance peut conduire à des réactions posturales qui peuvent être inappropriées selon l'environnement, ou selon d'éventuelles interférences structurelles avec différentes tâches nécessitant un traitement visuel.

Une réorganisation sensori-motrice s'établit alors avec la perte d'un membre. La récupération fonctionnelle après l'amputation nécessite une adaptation centrale aux altérations motrices périphériques et sensorielles.

1.2.2 Asymétrie posturale et conséquences

Comme établi précédemment, les entrées sensorielles seront modifiées chez le patient amputé et un nouvel apport somato-sensoriel doit être intégré, pour établir de nouvelles synergies musculaires et posturales. De plus, l'intégrité de la masse corporelle est modifiée et le patient appareillé devra intégrer sa prothèse dans son nouveau schéma corporel.

Les personnes amputées d'un MI, appareillées, auront tendance à passer **davantage de temps en appui sur le membre sain** que sur le membre prothétique. De plus l'appui sur le membre sain aurait aussi une force de réaction au sol plus grande [8]. Cela crée un **déséquilibre dans leur posture**.

L'asymétrie posturale peut être calculée par la force de réaction au sol et la force d'impulsion. Plusieurs articles ont comparé **l'asymétrie de force** chez les sujets amputés avec l'asymétrie de force des sujets sains. Les sujets valides ont moins de 10% d'asymétrie de force entre leurs deux membres lors de la marche unipodale, alors que les amputés ont jusqu'à 23%

d'asymétrie de force selon le type de prothèse utilisée [9],[10]. Ces calculs ont été réalisés à l'aide de plateformes de force.

L'asymétrie posturale entraîne plusieurs conséquences :

En compensant les déficiences musculaire, articulaire, trophique... du membre amputé, le **membre sain controlatéral subit de grandes contraintes**. En effet, il subit des forces élevées pour éviter des douleurs ou une atrophie musculaire du moignon. Cette asymétrie peut donc entraîner des douleurs et une dégénérescence articulaire du membre sain.

Cette asymétrie d'appui en termes de durée et de force prédispose le patient amputé d'un MI à des déficiences musculo-squelettiques secondaires :

- Arthrose, ostéoporose/ostéopénie au niveau du membre amputé [2]
- Lombalgies : selon plusieurs études, la majorité (jusqu'à 71%) des amputés unilatéraux des membres inférieurs ont signalé des douleurs du membre intact et/ou du bas du dos. [11].
- Atrophie musculaire [2]
- **Instabilité posturale avec un risque de chute** [2]

1.3 Vers un déséquilibre dynamique ?

Une revue de la littérature a mis en évidence une forte association entre la capacité d'équilibre statique et la capacité d'équilibre dynamique après amputation [12]. Chez le sujet amputé, la marche présente des caractéristiques différentes de celle du sujet sain :

- **Le temps d'appui monopodal est raccourci du côté amputé.** Cette asymétrie s'installe pour minimiser tout inconfort, douleur ou instabilité créés par le port du poids corporel du côté prothétique ; et ainsi maintenir la vitesse de marche. [13–15]
- Ce déséquilibre dynamique peut se traduire par une **plus grande oscillation du centre de masse vers le côté du membre restant**, ce qui entraîne une consommation d'énergie plus élevée. [16]
- La **vitesse de marche est plus lente** chez les sujets amputés que chez les sujets non amputés et encore plus en cas d'amputation trans-fémoral par rapport à une amputation trans-tibiale.[6]
- A.H.Vrieling et al (2008) [17], ont étudié l'équilibre des patients amputés trans-fémoraux et trans-tibiaux unilatéraux. Ils ont remarqué que leur **capacité à faire face aux perturbations de l'équilibre est limitée** par l'absence de stratégie de la cheville. La perte fonctionnelle de cheville modifie les propriétés mécaniques de contrôle du poids et de la rotation vers l'avant du membre porteur, réduisant ainsi la puissance mécanique lors de la phase de poussée.

- Backley JG et al (2002) [18] ont étudié les performances d'équilibre des patients amputés des membres inférieurs en position debout statique et dynamiques. Ils ont utilisé une plateforme dynamique à axe unique pour évaluer les déplacements du centre de pression dans les deux situations. Ils ont constaté que les patients amputés avaient plus de difficulté à contrôler l'équilibre dynamique dans la direction antéro-postérieure que dans la direction médio-latérale.

La **confiance en l'équilibre** est un facteur important pour les capacités de mobilité, pour les performances dynamiques et pour l'activité sociale. Miller WC et al 2001 [19], ont décrit la relation entre la perte de confiance et la perte d'équilibre dans la population des sujets amputés. Elle souligne aussi que **la chute est un problème clinique important dans cette population**. Sur 435 patients amputés unilatéraux, 52,4% ont déclaré avoir chuté au cours de la dernière année et 49,2% ont rapporté une peur de tomber. Ils ont conclu que tomber et craindre de tomber sont des désavantages omniprésents chez les patients amputés.

1.4 Le contrôle postural

Le contrôle postural a pour but de maintenir le corps dans un état d'équilibre statique (dans une posture donnée) ou dynamique (lors d'un mouvement). L'état d'équilibre est obtenu lorsque la projection orthogonale du centre de gravité se trouve à l'intérieur du polygone de sustentation. Dans le cas d'un équilibre parfait, centre de gravité et centre de pression sont alignés sur une même verticale qui passe par le centre géométrique du polygone de sustentation. Plus le polygone de sustentation est petit, plus la projection orthogonale du centre de gravité ou du centre de pression s'éloigne du centre géométrique du polygone, plus l'équilibre est difficile à atteindre. [20]

Paoletti (1999) décrit quatre niveaux de contrôle postural : la lutte antigravitaire, l'équilibration, la stabilisation et la préparation posturale à l'action : [21]

- **La lutte antigravitaire** est permise grâce à la contraction permanente des muscles antigravitaires (tonus postural) qui exercent une force dans le sens opposé à la gravité.
- **L'équilibration** est réalisée par un ensemble des réactions neuromusculaires dans le but de maintenir cet état d'équilibre. La posture est donc modifiée et les activités toniques se réorganisent pour rapprocher la projection du centre de gravité, du centre du polygone de sustentation. On parle **d'ajustements posturaux**.
- **La stabilisation** est l'ensemble des activités physiologiques mises en place pour résister aux forces extérieures qui perturbent l'état d'équilibre. Selon Paoletti [21], il existe trois facteurs de stabilité corporelle : la taille du polygone de sustentation, la hauteur du centre de gravité, la masse corporelle.
- **La préparation posturale à l'action** est une notion d'**anticipation**. Elle intervient dans le but de préparer le corps à réagir à différentes actions. Il s'agit de coordonner les segments corporels entre fonctions motrices statiques antigravitaires et fonctions motrices dynamiques. Cette anticipation découle d'un apprentissage

moteur qui répond à une commande interne (cortex moteur) et à des stimuli périphérique (récepteurs sensoriels et mécanorécepteurs). Ainsi, des ordres moteurs seront programmés dans le but d'anticiper les ajustements posturaux sous la forme de pré-activité musculaire.

Les muscles reçoivent les efférences issues de la commande interne qui sont modulées par les afférences périphériques. Les récepteurs périphériques renseignent en permanence les muscles moteurs (**rétroaction**).

Souchard (2011), « *le contrôle de la posture et de l'équilibre n'est plus considéré aujourd'hui comme la simple somme de divers réflexes, mais comme une activité complexe, basée sur l'interaction de processus dynamiques, sensitifs et moteurs.* » [22]

Cette revue de la littérature cherche à mettre en avant des études qui ont pour but l'amélioration de l'intégration proprioceptive. Cette intégration se fait grâce des phénomènes d'anticipation capables d'engendrer des activités musculaires préprogrammées, en réponse à des déséquilibres.

1.5 Le biofeedback

L'amélioration de l'équilibre et de la démarche est un élément important du processus de rééducation. Lors de la rééducation à la marche, le masseur-kinésithérapeute (M-K) donne des **repères** visuels et verbaux pour aider aux corrections. Cependant, ces méthodes conventionnelles ont plusieurs limites. La détection des défauts de marche se limite à une évaluation subjective des schémas d'amplitude, de stabilité et d'autres paramètres du schéma de marche du patient. De plus, les séances d'entraînement à la marche sont limitées en durée et en fréquence. De nombreux patients sont confrontés à des obstacles (par exemple, difficulté aux déplacements, temps limité) pour réaliser au mieux leur rééducation et ne font que des exercices des MI sans surveillance à la maison.

Les approches utilisant les nouvelles technologie, telles que la réalité virtuelle, les jeux vidéo axés sur la thérapie et les systèmes de biofeedback, sont des modalités prometteuses pour valoriser la rééducation dans les établissements cliniques mais aussi à domicile. [23]

Cette revue se consacre spécifiquement aux études utilisant des systèmes de biofeedback dans la prise en charge des troubles de l'équilibre chez les patients amputés d'un MI.

Les approches de biofeedback en rééducation consistent à utiliser des capteurs externes (capteurs de pression, plaques de force et systèmes de capture de mouvement...) pour mesurer des paramètres spécifiques liés à l'équilibre postural et à la cinétique de marche. [24] La rééducation posturale peut être ainsi guidée par rétro-information (feedback). L'approche de biofeedback en rééducation se développe en majorité grâce à des plateformes de force. **Elle est utilisée pour rendre les appuis symétriques, pour réduire l'amplitude des oscillations corporelles**

et pour travailler les déplacements de leur centre de pression. Afin de maintenir une position stable, il est très important de limiter le balancement du corps (ou oscillations) au polygone de sustentation. Une bonne répartition du poids sur les deux membres inférieurs est une condition préalable importante pour réduire le balancement, afin d'avoir une meilleure stabilité.

Un avantage majeur des systèmes de biofeedback, en particulier des systèmes portables, est la capacité de fournir une **rétroaction continue en temps réel**, pour renforcer les objectifs de kinésithérapie et les bonnes habitudes de marche. Ces informations qui sont enregistrées en temps réel par les capteurs externes, sont communiquées aux patients. Cela leur permet de se corriger et de suivre les changements grâce à une modalité de rétroaction appropriée (visuelle [25,26], auditive, haptique, ou multimodale).

Les approches de biofeedback en rééducation ont été étudiées pour la prise en charge de diverses pathologies :

- les accidents vasculaires cérébraux [27–29]
- la maladie de Parkinson [30]
- la paralysie cérébrale [30]
- les déficits vestibulaires [31,32]
- le diabète [33]
- l'amputation des membres supérieurs [34,35]

Ces approches comprennent plusieurs stratégies motrices, telles que l'entraînement à l'équilibre postural statique et dynamique, la marche, le passage d'obstacles, l'identification des conditions du sol et la perception sensorielle. [24]

En 2018, une revue systématique de la littérature [36] a été publiée au sujet de l'utilisation du biofeedback pour la rééducation à la marche. Elle a colligé 173 articles avec différentes méthodes de rétroaction pour différentes pathologies. La méthode la plus utilisée dans ces articles est celle de la rétroaction visuelle (42%, n = 73) avec des paramètres cinétiques majoritaires (36%, n = 62). En plus des 6 pathologies listées précédemment, les patients présentent d'autres atteintes musculo-squelettiques ou neuro-musculaires des membres inférieurs telles que : le syndrome fémoro-patellaire, la fracture de fatigue, le déconditionnement musculaire, la maladie de Charcot-Marie-Tooth, les neuropathies périphériques idiopathiques, etc...

Plusieurs de ces articles avec un niveau de preuve A (voir **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**) présentent différentes méthodes de biofeedback entraînant des effets modérés à importants sur la rétroaction musculaire, lors du réentraînement à la marche. D'autres articles ont constaté que la rétroaction sur les forces de réaction au sol (paramètres cinétiques) augmenterait les forces de réaction propulsives au sol.

Les plateaux oscillants traditionnels, comme les plateaux de Freeman, recherchent la stabilisation par une co-contraction musculaire. Ce recrutement musculaire est linéaire et se base sur le système proprioceptif kinesthésique. Il ne donne pas d'information concernant la mobilité articulaire et la quantification du système kinesthésique. Cependant, avec un plateau

déséquilibrant électronique avec feedback intégré, le patient peut visualiser sur un écran un tracé représentant ses mouvements et donc essayer d'anticiper ses ajustements posturaux.

Par exemple : La **plate-forme Phyaction Balance®** est une planche à bascule avec un degré de liberté, créant des conditions de déséquilibres spontanés. Reliée à un ordinateur, elle permet l'enregistrement des oscillations et offre un feedback visuel et auditif pendant le mouvement. Le feedback visuel et/ou auditif a pour objectif d'améliorer la relation, entre ce que le patient ressent (système kinesthésique), avec ce qu'il réalise réellement. Le niveau de difficulté s'adapte en fonction des capacités du patient et le logiciel enregistre des évaluations permettant le suivi des performances et de l'évolution du patient.

Selon une revue médicale de 2009 [37], ce plateau est indiqué pour les pathologies suivantes:

- Entorses de cheville, de genou, de syndromes rotuliens
- Entraînement du contrôle et de la coordination du MI
- Apprentissage du transfert de poids
- Déficit postural
- Amélioration du schéma corporel
- Prévention des chutes

Avantages du plateau électronique avec feedback :

Instabilité et difficulté	Contrôlable progressivement
Gestion de l'inclinaison de la planche	Le logiciel permet la gestion de tous les paramètres, et le feedback visuel en temps réel permet de gérer la fréquence de l'instabilité. Il est possible d'effectuer un travail dans un seul plan et le travail peut être reproductible.
Anticipation	Entraîne les centres nerveux à anticiper et à corriger une erreur (Anticipation et rétroaction)
Fonctions entraînées	<ul style="list-style-type: none"> • Proprioceptive • Somatique • Visuelle • Auditive

Tableau 1: Avantages du plateau proprioceptif avec feedback [37]

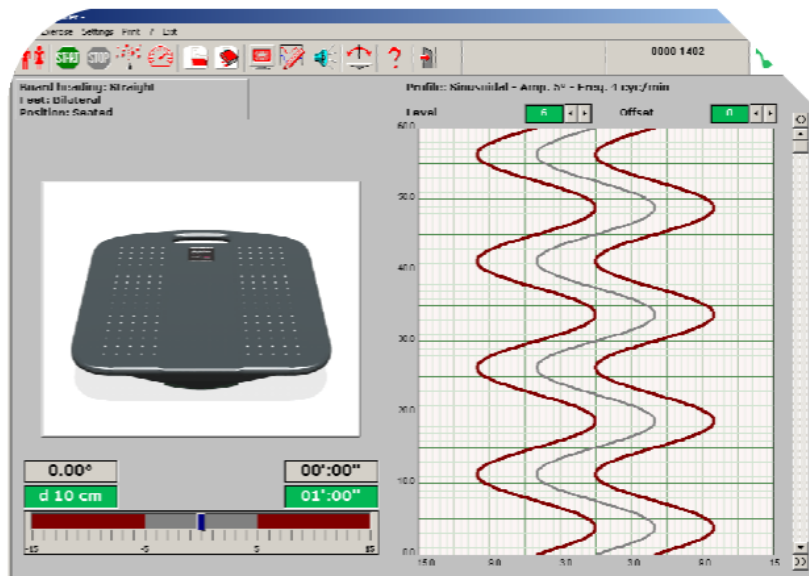


Figure 4 :Illustration de la plate-forme Phyaction Balance [37]

Les programmes de rééducation à la marche exigent souvent une distribution de poids limitée, partielle ou encouragent la répartition du poids total (FWB : Full weight-bearing) sur un membre affecté. L'ambulation avec une distribution de poids plus ou moins élevée est une compétence sensorimotrice que les MK enseignent aux patients en rééducation prothétique.

Les méthodes actuelles d'entraînement de répartition de poids corporel sont principalement subjectives. Les méthodes couramment utilisées sont les suivantes :

- Le patient est debout, le MK place sa main sous le pied du MI impliqué pour estimer la quantité de poids
- Le patient est debout sur deux balances, permettant au patient d'observer et de contrôler la répartition du poids entre les extrémités et de rappeler ce poids pendant la démarche
- Le patient se sert d'un miroir pour créer un rappel visuel, afin de corriger l'asymétrie de la position debout et de la marche sur le membre sain et sur le membre prothétique, avec des instructions verbales du MK

Des études établies chez des sujets sains ont confirmé l'incapacité de l'individu moyen à reproduire la répartition du poids requise. Une balance a été utilisée pour contrôler cette répartition du poids. Immédiatement après l'entraînement, les sujets ont fait 20 pas, mais ils ont dépassé la charge cible (31,75 à 2,27 kg) de 50 % ou plus [38]. Dans une autre étude, des sujets en bonne santé ont été formés pour ajuster leur poids à chacun des 3 niveaux cibles. 25%, 50% et 75% sur un pied. Les erreurs moyennes des résultats obtenus étaient respectivement de 6,5 %, 3,2 % et 17,6 % [39]. Des résultats semblables ont été obtenus dans une autre étude chez des sujets diabétiques avec des pieds neuropathiques. Les erreurs moyennes variaient de 8,5 % à 9,7 % de leur poids corporel total [40][41].

1.6 Pourquoi est-il important de faire cette revue ?

De plus en plus de nouvelles technologies sont aux services de la prise en charge kinésithérapique des patients. Il est intéressant pour notre profession d'étudier leurs bénéfices, au travers de revues de la littérature, afin de faire évoluer la profession et mettre en place des méthodes fondées sur des preuves.

La recherche sur la rétroaction biologique a progressivement augmenté au cours des dernières décennies. Cette revue cherche à mettre en évidence les paramètres méthodologiques, les principaux avantages cliniques et les preuves relatives à l'efficacité des systèmes de biofeedback pour la rééducation de l'équilibre d'un patient amputé d'un MI.

L'objectif pour le patient est de suppléer son déficit sensori-moteur afin de corriger son asymétrie posturale. Cette suppléance lui permettrait :

- D'améliorer les capacités de marche
- De diminuer les troubles orthopédiques causés par les troubles posturaux
- De diminuer les risques de chute

1.7 Objectifs de la revue de littérature

La ré-acquisition de l'équilibre debout avec une prothèse de MI ressemble à l'apprentissage de tout autre nouvelle habileté motrice et, par conséquent, obéit aux lois de la théorie de l'apprentissage. A la suite des paragraphes précédents, plusieurs hypothèses ont été établies.

Le système visuel augmenterait sa contribution à la réduction du balancement postural et à la prévention des chutes. Une intégration de l'apport somato-sensoriel du moignon dans le contrôle multisensoriel de la position entraînerait une diminution de la dépendance visuelle, qui faciliterait la ré-acquisition de l'équilibre debout après l'amputation d'un MI. L'intégration somato-sensorielle dans le contrôle de la posture améliorerait les performances d'équilibre statique et dynamique.

L'intérêt du biofeedback, dans les performances d'équilibres d'un schéma corporel modifié, sera passé en revue au travers de différentes études.

Il s'agira dans cette revue de faire un état des lieux des moyens facilitateurs de réapprentissage des schémas d'équilibre statique et dynamique, afin de limiter les risques de chute chez les patients amputés d'un MI.

2 Méthode

2.1 Critères d'éligibilité des études pour cette revue

Afin de sélectionner des études adéquates pour répondre à la problématique posée, des critères d'éligibilité doivent être établis. Il faut donc choisir quel type d'études sera le plus adapté, quel comparateur sera utilisé, et quels critères d'inclusion, d'exclusion et de jugement paraissent indispensables.

2.1.1 Type d'étude utilisé

Parmi les revues systématiques, il existe plusieurs sortes d'études, classées en revues, selon leur thématique clinique : thérapeutique, diagnostique, pronostique ou étiologique.

Les études réalisant **l'évaluation** de l'efficacité ou de la tolérance d'un traitement, d'une intervention ou d'une stratégie thérapeutique, toutes trois mises en place par rapport à une affection précise, sont des études thérapeutiques ou **études expérimentales**.

Cette revue a pour but l'évaluation d'une technique de rééducation qui suit un protocole, en vue d'améliorer l'équilibre statique et dynamique des patients amputés unilatéraux du MI. C'est pourquoi l'étude thérapeutique est la plus appropriée. En ce qui concerne ce type d'étude, les plus adaptées pour étudier leur validité sont les **essais comparatifs randomisés**. Ce sont donc celles que j'espère trouver parmi les articles proposés dans les bases de données. Le niveau de preuve de ces études, quand elles sont bien menées, va du grade A (preuve scientifique établie) au grade B (présomption scientifique) selon la classification des preuves scientifiques par le système GRADE (voir Tableau 9). Il sera important d'étudier les biais éventuels avant de valider ces grades.

Ce type d'étude a pour but de comparer l'amélioration de l'affection traitée dans un **groupe expérimental** à celle d'un **groupe contrôle**, comparable au groupe traité, qui n'a pas reçu l'intervention à évaluer. Il faudra étudier et contrôler les différents facteurs jouant un rôle dans l'amélioration éventuelle de l'affection étudiée. Pour cela, il sera nécessaire que les 2 groupes (traité/contrôle) ne soient différents que par le traitement reçu, d'où l'intérêt de la randomisation. Cette dernière consiste en une assignation secrète, c'est-à-dire que seul le hasard doit décider de la répartition des patients dans les groupes expérimentaux ou témoins.

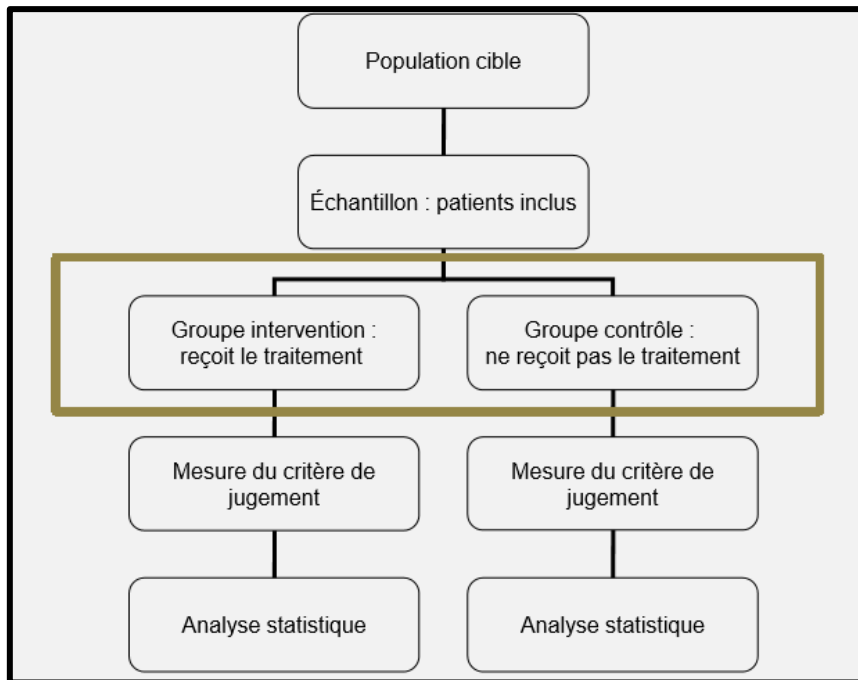


Figure 5 : Comparabilité des groupes dans un essai clinique randomisé [42]

2.1.2 Population/pathologie

Afin de pouvoir évaluer l'efficacité du traitement sur la population étudiée, il faut que celle-ci soit la plus homogène possible. De ce fait, seuls les articles n'incluant que des patients amputés unilatéraux du MI seront étudiés.

Afin d'assurer la comparabilité initiale de deux groupes lors d'un essai clinique, il faudrait procéder à une **randomisation**. Cela augmenterait les chances que le groupe intervention et le groupe contrôle soient, au départ, le moins hétéroclite possible. Afin de faire partie de l'échantillon, les patients doivent respecter différents **critères d'inclusion**, (voir Tableau 3) qui seront donnés lors de la sélection des études.

2.1.3 Intervention

L'intervention consiste en un protocole de deux programmes d'exercices comparés :

- Le groupe contrôle suivra un programme basique d'exercices (marche entre des barres parallèles, renforcement musculaire).
- Le groupe expérimental effectuera en plus du programme basique, des exercices avec des techniques de rétroaction sensorielle (= biofeedback), des exercices de posturologie statique et/ou dynamique avec une stimulation visuelle et/ou auditive.

2.1.4 Objectif de la revue/critères de jugement

L'objectif de cette revue de littérature est d'étudier l'efficacité d'un système de biofeedback, c'est-à-dire de rétroaction sensorielle, sur la stabilité statique et dynamique du patient amputé trans-fémoral ou trans-tibial. Une amélioration de l'équilibre global, avec une diminution des oscillations posturales et de l'asymétrie de répartition du poids du corps, est attendue.

L'analyse de cette efficacité s'appuiera sur des tests pré-intervention et post-intervention, avec des comparaisons entre des groupes contrôles et des groupes expérimentaux. Cette analyse portera sur l'évaluation de l'équilibre dynamique ou statique (Flamingo Balance Test, Functional Reach Test, Limites de stabilités et Performance Reach sur plateforme dynamique) ainsi que sur la symétrie de répartition du poids du corps entre le membre appareillé et le membre sain.

Le critère de jugement principal est donc la stabilité du patient amputé. Il sera mesuré selon différents test d'équilibre et par des plateformes de stabilométrie.

2.2 Méthodologie de recherche des études

2.2.1 PICO

Selon le modèle PICO, la question de recherche est :

- **Patient** : Personnes amputées unilatéralement d'un MI et appareillées
- **Intervention** : Concerne le groupe expérimental : patients amputés unilatéralement d'un MI et se traduit par des programmes d'exercices d'équilibre statique et dynamique avec un feedback auditif et/ou visuel
- **Comparaison** : Groupe témoin : patients amputés unilatéralement d'un MI ayant un programme de rééducation classique, marche entre les barres parallèles avec \pm miroir, transfert de poids avec balance
- **Outcome** : Test clinique d'équilibre, plateforme de posturographie et plateforme dynamique

2.2.2 Sources documentaires et équation de recherche

Pour chercher les articles les plus pertinents possibles, de nombreuses recherches ont été effectuées, peu sélectives au début, afin de peaufiner progressivement l'équation de recherche.

Google scholar a été utilisé en première intention avec une équation de recherche large : « prévention des chutes chez les patients amputés avec plateforme » et 974 résultats sont sortis. Peu de ces résultats étaient des études cliniques : parmi les 10 premières pages étudiées, 15 études cliniques ont été retenues. Ces études n'ont été retenues seulement pour affiner les mots clés et donc la recherche. C'est pourquoi google scholar, a simplement été une aide et non une base de données nécessaire à cette revue. Ce moteur de recherche ne figure pas dans le diagramme de flux. [24] Parmi les résultats de recherche, de nombreuses publications proviennent du journal « **Gait & Posture** ».

Ce journal contient à ce jour 77 volumes de plusieurs centaines de pages chacun. Gait & Posture sert de véhicule pour la publication de recherches sur les aspects de la locomotion et de l'équilibre. Il publie de nombreux articles, que ce soit sur les techniques de mesure de la démarche et de la posture, ou des études sur la posture statique et dynamique des patients amputés des membres inférieurs. Ce journal est une source documentaire intéressante pour cette revue. Plusieurs articles ont été retenus comme références ([6],[17],[43],[44],[45]) pour l'analyse de la posture statique et dynamique dans la population saine et dans la population étudiée.

Différents mots clés ont été comparés (*dynamic balance, amputees, rehabilitation, centre of pressure, gait control, balance control, postural sway, standing posture, sensory feedback, balance platform, postural adjustment...*) à partir des articles les plus pertinents trouvés à l'aide de Google scholar. Les mots clés retenus pour répondre à la question PICO sont :

- **Patient:** "amputees", "lower limb amputation", "prosthetic limb", "artificial limb", "prosthesis"
- **Intervention :** "improve gait", "postural adjustment", "rehabilitation", "balance training"
- **Comparaison:** "conventionnal training ", "conventional approach "
- **Outcome:** "balance platform", "biofeedback", "feedback", "sensory feedback"

L'équation de recherche permettant que les résultats soient cohérents avec la problématique posée est la suivante :

Equation de recherche :

- **amputation OR amputees OR lower amputation OR limb prothesis**
- AND • **balance OR gait OR postural OR sway OR posturography**
- AND • **feedback OR biofeedback OR improve sensory OR adjustment sensory**

Amputation	Gait	Feedback
Amputation [MeSh Terms]	Gait[All Fields]	Biofeedback[Title/Abstract]
OR	OR	OR
Amputees [MeSh Terms]	Postural[All Fields]	Feedback[Title/Abstract]
OR	OR	OR
Limb prosthesis [MeSh Terms]	Sway[All Fields]	Improve sensory[Title/Abstract]
OR	OR	AND
Lower amputation [MeSh Terms]	Balance[All Fields]	OR
	OR	Adjustment sensory
	Posturography [All Fields]	

MeSh: Medical Subject Headings

Tableau 2: Equation de recherche utilisée dans les bases de données

Cette équation de recherche (Tableau 2) a été utilisée pour **PubMed** et **Cochrane**. Les résultats de recherche sont pour ces deux bases des données anglo-saxonnes. C'est pourquoi, [MeSh], [All Fiels] et [Title/Abstract] ont été utilisés. Ce sont des thésaurus, c'est-à-dire des outils de contrôle de vocabulaire dont l'utilisation permet d'améliorer les résultats de recherche.

Le premier moteur de recherche de données utilisé a été PubMed. Lorsque cette même équation de recherche a été reprise pour Cochrane, de nombreux articles éligibles avaient déjà été sélectionnés sur PubMed. Enfin, sur **PEDro**, les résultats de la recherche avaient déjà tous été sélectionnés. Sur PEDro, l'équation de recherche est différente car ce moteur de recherche de données n'utilise pas les opérateurs booléens. Ces mots clés ont été utilisés : « amputee » « biofeedback ».

2.3 Extraction et analyse des données

2.3.1 Sélection des études

Les études ont été sélectionnées tout d'abord par la lecture du titre et des mots clés présentés dans les résultats de recherche. Les articles sont sélectionnés s'ils présentent les mêmes mots clés que ceux qui ont été présentés précédemment. A la suite de cette première sélection, la lecture de l'abstract est réalisée.

Dans l'abstract, la méthode exposée doit répondre à la question de recherche. Seuls les articles présentant des patients amputés unilatéralement du MI réalisant un entraînement à l'équilibre à l'aide d'une méthode de feedback sont sélectionnés. Les articles, dont les résumés ne fournissaient pas suffisamment d'informations pour le processus de sélection, ont été entièrement examinés.

Puis ces articles sélectionnés ont été étudiés selon les critères d'inclusion détaillés ci-dessous (Tableau 3) lors la lecture de l'intégralité des études.

	Critères inclusion	Critères exclusion
<i>Type d'article</i>	Essais cliniques contrôlés Date > 2000 Disponibilité de l'intégralité de l'article	Autre type d'étude que les essais thérapeutiques
<i>Population étudiée</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Patients amputés unilatéralement d'un MI, en transtibial ou en transfémoral • Patients appareillés tenant la position debout • Effectif de l'échantillon de départ supérieur à 30 patients 	Pathologie supplémentaire à l'amputation qui atteindrait la stabilité
<i>Intervention</i>	<p>L'intervention est une comparaison entre un groupe expérimental et un groupe témoin, provenant tous deux de la population étudiée.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Le groupe expérimental suit un entraînement à l'équilibre statique ou dynamique à l'aide d'une méthode de feedback auditif et/ou visuel. • Le groupe témoin doit suivre un entraînement conventionnel d'équilibre, c'est-à-dire rééducation à la marche entre les barres parallèles, correction par un miroir ou une balance 	Les essais cliniques prenant pour groupe contrôle des sujets sains ou d'autres sujets qui ne proviennent pas de la population étudiée.

Tableau 3 : Critères d'inclusion et d'exclusion

De nombreuses études prennent comme témoins des personnes non-amputées, donc elles ne respectent pas les critères d'inclusion de l'échantillon de la population à étudier dans cette revue. Les essais cliniques comportant un nombre suffisant de patients inclus dans l'étude sont rares. En effet, il est difficile de trouver suffisamment de patients amputés unilatéralement respectant les critères d'inclusion nécessaires à l'étude.

Seuls 4 articles répondant à la question clinique respectent les critères d'inclusion, parmi les 244 articles trouvés sur les bases de données par l'équation de recherche.

2.3.2 Extraction des données

Les différentes données des articles inclus dans la revue de la littérature seront présentées sous la forme d'un tableau synthétisant les caractéristiques de l'étude, des patients inclus, de l'intervention et des outils de mesure : voir Tableau 6: Principales caractéristiques des études incluses

2.3.3 Evaluation de la qualité méthodologique des études sélectionnées

Pour tous les articles, l'échelle utilisée pour vérifier la qualité méthodologique est l'échelle PEDro. Elle évalue la qualité par une note sur 10 qui comprend plusieurs critères détaillés dans l'Annexe 1. L'échelle PEDro ne permet pas d'évaluer la pertinence clinique, c'est au lecteur d'analyser le bon déroulement de l'étude.

Le premier critère influence la validité externe, mais non la validité interne ni la validité statistique de l'essai. Il a été retenu dans l'échelle PEDro mais n'est pas utilisé pour calculer le score PEDro.

Critères Pedro		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Notes
Articles	F. Erhbahçeci et al. 2001 [46]	X	X		X	X	X	X	X	X	X	X	9/10
	A. Gupta et al. 2006 [47]	X				X			X	X	X	X	4/10
	D. Sethy et al. 2009 [48]	X	X		X			X	X	X	X	X	7/10
	E. Isakov et al. 2007 [49]		X						X		X	X	4/10

X : Validation du critère

Tableau 4: Critères PEDroritères PEDro

2.3.4 Méthode de synthèse des résultats

Les résultats des études seront tout d'abord présentés indépendamment. Chacune des études sélectionnées sera analysée sur sa qualité méthodologique interne grâce à l'échelle de PEDro.

Les résultats de chacune d'entre elles seront exposés selon leur taille d'effet et selon la valeur-p. Cette valeur-p est la probabilité pour un modèle statistique donné d'obtenir la même valeur pour deux groupes (l'hypothèse nulle) ou d'obtenir une valeur différente (hypothèse alternative). L'hypothèse nulle (si $p > 0,05$) dans cette revue est de ne trouver aucune différence entre le groupe expérimental et le groupe contrôle. L'hypothèse alternative serait de trouver une différence en faveur du groupe expérimental ($p < 0,05$).

Il sera donc intéressant de chercher si les résultats sont statistiquement significatifs puis de connaître la taille d'effet des résultats selon un intervalle de confiance. A la suite de cette présentation de résultats intra-étude, un tableau récapitulatif des critères importants des 4 études sera présenté (Tableau 7: Récapitulatif des résultats des différentes études) afin de comparer leur méthode et les différents résultats. Les biais seront détaillés dans le paragraphe « Risques de biais des études incluses » (3.2).

3 Résultats

3.1 Description des études

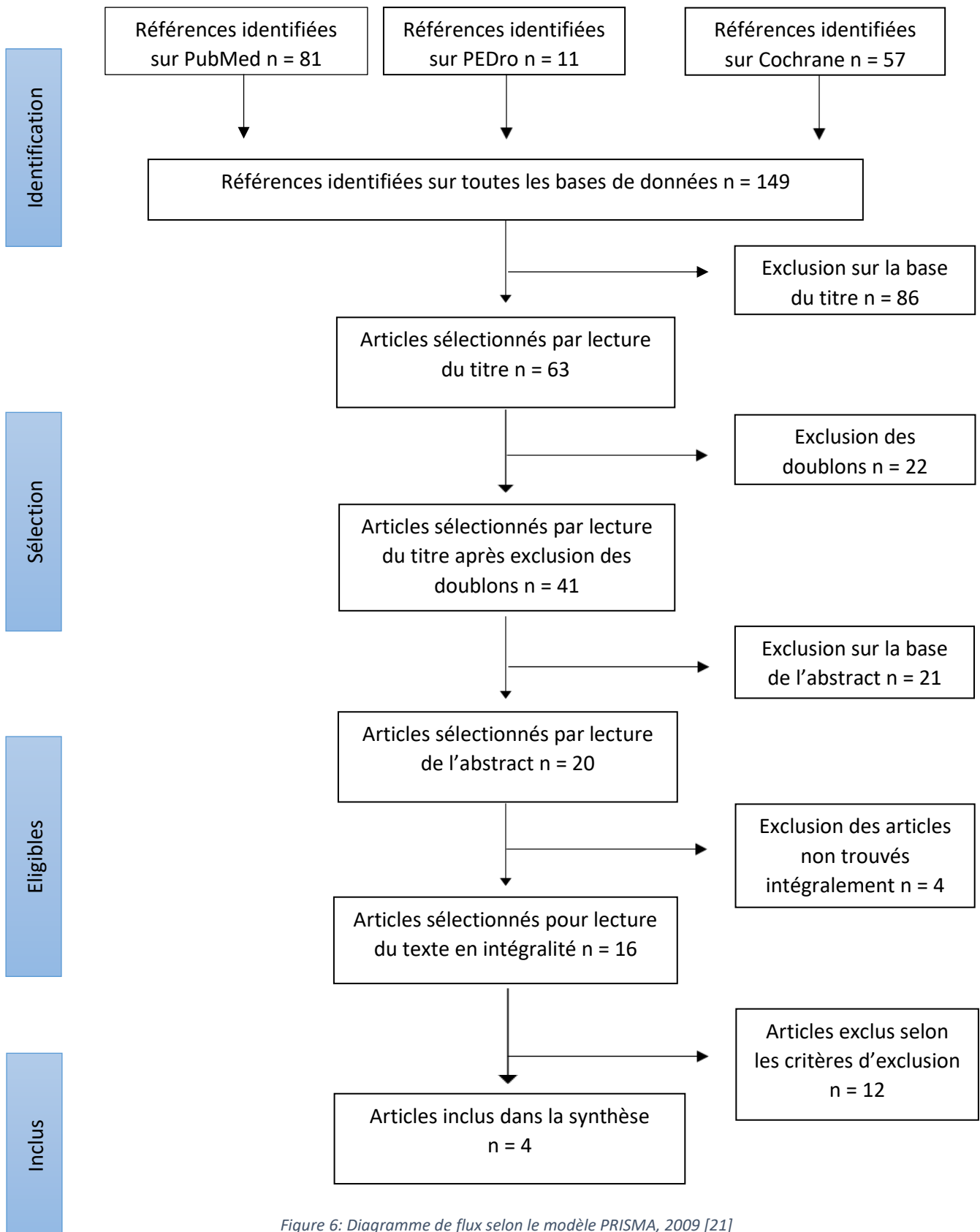


Figure 6: Diagramme de flux selon le modèle PRISMA, 2009 [21]

Un tableau synthétisant les articles exclus après leur lecture intégrale, avec leur raison d'exclusion est inséré ci-après (Tableau 5). Puis les études retenues, décrites précédemment dans « Extraction des données » seront traitées analytiquement. Les critères du modèle PICO seront mentionnés pour chacune des études, ainsi que les biais qu'elles comportent selon l'échelle PEDro. Leurs résultats intra-études seront analysés.

A la suite de ces analyses étude par étude, une mise en commun de ces résultats sera effectuée, afin de les comparer pour en tirer les principaux biais et les effets des interventions des différentes études sur le critère de jugement principal.

3.1.1 Etudes exclues

Etudes	Raison(s) d'exclusion
Schafer, Perry, Vanicek, 2018 G&P	Compare un programme personnalisé d'équilibre par rapport à un groupe témoin qui ne suit pas de programme
Mayer, Tihanyi, Bretz, Csende, Bretz, Horváth, 2011[50]	Etudie les adaptations posturales avec stabilométrie entre des patients amputés récemment, avec des patients utilisant leur prothèse de façon qualifiée
Z. Matjacic 2003	Etude pilote
Sjödahl, 2014	Echantillon trop petit : 9 patients inclus
Barnett, 2013 G&P	Etude longitudinale
Vrieling, 2008 G&P [51]	Groupe contrôle : sujets sains
Vrieling, 2008 G&P [17]	Etude de cohorte
Vrieling, 2008 G&P	Etude de cohorte
Howard, 2017	Groupe contrôle : sujet sains
Esposito, 2017 [25]	Groupe contrôle : sujets sains
Brandt, 2019 [26]	Etude préliminaire
Rusaw, 2010	Etude longitudinale

Tableau 5: Etudes exclues à la suite de leur lecture intégrale

3.1.2 Description des résultats intra-étude

Voir Tableau 6: Principales caractéristiques des études incluses à la page suivante.

Auteur/année/ Journal	Type d'étude	Patients				Intervention	Outil de mesure
		Nb (GpE/C)	Âge	Critères d'inclusion	Critères d'exclusion		
Fatih ERBAHÇEÇI, Kezban YIGITER, Gül SENER, Kiliçhan BAYAR, Özlem ÜLGER 2001 [46] <i>Journal of arthroplasty & arthroscopic surgery</i>	Essai clinique contrôlé randomisé	40 (20/20)	Entre 20 et 45 ans Âge moyen : 40 ans	- Patients amputés trans-tibial traumatiques appareillés - Prothèse PTB et PTS* - Amplitude articulaire physiologique des membres inférieurs - Force musculaire du tronc et des membres inférieurs côté au moins à 4/5 sur l'échelle du TMI - Capacités d'apprentissage et motivation - Pas de complications du moignon	- Complications du moignon - Complications respiratoires - Maladie systémique qui compliquerait l'évaluation et l'entraînement à l'équilibre - Atteinte physiologique au niveau des membres inférieurs autre que l'amputation	Gp E : programme d'exercices avec planche d'équilibre, avec un retour audio-visuel + programme du Gp C Gp C : renforcement musculaire, exercices de posture, activités barres parallèles, 2 fois par jour (1 heure le matin, une heure l'après-midi), pendant 3 semaines	Echelle d'équilibre unipodal yeux ouverts/fermés : « Flamingo Balance Test » réalisée avant et après l'intervention. Ce test calcule le temps requis pour établir une position équilibrée sur une jambe en quelques secondes.
Dr. Ajay Gupta, Dr. Rajendra Sharma 2006[47] <i>International Journal of Pharmaceutical and Medicinal Research</i>	Essai clinique contrôlé	30 (15/15)	Âge moyen : Echantillon de départ : 40 ans Gp E : 37 Gp C : 42	- Patients amputés trans-tibial appareillés - Patients ayant une prothèse PTB avec un pied SACH - Gp C : amputés depuis plus d'un an et se servent de leur prothèse depuis plus de trois mois - Gp E : amputés récemment : trois mois à un an	- Complication du moignon - Patients âgés de plus de 60 ans - Patients présentant des comorbidités qui pourraient affecter l'équilibre et la stabilité	Gp E : entraînement à la mise en charge pour une répartition équilibrée du poids par posturographie dynamique, avec plateforme de force et biofeedback visuel + programme Gp C Gp C : marche barres parallèles, miroir 5 Jours/semaine pendant 5 semaines	Posturographie dynamique, mesure : Le TBW (Total Body Weight) LOS (Limites Of stabilities) en pourcentage
Damayanti Sethy, Eva Snehlata Kujur, Kaushik Sau 2009 [48] <i>The Indian Journal of Occupational Therapy</i>	Essai Clinique contrôlé randomisé	30 (15/15)	Compris entre 18 et 55 ans	- Patients amputés trans-fémoral et trans-tibial - Amputation au minimum 2 mois avant phase d'entraînement prothétique précoce - Capacité à tenir debout avec la prothèse, sans aide de marche pendant au moins 30 minutes	- Déficience auditive et visuelle - Problème médical qui pourrait affecter les performances motrices et d'équilibre - Déficit sensitif du MI inférieur sain - Douleur du tronc, prothèse non adaptée	Gp E : Exercices de déséquilibre par plateforme dynamique (« Phyaction Balance) avec feedback audio-visuel Gp C : marche barres parallèles, miroir 30min/jour, 5/semaine Pendant 4 semaines	FRT Performances équilibre A-P, M-L enregistrés par la plateforme
E. Isakov 2007 [49] <i>Europa medico-physica</i>	Essai clinique randomisé	42 (24/18)	Âges moyens : Gp E : 62 Gp C : 66			Gp E : Smart Step avec feedback audio-visuel + entraînement Gp C Gp C : correction asymétrie de poids avec balance, marche barres parallèles 2 semaines	« Walking Test (kg) » : répartition du poids du corps relevée par le SmartStep lors de la marche

* Prothèses PTB et PTS : voir Annexe 2: Prothèse PTB et PTS

Tableau 6: Principales caractéristiques des études incluses

Dans les résultats intra-étude présentés dans les prochaines sous-parties (3.1.2.1, 3.1.2.2, 3.1.2.3, 3.1.2.4), seront détaillés individuellement :

- Les critères des études selon le modèle PICO
- L'évaluation de la qualité de l'étude selon l'échelle de PEDro
- Des détails concernant les différentes interventions et outils de mesure, jugés pertinents pour l'analyse des résultats
- Les résultats numériques post-intervention des groupes expérimentaux et des groupes contrôles trouvés dans les études

Les résultats numériques seront présentés sous forme de tableaux. Pour la rédaction de cette revue, une comparaison inter-groupes post-intervention a été calculée pour chaque étude, sous la forme d'une différence numérique insérée dans les tableaux respectifs. Ces différences ont été réalisées à partir des résultats relevés après les interventions et décrits dans les études, entre les groupes expérimentaux et les groupes contrôles (valeur du groupe contrôle soustraite à celle du groupe expérimentale).

Cette différence inter-groupes est utilisée afin d'évaluer objectivement l'efficacité du traitement. Elle est donc utilisée dans les études suivantes pour évaluer l'effet d'un entraînement avec biofeedback, par rapport à un entraînement à l'équilibre sans système de biofeedback.

Cette taille d'effet est calculée avec un intervalle de confiance, afin d'intégrer les fluctuations d'échantillonnage à la valeur, c'est-à-dire les variations aléatoires des échantillons de patients amputés dans ces études. Cet intervalle de confiance (IC) est fixé à 95%, soit « IC 95% ». Il délimite les valeurs extrêmes attendues dans 95 cas sur cent, si l'on répète la même expérience.

La valeur p est également utilisée pour chaque étude, afin de déterminer la probabilité de faire une erreur en rejetant une hypothèse nulle. Dans cette revue l'hypothèse nulle serait qu'il n'y ait pas de différence entre le groupe expérimental (Gp E) et le groupe contrôle (Gp C). Le niveau de significativité est fixé à 0,05. Si la valeur p est inférieur à 0,05, l'hypothèse nulle est rejetée.

3.1.2.1 Etude d'Erhbahçeci 2001 [46]

Les critères de l'étude selon le modèle PICO sont :

- **Population :**
 - 40 patients amputés traumatiques Trans-Tibial (TT) appareillés
 - Âges compris en 20 et 45 ans, âge moyen : $40,2 \pm 3,61$ ans ($39,05 \pm 0,95$ ans dans le groupe contrôle et $41,35 \pm 1,45$ ans dans le groupe expérimental)
- **Intervention et comparateur :**
 - Groupe expérimental (Gp E : 20 patients), plateforme dynamique « Phyaction Balance » avec feedback audio-visuel + programme groupe contrôle
 - Groupe contrôle (Gp C : 20 patients) : marche barres parallèles
 - 3 semaines d'entraînement
- **Outcome :** Flamingo Balance Test

Evaluation de la qualité de l'étude selon l'échelle de PEDro :

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Note
X	X		X	X	X	X	X	X	X	X	9/10

L'assignation secrète n'a pas été réalisée (item 3). Il n'est pas précisé dans l'étude que le M-K chargé d'inclure les patients aurait suivi une méthode d'assignation secrète. L'absence de la validation de cet item témoigne d'un biais de sélection.

Résultats

Le « Flamingo Balance Test » calcule le temps (en secondes) maximum tenu en position debout unipodale, sur le pied prothétique et sur le pied sain, yeux ouverts (yx O), yeux fermés (yx F).

	Gp C		Gp E		p	Différence inter-groupes IC95%
	X	S	X	S		
Pied droit (yx O)	26,85	18,07	46,40	13,92	<0,05	19,55 IC [9,22 ;29,88]
Pied gauche (yx O)	14,80	17,57	36,65	16,56	<0,05	21,85 IC [10,92 ;32,78]
Pied droit (yx F)	10,20	10,20	38,25	19,11	<0,05	28,05 IC [18,24 ;37,86]
Pied gauche (yx F)	8,40	12,21	21,45	12,73	<0,05	13,05 IC [5,07 ;21,03]

X : Moyenne, S : Ecart-Type, IC95 : Intervalle de Confiance à 95%

Il est cité dans l'étude que les résultats du Balance Test post-intervention montrent des différences statistiquement importantes en faveur du groupe expérimental, $p < 0,05$.

Les tailles d'effet calculées sont : 19,55 secondes ; 21,85 secondes, 28,05 secondes et 13,05 secondes. Elles sont positives. De plus, les intervalles de confiance à 95%, représentés entre crochet, sont calculés pour ces différences de moyennes. Elles ne contiennent pas la valeur zéro, donc les **différences observées sont significativement différentes**. En d'autres termes la valeur p est inférieure à 0,05, donc l'hypothèse nulle (pas de différence entre les deux groupes) est rejetée.

Les différences inter-groupes après l'intervention sont significativement positives, en faveur du groupe expérimental.

3.1.2.2 Etude de Gupta 2006 [47]

Les critères de l'étude selon le modèle PICO sont :

- **Population :**
 - 30 patients amputés Trans-Tibial (TT) appareillés
 - Moyennes d'âge : groupe contrôle 42 ans, groupe expérimental 37 ans
- **Intervention et comparateur :**
 - Groupe expérimental (15 patients), plateforme de posturographie dynamique avec feedback visuel + programme groupe contrôle
 - Groupe contrôle (15 patients) : marche barres parallèles + miroir
 - 5 semaines d'entraînement
- **Outcome :**
 - Les résultats sont analysés après les cinq semaines d'entraînement (conventionnel et biofeedback) par un appareil de posturographie dynamique. Il analyse :
 - Le pourcentage de répartition du poids du corps de chaque membre (TBW : Total Body Weight) des patients du groupe contrôle et du groupe expérimental
 - Les capacités de déplacement du centre de gravité par le test des limites de stabilité ou LOS

Evaluation de la qualité de l'étude selon l'échelle de PEDro :

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Note
X							X	X	X	X	4/10

- La répartition aléatoire ou randomisation n'a pas été effectuée (item 2). La population étudiée respecte les critères d'inclusion de la revue, mais elle n'a pas été répartie aléatoirement dans les deux groupes.
- L'assignation secrète (item 3) n'a pas été réalisée.
- L'item 4 « similarité des groupes au début de l'étude » n'est pas validé. Un critère d'inclusion est différent pour le groupe contrôle et pour le groupe expérimental. Pour le groupe expérimental, seul les patients récemment amputés (3 mois à 1 an) et utilisant leur prothèse pour la première fois sont inclus. Dans le groupe contrôle, seul 10 patients respectent ce critère ; 5 autres utilisent leur membre prothétique depuis plus de 6 mois.

Les trois items de l'échelle de PEDro concernant les biais de sélection ne sont pas validés. Cela témoignerait d'un biais de sélection important.

- Aucun des items concernant le biais d'évaluation n'est validé (item 5, 6 et 7). En effet, ni les sujets, ni les thérapeutes, ni les examinateurs ne sont « en aveugle ».

Résultats :

Cette étude compare la distribution de poids debout entre deux groupes, après deux programmes d'équilibre différents. A la fin des cinq semaines d'entraînement, les 30 patients ont été évalués sur la symétrie de leur distribution du poids du corps et sur leur stabilité.

Le TBW (Total Body Weight) est le pourcentage du poids total pour chaque membre. Les moyennes de 3 évaluations par patient ont été retenues. Une comparaison a été faite entre les résultats des TBW du groupe contrôle et les TBW du groupe expérimental. Il a été relevé à l'aide de l'appareil de posturographie dynamique, à la fin des cinq semaines d'entraînement (entraînement conventionnel ou entraînement avec biofeedback en plus de l'entraînement conventionnel) :

	Gp C		Gp E		Différence inter- groupes IC 95%
	X	S	X	S	
Membre amputé	35,5%	6,07%	43,1%	3,72%	7,6% IC [3,83 ;11,37]
Membre sain	64,5%	6,07%	56,9%	3,72%	

X : Moyenne, S : Ecart-Type, IC95 : Intervalle de Confiance à 95%

Selon les auteurs de l'étude, la valeur **p est inférieure à 0,05**. L'hypothèse nulle est rejetée, donc il existe une **différence significative** entre les deux groupes. Cette différence de répartition du poids du corps après l'intervention, entre le groupe expérimental et le groupe contrôle, est de 7,6%. L'intervalle de confiance à 95% ne comprend pas la valeur 0. La taille d'effet serait comprise entre 3,83% et 11,37% (à 95% de chance) pour un autre échantillon respectant les critères d'inclusion de l'étude.

La taille d'effet (la différence inter-groupe) témoigne d'une amélioration de la symétrie de poids entre les deux membres, en faveur du groupe expérimental.

Les limites de stabilité représentent en pourcentage la proportion de l'espace balayé volontairement par le centre de gravité du patient, sans modifier ses appuis. Ce test : « LOS » (Limites Of Stabilities) évalue la capacité du patient à déplacer son centre de gravité vers différentes directions, dans les limites de stabilité théoriques. La localisation du centre de gravité du patient est représentée sur l'écran par un curseur permettant un rétrocontrôle visuel. Le patient est debout et déplace son centre de gravité vers des cibles périphériques, représentées sur l'écran. Les cibles périphériques sont positionnées afin de couvrir 100 % de limites de stabilité.

Les oscillations de centre de gravité, qui représentent l'instabilité posturale, ont été mesurées par le test LOS à la fin des cinq semaines, pour étudier une éventuelle différence d'oscillations statiques entre le groupe expérimental et le groupe témoin.

Le balancement postural moyen est calculé par le pourcentage des limites de stabilité (% LOS), transcrites par la personne debout pendant une période d'essai de vingt secondes. Ce pourcentage représente la proportion de l'espace balayé volontairement par le centre de gravité du patient sans modifier ses appuis.

	Gp C		Gp E		Différence inter-groupes IC 95%
	X	S	X	S	
% LOS	25,3%	4,75%	21,6	05,95%	3,7% IC [1,2% ;9,35%]

X : Moyenne, S : Ecart-Type, IC95 : Intervalle de Confiance à 95%

La taille d'effet calculée est faible, elle est de 3,7% et selon l'intervalle de confiance, la valeur vraie à 95% de chances de se trouver entre 1,2 et 9,35%. Si l'intervalle de confiance comprend la valeur 0 (correspondant à l'absence d'effet), cela signifie que les deux interventions sont équivalentes par rapport à ce résultat. Cet intervalle de confiance possède une borne inférieure proche de 0. La différence inter-groupes est positive en faveur du groupe expérimental même si elle semble faible.

Selon les auteurs de l'étude, la **valeur p du test est supérieure à 0,05**, l'hypothèse nulle ne peut être rejetée. La **différence observée n'est donc pas statistiquement significative**. On ne peut pas conclure avec certitude à une différence significative entre les deux groupes, par rapport à la capacité à déplacer son centre de gravité volontairement dans un espace, sans modifier ses appuis.

Dans l'étude, il a été constaté que la répartition de poids sur chaque membre est plus symétrique après un entraînement avec biofeedback visuel qu'après un entraînement conventionnel, et la différence était significative. Le balancement statique observé dans les deux groupes n'est pas significativement différent.

3.1.2.3 Etude de Sethy 2009 [48]

Les critères de l'étude selon le modèle PICO sont :

- **Population :**
 - 30 patients amputés Trans-Fémoral (TF) et Trans-Tibial (TT) appareillés
 - Entre 18 et 55 ans
- **Intervention et comparateur :**
 - Groupe expérimental (15 patients), plateforme dynamique avec feedback audio-visuel + programme groupe contrôle
 - Groupe contrôle (15 patients) : marche entre les barres parallèles avec miroir
 - 4 semaines d'entraînement
- **Outcome :**
 - Functional Reach Test (FRT)
 - Performances d'équilibre enregistrées par la plateforme : stabilité antéro-postérieure, stabilité médio-latérale

Evaluation de la qualité de l'étude selon l'échelle de PEDro :

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Note
X	X		X		X		X	X	X	X	7/10

- L'assignation secrète n'a pas été réalisée (item 3).
- Les sujets et les évaluateurs ne sont pas en aveugle, (item 5 et 7). Cependant, le physiothérapeute responsable d'effectuer les différents tests pré et post intervention, ignore le groupe auquel ont été assignés les sujets. L'item 6 est donc validé, l'intervenant étant en aveugle.

L'échelle PEDro témoigne d'un biais de sélection et de deux biais d'évaluation.

Résultats :

Les patients réalisent des exercices avec une plateforme dynamique (« Phyaction Balance »), qui crée des conditions de déséquilibres spontanés à l'aide d'un plateau à bascule. Un logiciel enregistre les oscillations pendant le mouvement et offre un **feedback visuel et auditif** avec un écran. L'amplitude et la fréquence des mouvements ont été fixées à 3 degrés et 3 cycles/min respectivement.

Le programme est défini à partir de l'exercice de niveau un et augmente de niveau lorsque le précédent est réalisé sans erreur. Les niveaux augmentent alors selon l'amélioration des capacités du patient. Le programme est composé de 15 minutes d'exercices de contrôle de l'équilibre médio-latéral, une minute de repos puis 15 minutes de contrôle de l'équilibre antéro-postérieur. Chaque série de 15 minutes a été divisée en 5 séries d'exercices de 3 minutes chacune.

Les performances d'équilibre ont été évaluées par l'échelle « **Functional Reach Test** » (FRT) présentée dans les annexes (voir **Annexe 5**), et par une plateforme dynamique, avant et après l'étude.

Le FRT est un test qui mesure la capacité à gérer le déséquilibre provoqué par une inclinaison antérieure du tronc, soit la différence en centimètres entre la longueur de bras avec les bras à 90° de flexion, et la portée avant maximale. Le patient est debout, les pieds à écartement du bassin et doit réaliser une flexion de hanche sans modifier ses appuis au sol, avec son bras dominant à 90° de flexion, coude et poignet en rectitude. La distance mesurée en centimètres est la longueur entre le troisième métacarpien du bras tendu dans une portée maximale vers l'avant et l'étalon à hauteur d'épaule dans la position de départ. Ce test donne comme résultats en post-intervention :

	Gp C		Gp E		Différence inter-groupe IC 95%
	X	S	X	S	
Functional Reach Test (cm)	4,38	2,60	9,67	3,17	5,29 IC [3,12 ; 7,46]

X : Moyenne, S : Ecart-Type, IC95 : Intervalle de Confiance à 95

Selon l'étude, le résultat de ce test a montré qu'il y a une amélioration significative de la portée fonctionnelle dans le groupe expérimental : $p=0,002 < 0,05$. Aucune amélioration significative de ces mesures de résultats n'a été observée dans le groupe témoin : $p=0,07 > 0,05$.

La taille d'effet calculée est de 5,92 centimètres, avec 95% de chance de trouver la valeur vraie entre 3,12 et 7,46 centimètres. Elle est positive, avec une **différence en faveur du groupe expérimental**.

Pour les mesures des **performances d'équilibre** sur la plateforme dynamique, les patients doivent maintenir leur stabilité pendant que la planche oscille dans des plans médio-latéral (M-L) et antéro-postérieur (A-P). La plateforme enregistre l'aire des oscillations corporelles en millimètres (mm) qui traduisent l'instabilité des patients.

Les moyennes de ces aires sont calculées à la fin de l'intervention pour chacun des patients du groupe contrôle et du groupe expérimental.

Les résultats post-intervention sont comparés dans le tableau suivant :

	Gp C		Gp E		Différence inter-groupe IC 95%
	X	S	X	S	
Equilibre M-L	52,38	13,82	28,62	12,39	-23,76 IC [-13,94 ; -33,58]
Equilibre A-P	55,38	8,73	33,26	6,22	-22,12 IC [-16,45 ; -27,79]

X : Moyenne, S : Ecart-Type, IC95 : Intervalle de Confiance à 95%

Selon les auteurs de l'étude, ce test post-intervention témoigne d'une **différence significative** entre les deux groupes avec la **valeur p inférieure à 0,05**. L'hypothèse nulle selon laquelle il n'existe pas de différence entre les deux groupes est rejetée.

Les valeurs quantifient l'aire des oscillations. Plus celles-ci sont élevées, plus le déséquilibre est grand. Les tailles d'effet sont négatives : - 23,76 mm (équilibre médio-latéral) et - 22,12 mm (équilibre antéro-latéral).

Les intervalles de confiance à 95% sont également négatifs, avec une fourchette minimum éloignée de 0 (0 étant la valeur témoignant d'une absence d'effet).

La valeur vraie de la différence inter-groupes pour l'équilibre médio-latéral a 95% de chances d'être comprise entre -13,94 mm et -33,58 mm. La valeur vraie de la différence inter-groupes pour l'équilibre antéro-postérieur possède 95% de chances d'être comprise entre -16,45 mm et -27,7 mm.

Ces différences inter-groupes négatives témoignent d'une diminution des déséquilibres dans les plans médio-latéral et antéro-postérieur en faveur du groupe expérimental.

3.1.2.4 Etude d'Isakov 2007 [49]

Les critères de l'étude selon le modèle PICO sont :

- **Population :**
 - 42 patients amputés Trans-Fémoral (TF) et Trans-Tibial (TT) appareillés
 - Âges moyens : groupe expérimental, 62 ans et groupe contrôle, 66 ans
- **Intervention et comparateur :**
 - Groupe expérimental (Gp E : 24 patients), marche avec une semelle SmartStep avec feedback audio-visuel + programme groupe contrôle
 - Groupe contrôle (Gp C : 18 patients) : marche entre les barres parallèles avec miroir, exercices de contrôle du poids du corps avec balance
 - 2 semaines d'entraînement
- **Outcome :**
 - Walking test (Kg) : calcul de la différence de répartition du poids du corps sur le membre amputé lors de la marche entre la première et la quatrième séance. La moyenne des différences des sujets du groupe expérimental est comparée avec celle des différences des sujets du groupe témoin.

Evaluation de la qualité de l'étude selon l'échelle de PEDro :

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Note
	X						X		X	X	4/10

- Le premier item concernant les critères d'éligibilité n'est pas validé. L'article décrit la source de recrutement des sujets (programme de réadaptation d'un hôpital) ainsi que les conditions cliniques des patients (âge, poids, sexe et niveau d'amputation sont décrit) mais les critères d'éligibilité n'ont pas été cités.
- Deux biais de sélections sont supposés : l'item 3 et 4, assignation secrète et similarité des groupes au début de l'étude, ne sont pas validés.
- Ni les sujets, ni le physiothérapeute, ni les examinateurs ne sont en aveugle, ce sont des biais d'évaluation (item 5, 6 et 7).
- L'article ne mentionne pas explicitement que tous les sujets ont effectué l'intervention (expérimentale et contrôle) et il n'est pas mentionné que les analyses des données ont été conduites « en intention de traiter ». L'item 9 n'est donc pas validé, ce qui témoignerait d'un biais d'attrition.

Résultats :

Le SmartStep (illustré dans l'**Annexe 2**) est une méthode de **biofeedback auditif et visuel**. L'appareil se constitue d'une semelle qui se positionne dans la chaussure du pied prothétique.

Cet appareil a pour but l'évaluation de la répartition du poids du corps sur le membre amputé lors de la démarche, dans le but d'améliorer celle-ci, grâce à un dispositif de biofeedback auditif. Un signal audio est généré chaque fois que le patient atteint une valeur pré-calibrée en

marchant. La capacité de ce SmartStep à répéter les mêmes résultats dans différentes séquences de marche et la précision de la mesure du poids du corps ont été préalablement établies.

Une séance se compose tout d'abord d'une marche sur quelques mètres avec la semelle dans la chaussure du pied prothétique, pour une première évaluation. Puis la proportion de poids appliquée sur le membre amputé est observée sur un écran afin de se corriger.

L'unité témoin a été pré-calibrée pour envoyer un signal audio (**biofeedback auditif**) chaque fois que le patient l'atteint. Après correction à l'aide de l'écran (**biofeedback visuel**), le patient marche 10 mètres à l'aide du signal sonore. Celui-ci est activé lorsque le patient atteint un nouveau palier signifiant un poids plus élevé sur le membre prothétique. La distribution du poids est à nouveau enregistrée à la fin de la séance.

Le test de marche avec SmartSetp calcule la répartition moyenne du poids sur le membre appareillé lors de la marche, obtenue dans le groupe expérimental et dans le groupe témoin. Les résultats obtenus dans la première séance ont été comparés aux résultats obtenus dans la quatrième séance au cours de la période de deux semaines.

La moyenne des différences de poids du corps sur le membre amputé, entre la première et la quatrième intervention, est comparée entre les sujets du groupe expérimental et ceux du groupe témoin :

	X	S	Différence inter-groupes IC 95	p
Gp C (n = 24)	7,9	5,28	7,2 IC [5,7 ; 8,8]	0,0003
Gp E (n = 18)	0,7	2,41		

n : nombre de patients, X : Moyenne, S : Ecart-Type, IC95 : Intervalle de Confiance à 95%

Dans cette étude, l'efficacité du SmartStep pour améliorer le port de poids corporel a été évaluée chez un groupe de patients hospitalisés admis pour la rééducation. Cet appareil émet un signal audio chaque fois qu'une valeur de poids corporel est atteinte.

Les résultats témoignent d'une augmentation de 7,9 kg de leur poids corporel sur le membre prothétique pour les patients du groupe expérimental qui ont utilisé le SmartStep, tandis que l'augmentation moyenne dans le groupe témoin était seulement de 0,7 kg. **La taille d'effet est importante : 7,2 kg, avec un intervalle de confiance à 95% entre 5,7 kg et 8,8 kg.**

Selon les auteurs de l'étude, ces **différences se sont avérées statistiquement significatives** ($P=0,00031 < 0,05$).

La différence inter-groupes témoigne d'une augmentation de poids corporel sur le membre prothétique dans le groupe expérimental, par rapport au groupe contrôle.

3.1.3 Description des résultats inter-études

Les différentes études présentent un critère de jugement en commun : l'amélioration de la stabilité posturale du patient amputé du MI appareillé.

Des échantillons de cette population de patients ont été sélectionnés suivant différents critères d'inclusion et d'exclusion et divisés en Groupe Expérimental (Gp E) et en Groupe Contrôle (Gp C). Le critère de jugement est commun mais les études appliquent différentes méthodes d'interventions et d'évaluations. Le tableau ci-dessous (Tableau 7), récapitule les caractéristiques principales des différentes interventions et les outils de mesure de leurs résultats (outcome), les différences statistiquement observées entre le groupe expérimental et le groupe témoin après l'intervention (valeur p), ainsi que les différentes tailles d'effet selon un intervalle de confiance à 95%.

Etudes	Patients	Intervention	Outcome	p	Taille d'effet IC 95%
F. Erba- hçeci et at. (2001) [46]	40 TT Randomisés Gp E : 20 Gp C : 20	Gp E : Exercices de déstabilisations sur une plateforme dynamique avec feedback audio-visuel Gp C : marche entre barres parallèles 2 fois par jour pendant 3 semaines	Flamingo balance test, test équilibre unipodal (seconde), Pied droit/gauche, yeux ouverts/fermés	<0,05	<ul style="list-style-type: none"> • 19,55sec IC [9,22 ;29,88] • 21,85sec IC [10,92 ;32,78] • 28,05sec IC [18,24 ;37,86] • 13,05sec IC [5,07 ;21,03]
A. Gupta et at. (2006) [47]	30 TT Gp E : 15 Gp C : 15	Gp E : Exercices d'équilibre de la répartition du poids du corps sur une plateforme avec feedback visuel Gp C : marche entre barres parallèles avec miroir 5 jours par semaine pendant 5 semaines	TBW (% de la répartition du poids corporel) LOS (% de l'espace balayé volontairement par le centre de gravité)	<0,05 >0,05	<ul style="list-style-type: none"> • 7,6% IC [3,83 ;11,37] • 3,7% IC [1,2% ;9,35%]
D. Sethv et at. (2009) [48]	30 TT et TF Randomisés Gp E : 15 Gp C : 15	Gp E : Exercices de déstabilisations sur une plateforme dynamique avec feedback audio-visuel Gp C : marche entre barres parallèles avec miroir 5 jours par semaine pendant 4 semaines	FRT (cm) Performances équilibre A-P et M-L enregistrées par la plateforme (mm)	<0,05 <0,05	<ul style="list-style-type: none"> • 5,29cm IC [3,12 ; 7,46] • 23,76mm IC [13,94 ; 33,58] • 22,12mm IC [16,45 ; 27,79]
E. Isakov et at. (2007) [49]	42 TT et TF Randomisés Gp E24 Gp C : 15	Gp E : Marche avec semelle SmartStep pour équilibrer la répartition du poids du corps avec feedback audio-visuel Gp C : exercices de répartition du poids avec balance 1 fois par jour pendant 2 semaines	Walking test avec SmartStep (Kg)	<0,05	<ul style="list-style-type: none"> • 7,2 kg IC [5,7 ; 8,8]

Tableau 7: Récapitulatif des résultats des différentes études

Dans cette revue, l'évaluation de l'instabilité posturale se porte sur plusieurs paramètres : sur **l'asymétrie de répartition du poids** (Gupta : test TBW [47], Isakov : Walking Test avec SmartSetp [49]), sur **les performances d'équilibre unipodal** (Erbahçeci, Flamingo Balance Test [46]) et sur les **performances d'équilibre bipodal dans des conditions d'instabilité** (Gupta : limites de stabilités [47]; Sethy : FRT [48], Sethy : performances équilibre A-P et M-L [48]).

Il s'agit de trouver des **corrélations** entre les différents tests afin de pouvoir prouver une linéarité entre les différents résultats et tailles d'effet retrouvés dans les études. Un coefficient de corrélation sert à caractériser une relation linéaire positive ou négative. Il s'agit d'une mesure symétrique. Le coefficient de corrélation de Pearson : r sera utilisé. Plus il est proche de la valeur 1, plus la relation est forte.

L'étude d'Isakov possède une partie consacrée à ce coefficient de corrélation qui suit un modèle linéaire général. Une étude de corrélation est effectuée entre les résultats trouvés par le SmartStep et les résultats trouvés par une plateforme de stabilométrie à propos de la répartition du poids corporel. Les résultats obtenus, par cet appareil destiné à évaluer le poids corporel pendant la marche, sont similaires aux valeurs de poids corporel trouvés par une plateforme lors d'essais consécutifs avec une erreur moyenne de 0,53 kg seulement. Ces résultats sont significativement corrélés : avec $r=0,952$ et une valeur p prouvant que ce r est statistiquement significatif : $p=0,0004$.

Dans l'étude de Gupta, une plateforme de stabilométrie est utilisée pour mesurer la répartition du poids corporel. Etant donné qu'une corrélation très élevée a été établie entre le SmartStep et la plateforme de force, les résultats et les tailles d'effet du test TBW et du Walking Test avec SmartStep peuvent être associés.

Une corrélation importante existe entre la répartition du poids du corps et la stabilité médio-latérale. En effet cette dernière est gérée en partie par la localisation des pressions sous le pieds prothétique et sous le pied sain. Il existe une excellente corrélation entre la position latérale moyenne du CG et la répartition de poids corporel : $r = 0,97$ avec une valeur p prouvant que ce r est statistiquement significatif : $p<0,001$. Selon l'axe AP, le lien entre la répartition de poids sur les appuis et la position moyenne du CG est plus faible : $r = 0,34$, $p<0,01$. [52]

L'étude d'Ek Dahl [53] note une faible corrélation entre les performances à l'appui unipodal (Flamingo Test Balance) et les performances sur plate-forme de force.

Dans la littérature, différentes valeurs de corrélation sont trouvées entre les Functional reach test et le test des limites de stabilité (LOS) sur plateforme de stabilométrie. Les valeurs sont comprises entre 0,38 et 0,71 : $r=0,38$ [54] ; $r=0,72$ [55] ; $r=0,71$ [56].

3.2 Risques de biais des études incluses

La grille d'analyse utilisée pour la validité interne de l'étude est l'échelle PEDro détaillée dans l'Annexe 1: *Echelle PEDro*. Le score de chaque étude a été explicité dans le Tableau 8. Ils sont compris entre 4 et 9 sur 10. Ces scores ont été analysés dans la partie « Description des résultats intra-étude ». On constate que :

- Toutes les études valident les items 8, 10 et 11. Pour au moins un des critères de jugement essentiels, les mesures ont été obtenues pour plus de 85% des sujets des études initialement répartis dans les groupes (item 8). Les informations des études sont jugées statistiquement suffisantes (item 10 et 11).
- Aucune des études ne valide les items 3. C'est-à-dire que l'assimilation secrète des patients à un groupe n'est pas réalisée.
- Les études de Gupta et d'Isakov ne valide pas l'item 4, les groupes ne sont pas similaires au début de l'étude en ce qui concerne les indicateurs pronostiques les plus importants.
- L'item 2 qui concerne la randomisation n'est pas validé pour l'étude de Gupta
- L'item 5 « tous les sujets sont en aveugle » sont validés par Erhbahçeci et Gupta

Il existe différents biais que l'on peut retrouver dans l'ensemble des études incluses à savoir le biais de sélection, le biais d'évaluation, le biais de suivi et le biais d'attrition. Ces biais sont synthétisés dans le tableau ci-dessous :

Etudes	Biais		
	Sélection	Evaluation	Attrition
Erhbahçeci 2001	X		
Gupta 2006	X	X	
Sethy 2009	X	X	
Isakov 2007	X	X	X

X : Biais détecté

Tableau 8: Synthèse des biais selon l'échelle de PEDro retrouvés dans les 4 études incluses dans la revue de littérature

Le biais de sélection, correspondant aux items 2, 3 et 4 de l'échelle PEDro, est retrouvé dans les quatre études du fait de la non-assignation secrète (item 3) et de la différence des groupes dans l'étude de Gupta [47] et d'Isakov [49] par rapport aux indicateurs pronostiques les plus importants.

Le biais d'évaluation, correspondant aux items 5, 6 et 7 de l'échelle PEDro, est retrouvé trois articles sur quatre du fait que le thérapeute n'ait administré le traitement en aveugle (item 6) que dans l'étude d'Erhbahçeci [46].

Le biais d'attrition, correspondant à l'item 8 et 9 de l'échelle PEDro, est retrouvé seulement dans l'étude d'Isakov [49]. Elle ne valide pas l'item 9 car n'utilise pas l'analyse en intention de traiter.

3.3 Effets de l'intervention

Le critère de jugement principal de cette revue de la littérature porte sur la stabilité posturale du patient amputé d'un MI et appareillé.

A travers différentes méthodes de biofeedback (visuel et/ audio-visuel), les quatre études incluses dans la revue témoignent des différents paramètres de ce critère de jugement :

- L'étude d'Erbahçeci [46] par son test Flamingo Balance Test montre une amélioration significative de l'équilibre unipodal (avec ou sans les yeux ouverts) du groupe avec biofeedback audio-visuel.
- L'étude de Gupta [47] par son test TBW (réalisé avec une plateforme de stabilométrie) montre une amélioration significative de la symétrie de répartition du poids du corps en position statique entre le membre prothétique et le membre sain dans le groupe avec biofeedback visuel. Le test des limites de stabilités (LOS), ne présente pas de résultats statistiquement significatifs pour conclure à une amélioration de l'équilibre bipodal.
- L'étude de Sethy [48] par ses tests d'équilibre bipodal: selon l'échelle de FRT (avec déstabilisation intrinsèques) et avec un plateforme dynamique (avec déstabilisation extrinsèques), montre une amélioration significative du contrôle de l'équilibre (antéro-postérieur et médio-latéral) dans le groupe avec biofeedback audio-visuel.
- L'étude d'Isakov [49], par son Walking Test, montre une amélioration de la symétrie de répartition du poids corporel, à la marche, entre le membre prothétique et le membre sain dans le groupe avec le biofeedback audio-visuel (SmartStep).

4 Discussion

4.1 Analyse des principaux résultats

Dans cette analyse, les résultats retrouvés précédemment seront synthétisés puis discutés selon les différents biais existants.

4.1.1 Synthèse des résultats

Le but de cette revue est d'étudier l'intérêt des systèmes de biofeedback dans la rééducation de l'équilibre du patient amputé d'un MI. Ces différents résultats montrent une amélioration de la stabilité posturale des patients amputés d'un MI, d'un groupe expérimental par rapport à un groupe contrôle, à la suite d'un entraînement avec biofeedback.

Les quatre études incluses mesurent différents paramètres de la stabilité posturale :

- Asymétrie de répartition du poids corporel
- Performances d'équilibre unipodal
- Performances d'équilibre bipodal dans des conditions d'instabilité

Les différents tests de ces quatre études témoignent de résultats statistiquement significatifs de ces paramètres par la **valeur p**. Seul le test des limites de stabilité de l'étude de Gupta [47] ne possède pas une puissance assez élevée selon la valeur p pour conclure statistiquement à une amélioration de la stabilité.

L'analyse statistique de cette revue est basée sur les observations réalisées par les auteurs des quatre études incluses et ainsi que sur l'analyse des interférences sur la population dont sont issus leurs échantillons.

Dans cette analyse statistique sont pris en compte les biais des estimations faites à partir des échantillons : les variations aléatoires des échantillons ou encore les fluctuations d'échantillonnage. Ce sont des incertitudes statistiques, dépendantes de la taille de l'échantillon, qui sont représentées par l'intervalle de confiance.

Les tailles d'effet calculées sont des estimations de l'efficacité du biofeedback sur les différents paramètres de stabilité chez les patients amputés unilatéralement d'un MI. Ces tailles d'effet risquent d'être différentes sur un autre échantillon de cette population de patient. C'est pourquoi les intervalles de confiance ont été intégrées, ces dernières possèdent 95% de chance d'intégrer la taille d'effet applicable à cette population. Cependant, les biais de sélections des patients sont à prendre en compte, de nombreux paramètres peuvent influencer ces valeurs. Ils seront analysés dans la prochaine sous-partie, voir Limites des résultats de cette revue.

Concernant ces tailles d'effet, leurs valeurs témoignent toutes d'une amélioration de ces paramètres dans les groupes utilisant le biofeedback par rapport aux groupes qui effectuent un entraînement conventionnel.

Les tailles d'effet du test **Flamingo Balance Test** (étude d'Erbahçeci[46]) montrent une augmentation de l'équilibre unipodal (avec ou sans les yeux ouverts) du groupe avec biofeedback audio-visuel par rapport au groupe contrôle. Ces tailles d'effet sont toutes positives avec des

bornes d'intervalle de confiance éloignées de la valeur 0 (valeur qui témoignerait d'une absence d'effet). Elles sont différentes selon un appui unipodal gauche ou droite et selon si les yeux sont fermés ou non.

L'amélioration observée la plus importante est en appui unipodal droit avec les yeux fermés : 28,05 secondes avec un IC compris entre 18,24 et 37,86 ; mais la plus faible est en appui unipodal gauche yeux fermés : 13,05 secondes avec : IC [5,07 ;21,03]. Avec les yeux ouverts, les améliorations sont de : 19,55 secondes avec : IC [9,22 ;29,88] pour l'appui unilatéral droit et de 21,85secondes avec : IC [10,92 ;32,78] pour l'appui unilatéral gauche.

Une amélioration de l'indépendance de l'afférence visuelle du groupe expérimental par rapport au groupe contrôle n'a pu être analysée. Ces améliorations semblent être **dépendantes de la latéralité de l'appui unipodal**, si celui-ci se fait sur le membre prothétique ou le membre sain. Cependant, l'étude ne précise pas le nombre de sujets amputés d'un MI gauche ou droit. Etant donné que le test se fait en unilatéral, avec ou sans afférence visuel, **il aurait été intéressant que les auteurs de l'étude précisent la latéralité de l'amputation des patients inclus.**

Dans le groupe avec biofeedback auditif et/ou visuel, l'amélioration de la symétrie du poids du corps s'est plus révélée importante. L'étude de Gupta [47] par son test TBW trouve une diminution de la différence de poids en statique entre le membre prothétique et le membre sain de 7,6% du poids corporel avec un intervalle de confiance dont les bornes sont comprises entre 3,83% et 11,37%. L'amélioration de cette symétrie se retrouve à la marche grâce au Smartstep (étude d'Isakov [49]) avec une augmentation de 7,2 kg sur le membre prothétique du groupe expérimental par rapport au groupe contrôle avec un intervalle de confiance compris entre 5,7 et 8,8 kg. De plus, ces résultats sont fortement **corrélés**, avec un coefficient de corrélation très proche de 1 : r égal à 0,952. Ces résultats permettent de penser que le biofeedback a un effet positif sur l'amélioration de la symétrie de répartition de poids corporel chez le patient amputé d'un MI. On peut donc s'attendre à ce qu'en utilisant cette méthode de biofeedback, les patients soient en mesure d'atteindre une **répartition de poids plus équilibrée pendant l'ambulation et en position statique, dans des délais plus courts par rapport aux méthodes conventionnelles.**

Les **tailles d'effet du test FRT** (5,29cm avec un IC à 95% compris entre 3,12 et 7,46 cm), les performances équilibre médio-latéral (23,76mm IC entre 13,94 et 33,58mm) et antéro-postérieur (22,12mm avec IC entre 16,45 et 27,79mm) dans l'étude de Sethy [48] montrent une **amélioration significative du contrôle de l'équilibre global** dans le groupe avec biofeedback audio-visuel.

Une forte **corrélation** existe (r égal à 0,97) entre la **répartition de poids plus équilibrée** et les **trajectoires du centre de pression sur l'axe médio-latéral**. Cela permet de lier l'amélioration de répartition de poids corporel (Etudes de Gupta et d'Isakov [47,49]) avec l'amélioration des performances d'équilibre dans l'axe médio-latéral grâce au biofeedback auditif et/ou visuel (Etude de Sethy [48]). Il semble exister un lien entre les deux composantes fondamentales du contrôle postural qui sont l'orientation et la stabilisation (représentée par les oscillations autour de l'orientation du corps).

La **corrélation moindre** entre le test **monopodal les yeux fermés** (Famingo Balance Test) et les **performances sur plate-forme** s'explique par la privation de l'entrée visuelle qui est une source non négligeable d'afférences pour le contrôle de l'équilibre des patients amputés d'un MI.

Les tâches au niveau moteur ne sont pas identiques : il s'agit dans un cas de tenir sur un pied et dans l'autre, de tenir sur deux pieds en oscillant le moins possible. [53]

4.1.2 Limites des résultats de cette revue

- **Statistiques :**

Les **coefficients de corrélation** trouvés dans la littérature entre les différents tests utilisés présentent des biais. En effet, selon les études les coefficients trouvés ne présentent pas la même valeur. Il existe un débat dans la littérature sur la corrélation entre l'échelle FRT et le test des limites de stabilité (LOS) sur plateforme de stabilométrie. Les valeurs sont comprises entre 0,38 et 0,71 : ($r=0,38$ [54] ; $r=0,72$ [55] ; $r=0,71$ [56]). La corrélation entre les deux tests semble être positive mais sa puissance n'est pas égale selon les études. Il paraît donc difficile d'affirmer une forte relation entre l'augmentation de la stabilité, lors d'un déséquilibre antérieur, trouvée par le FRT (étude de Sethy [48]), et l'augmentation des limites de stabilités trouvée par la plateforme de stabilométrie (étude de Gupta [47]).

La fiabilité des résultats des test augmente avec le **nombre d'essais** réalisés par les patients, il est précisé seulement pour le test TBW qu'une moyenne de trois valeurs par patient a été retenu. Pour les autres mesures des résultats, aucun auteur ne précise si plusieurs mesures consécutives ont été prises pour un même patient.

- **Types de prothèse :**

Pour que les résultats intra-études des deux groupes soient parfaitement comparables, il faudrait que les caractéristiques des **composants prothétiques** soient détaillées car des différences trop importantes peuvent engendrer des biais. Le schéma corporel et la stabilité du patient amputé sont dépendants de son appareillage et de ses composants prothétiques. Seule l'étude de Gupta présente le type de pied prothétique utilisé par les patients inclus (pieds SACH). Dans les autres études, il n'est pas précisé si les patients inclus possèdent différentes catégories de pied, avec plus ou moins de degré de liberté, ce qui constitue un biais important. En effet, la stabilité du patient amputé de MI est fortement liée au type de **pied prothétique** [4]. De même, chez le patient amputé fémoral, le genou prothétique a une part importante dans son schéma d'équilibre. Or, seulement deux études sur quatre donnent le **type d'emboiture** portée. Par ailleurs, deux types de prothèse ont été présentés dans deux études et les résultats ont démontré que les systèmes de biofeedback semblent être capables d'améliorer les performances d'équilibre quelque soit le type de prothèse (PTB ou PTS).

- **Population :**

Le **vieillessement** physiologique a des répercussions sur les troubles de l'équilibre avec la dégradation des entrées sensorielles régulant le contrôle postural. Une diminution de la sensibilité de la voute plantaire ainsi que modifications des appuis au sol peuvent être observées chez le sujet âgé. [53] Les essais d'Erbahçeci et de Gupta ont inclus un échantillon de patients d'une moyenne d'âge de 40 ans, celle de Sethy exclu tout patient de plus de 55 ans. Ces trois études semblent être comparables en termes d'âges. Cependant l'essai d'Isakov présente des patients plus âgés, avec des patients inclus ayant une moyenne d'âge de 64 ans.

Le **diabète** entraîne une diminution de la sensibilité et des déformations podales. [1] C'est pourquoi il serait aussi pertinent dans les études de préciser si le patient est diabétique. Seul l'essai d'Erbahçeci [46] exclut explicitement les patients diabétique de son étude. Les essais de Gupta [47] et Sethy [48] précisent, dans leurs critères d'exclusion, que les patients présentant des pathologies portant atteinte à l'équilibre postural du patient sont exclus de leur étude. Ils ne précisent cependant pas explicitement s'ils ont inclus ou non des patients diabétiques. Dans l'essais d'Isakov [49] les critères d'éligibilités ne sont pas explicités, ce qui présente par ailleurs un biais important pour l'étude.

- **Durée des interventions :**

Les résultats ont été constaté sur des courtes interventions. En effet, la durée de ces études est comprise entre deux et quatre semaines. L'évaluation des interventions est réalisée peu à près leur fin. Les résultats obtenus ne proposent une amélioration de l'équilibre des patients seulement à **court terme**.

Il serait intéressant de rechercher si cette amélioration de l'équilibre s'inscrit sur le long terme. Par exemple, l'efficacité du système de biofeedback portatif comme les semelles SmartStep serait intéressante à prouver sur le long terme afin que les patients puissent les utiliser indépendamment. Elles pourraient alors fournir un retour d'information proprioceptif pendant les activités de la vie quotidienne du patient.

En synthèse de cette analyse des résultats, on peut donc émettre plusieurs postulats.

Ces différents résultats semblent montrer, grâce à au feedback visuel et/ou auditif, une amélioration de l'équilibre unipodal (avec ou sans les yeux ouverts), de l'équilibre bipodal en conditions déstabilisantes intrinsèques et extrinsèques ainsi qu'une amélioration de la répartition du poids du corps en statique et en dynamique. L'utilisation du biofeedback pourrait participer à diminuer les risques de chutes de ces patients.

Cependant, ces résultats sont néanmoins à **pondérer au vu du faible nombre d'études** incluses ainsi que de leur qualité méthodologique plus ou moins élevée.

Peu d'essais cliniques ont été menés concernant la méthode de biofeedback pour les patients amputés. Par ailleurs, il paraîtrait intéressant d'utiliser une **échelle d'équilibre spécifique** aux personnes amputées d'un MI qui permettrait la comparaison des différents paramètres de stabilité plus spécifique, de l'évaluation du risque de chute et de l'évolution de l'équilibre global. Les différents **composants prothétiques et les facteurs intrinsèques** aux sujets ne sont pas assez pris en compte dans les études. Il existe un manque de recherche clinique sur la rétroaction basée sur la technologie pour les patients amputés de MI.

4.2 Applicabilité des résultats en pratique clinique

Les résultats statistiquement significatifs ($P < 0,05$) et des tailles d'effets positifs ne suffisent pas à démontrer la signification clinique. Elle doit prendre en compte plusieurs éléments :

- Les tailles des échantillons retrouvés dans les essais sont-elles suffisamment grandes pour que le traitement soit apprécié cliniquement ?
- Les échelles utilisées sont-elles fiables et reproductibles ?
- Les coûts et les contraintes sont-ils élevés ?

4.2.1 Patients inclus

Concernant les patients inclus dans les études, **la taille des échantillons reste assez faible** ce qui diminue la puissance statistique des résultats. Celle-ci est comprise entre 30 et 42, avec une taille moyenne des échantillons pour l'ensemble des études de : 18 ± 4 pour le groupe expérimental et de 17 ± 2 pour le groupe contrôle. Les critères d'inclusion doivent être assez sélectifs pour que les résultats soient comparables mais cela limite le nombre de patient. Or, plus cette taille d'échantillon est petite, plus l'intervalle de confiance de la taille d'effet est large, moins les résultats sont précis.

Les patients inclus dans ces études sont en majorité des patients **amputés transtibial**. Cependant les patients **amputés transfémoraux** relèvent d'une diminution de stabilité posturale plus importante avec un balancement du tronc plus élevé. Les ajustements posturaux de ces patients sont également fonction de l'articulation prothétique de genou. [6]

4.2.2 Echelles utilisées

Pour réaliser l'évaluation de l'équilibre d'un patient amputé d'un MI, deux paramètres sont évalués dans cette revue : l'équilibre unipodal et bipodal ainsi que la répartition du poids du corps. Suivant les études, différentes échelles sont utilisées pour réaliser la mesure de ces paramètres.

- **Flamingo Balance Test** est un test d'équilibre unipodal chronomètre, testé avec les yeux ouverts ou fermés. Il est aussi connu sous plusieurs variantes comme le « Single Leg Stance », « One-Legged Stance Test » (OLST) ou « test d'appui unipodal ». Lorsque l'on prend en compte les variantes de ce test, c'est un des tests les plus utilisés pour la mesure clinique de l'équilibre. Ce test ne nécessite pas de matériel particulier mis à part un chronomètre, ce qui en fait un test simple d'utilisation.
- **FRT** est un test bipodal qui sollicite l'adaptation posturale à travers un déséquilibre intrinsèque. Ce test s'est révélé fiables et valide au travers de plusieurs études [56].
- La **Plateforme de stabilométrie** est utilisée dans cette revue par trois études sur quatre comme élément de feedback avec des exercices d'équilibre. La plateforme est également utilisée par deux études sur quatre comme moyen d'évaluation des résultats. Elle évalue la répartition de poids corporel ainsi que la capacité d'équilibre du patient face à des déséquilibres intrinsèques et extrinsèques. La stabilométrie quantifie les capacités de stabilités des patients en enregistrant les oscillations du centre de pression et la répartition

du poids sur les appuis. Elle permet une mesure objective de l'équilibre statique bipodale et de la mise en charge. Elle donne des résultats chiffrés et comparables, ce qui permet au patient de prendre connaissance de ses progrès de façon concrète. Elle permet ainsi une évaluation précise, fiable et reproductible.

Cependant au vu des faibles corrélations entre les résultats objectivés par les plateformes et le test d'équilibre unipodal, il semblerait que les analyses stabilométriques possèdent une relation controversée avec l'équilibre global du sujet. Le test d'équilibre monopodal ou le test FRT évaluent des fonctions plus « grossières » d'équilibration et de compensation, notamment avec le tronc et les membres supérieurs. Tandis que la stabilométrie étudie des mécanismes de régulation de l'équilibration en quantifiant la distribution spatiale et temporelle du poids du corps sur la plateforme au travers du centre des pressions.

- **Smart Step.** Dans l'étude d'Isakov [49], ce dispositif a été validé dans une première partie en comparant les résultats obtenus avec l'appareil à ceux obtenus par la plateforme de force. Les résultats étaient quasi-similaires (erreur standard 0,79Kg). Il a donc été validé par l'auteur de l'article.

Il semble intéressant de combiner des tests cliniques et posturographiques pour évaluer différents paramètres des capacités posturales.

Un des principaux biais de cette revue est la diversité des échelles ou matériel pour évaluer l'équilibre des patients amputés d'un MI.

Il a alors été cherché dans la littérature si d'autres échelles plus spécifiques, valides et reproductibles existent pour les patients amputés d'un MI et appareillé.

Cette évaluation n'est pas des plus simples.

Deux échelles valides avec une bonne fiabilité et reproductibles évaluant l'équilibre du patient amputé d'un MI appareillé ont été trouvées dans la littérature [57] :

- AMP (Amputee Mobility Predictor). Cette échelle comporte 21 épreuves physique, évaluant l'équilibre, les transferts et les capacités de marche.
- Le score de Houghton est utilisé entre autres comme un outil d'évaluation de la stabilité du patient appareillé.

Il serait intéressant d'utiliser une de ces deux échelles dans les études afin de pouvoir comparer leur résultat entre eux avec une même référence d'outil de mesure. Cependant ces échelles sont cliniques, elles comportent des items sur le ressenti du patient et non sur des mesures précises comme la mesure d'oscillations ou du poids corporel.

4.2.3 Coûts et contraintes

L'utilisation de la plateforme de stabilométrie requiert une formation spécifique. En effet, la pratique de la stabilométrie n'est pas validée par la HAS dans les champs de compétences de la kinésithérapie. C'est un **investissement important**, intellectuel, financier mais aussi chronophage. Peu de M-K exerçant en libéral possèdent une plateforme de stabilométrie, le coût élevé semblerait limiter son achat. En effet pour l'achat d'une plateforme accompagnée d'un logiciel, le coût varie entre 5 000€ et 10 000€.

4.3 Comparaison avec les résultats trouvés dans la littérature

De nombreuses études ont montré l'intérêt de l'utilisation plateforme de stabilométrie, de biofeedback visuel et auditif dans la rééducation de l'équilibre pour différentes pathologies mais peu dans le domaine des amputés appareillés. Dans la littérature, plusieurs études expérimentales ont été réalisées pour étudier l'efficacité de ce biofeedback chez des patients âgés chuteurs ou chez des patients post-accident vasculaire cérébral [27–29].

Seule une revue très récente (publiée le 4 mars 2020) a étudié l'intérêt du biofeedback dans la rééducation à l'équilibre des patients amputés de MI. [24] Les critères d'inclusion d'étude sont moins restrictifs et aucune étude incluse n'a été réalisée en tant qu'essai contrôlé randomisé. La méthodologie de la revue est donc différente, incluant un plus grand nombre d'articles mais d'un niveau de preuve plus faible. Elle conclut en une amélioration significative de l'équilibre lors d'un entraînement avec biofeedback mais dont les résultats doivent être pondérés avec des biais importants.

Dans cette revue, **31 articles sont inclus**. La majorité d'entre eux utilisent la méthode de biofeedback visuelle. Plusieurs études récentes (après 2010) incluses dans cette revue présentent une modalité de feedback haptique. Ce mode de feedback est réalisé par des stimulations vibrotactile, électrotactile, électrocutanée ou intraneurale. Ils sont souvent présentés sous la forme de capteurs portables intégrés au biofeedback. Ces modes de biofeedback portatifs pourraient permettre aux patients de recevoir une correction en temps réel lors de ses activités quotidiennes. Le niveau de preuves des articles semble faible mais les bénéfices apportés au patient sont intéressants.

4.4 Qualité des preuves

La qualité des preuves s'effectue grâce aux différents grades de **recommandations** que fourni la haute autorité de santé. Ces grades ont pour objectif d'énoncer les bases des recommandations : il existe une volonté de transparence.

Ces recommandations sont classifiées en 3 grades, A, B et C selon les modalités qui suivent :

- Le **grade A** correspond à une preuve scientifique établie par des études de fort niveau de preuves.
- Le **grade B** correspond à une présomption scientifique engendrée par des études de niveau moyen de preuve.
- Le **grade C** correspond à un faible niveau de preuve garantie par des études de moindre niveau de preuves.

Ces grades de recommandations sont spécifiés dans le Tableau 9.

NIVEAU DE PREUVE SCIENTIFIQUE FOURNI PAR LA LITTERATURE	GRADE DES RECOMMANDATIONS
Niveau 1 - Essais comparatifs randomisés de forte puissance - Méta-analyse d'essais comparatifs randomisés - Analyse de décision basée sur des études bien menées	A Preuve scientifique établie
Niveau 2 - Essais comparatifs randomisés de faible puissance - Études comparatives non randomisées bien menées - Études de cohorte	B Présomption scientifique
Niveau 3 - Études cas-témoin Niveau 4 - Études comparatives comportant des biais importants - Études rétrospectives - Séries de cas - Études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale)	C Faible niveau de preuve scientifique

Tableau 9: Classification des preuves scientifiques apportées à la littérature, HAS [58]

Pour cette revue de littérature, le grade B est accepté. En effet, les études incluses sont des essais comparatifs de faible puissance du fait de la taille des échantillons retrouvés dans les essais ainsi que le fait que ces études n'ont pas été réalisées en double aveugle.

4.5 Biais potentiels de la revue

Afin d'étudier les biais potentiels de cette revue, la **grille AMSTAR 2** a été utilisée. Cet outil critique a pour but d'évaluer la qualité méthodologique des revues systématiques incluant des études randomisées et non randomisées [59]. Les résultats de cette grille seront synthétisés sous la forme d'un tableau inséré dans les annexes (Annexe 4 : Grille d'évaluation AMSTAR 2). Elle se base sur 16 critères et sert de support pour la suite de la rédaction :

1. Préalablement à la rédaction de cette revue, la question de recherche et les critères d'inclusions des études incluent les composants de PICO (Population, Intervention, Groupe de comparaison, Résultats).
2. La revue contient une question et une stratégie de recherche, des critères d'inclusion et d'exclusion ainsi qu'une méthode d'évaluation des biais. Elle ne contient pas de méta-analyse au vu du faible nombre d'articles inclus dans la revue.
3. Dans la partie méthode, plus précisément dans la partie « Type d'étude utilisé » la sélection du type d'étude à inclure dans la revue a été expliquée.
4. La recherche documentaire s'est appuyée principalement sur trois bases de données : PubMed, PEDro et Cochrane. La stratégie de recherche avec les mots clés et les termes MeSH ont été indiqués dans la partie **Méthode**. La « littérature grise », c'est-à-dire la littérature complémentaire non contrôlée par l'édition commerciale (revue, thèses, articles réalisés des instances publiques...) et soumise aux règles de la propriété intellectuelle, a également été utilisée dans les recherches. La bibliographie des études incluses ainsi que les différentes recherches utilisées pour la rédaction de la revue sont référencées.
5. La sélection des études a été réalisée seulement par une personne car la rédaction de cette revue de la littérature est un travail de recherche personnel en vue de l'obtention du diplôme d'état de masso-kinésithérapeute.
6. L'extraction des données a également été réalisée par une seule personne pour la raison explicitée dans l'item précédent.
7. Une liste des études, lues intégralement puis exclues, ainsi que la raison de leur exclusion a été établie succinctement sous la forme d'un tableau (Tableau 5)
8. Les populations, les interventions, les outils de mesure ainsi que les résultats ont été explicités dans le Tableau 6: Principales caractéristiques des études incluses. Les interventions et les outils de mesures ont été détaillés plus précisément et individuellement dans la partie Description des résultats intra-étude.
9. Pour évaluer le risque de biais des études, l'échelle PEDro a été utilisée pour chaque essais inclus. Les biais ont été étudiés individuellement dans les résultats de chaque étude.

10. Les sources de financement des études incluses ne sont pas mentionnées par les auteurs des essais et n'apparaissent donc pas dans cette revue.
11. Cet item est évaluable que si une méta-analyse a été conduite, ce qui n'est pas le cas dans cette revue.
12. Cet item est évaluable que si une méta-analyse a été conduite.
13. Les biais présents dans les études ont été pris en compte pour l'analyse et l'interprétation des résultats.
14. Les hétérogénéités observées dans les résultats de la revue (comme l'hétérogénéité des échelles, des patients inclus...) sont incluses dans la discussion et pris en compte dans les résultats.
15. Cet item est évaluable que si une méta-analyse a été conduite.
16. Concernant les conflits d'intérêts, la majorité des études ne mentionnent rien à ce sujet. Pour cette revue de littérature, aucune subvention n'a été requise.

L'ensemble des investigations de l'étude a été réalisé par une seule personne. La réalisation d'une revue de littérature comporte habituellement deux investigateurs au minimum pour assurer la qualité du travail et permettre une double lecture, ce qui n'a pas pu être le cas dans ce travail de recherche. Il n'a pas été possible de réaliser une méta-analyse des données au vu de la diversité des paramètres caractérisant la stabilité posturale du patient amputé et du faible nombre d'études incluses.

5 Conclusion

5.1 Implications pour la pratique clinique

L'amputation conduit à un déconditionnement physique, une perturbation du schéma corporel, une altération des capacités fonctionnelles, une faiblesse musculaire et une complexité d'accommodation de l'appareillage et des aides techniques. Ce sont autant d'éléments pouvant précipiter une chute. Après amputation d'un MI et en particulier des afférences proprioceptives, les risques de chute après appareillage subsistent chez ces patients. En effet, le maintien de l'équilibre statique et dynamique est altéré et il existe une instabilité posturale.

Cela nécessite que le patient mette en place des stratégies d'adaptations posturales par un système de contrôle en rétroaction. L'objectif de ce mémoire est donc de mettre en perspective une augmentation des afférences visuelles et auditives sous la forme d'entraînement à l'équilibre avec biofeedback visuel et/ou auditif. Cette méthode s'avère efficace dans les études, en améliorant les composantes de la stabilité posturale de ces patients.

L'introduction de techniques avec biofeedback visuel et/ou auditive permet d'optimiser la prise en charge des patients amputés avec une meilleure intégration des entrées proprioceptives. Le biofeedback permet une correction en temps réel afin de diminuer l'asymétrie de marche et l'asymétrie posturale de ces patients mais également d'avoir un suivi objectif de ces asymétries. Des méthodes de correction d'asymétrie posturale à court terme sont utilisés dans la pratique clinique mais peu sont utilisés à long terme.

5.2 Implications pour la recherche

Les nouvelles technologies s'inscrivent de plus en plus dans la rééducation de différentes pathologies, que ce soit dans les bilans cliniques, ou la prise en charge quotidienne des patients. Le biofeedback est actuellement utilisé pour d'autres traitements kinésithérapeutiques comme la rééducation périnéale.

La recherche sur les systèmes de biofeedback a augmenté ces dernières années mais peu d'études sont dédiées aux patients amputés. Des recherches sont en cours pour une application plus large de ces systèmes de biofeedback. Et d'autres études seront nécessaires pour prouver l'amélioration de l'intégration proprioceptive à long terme chez ces patients.

Par ailleurs dans les études réalisées, ces systèmes de biofeedback ne possèdent pas une bonne adaptabilité aux différents paramètres susceptibles d'influencer l'équilibre tels que l'âge, les composants prothétiques, le niveau d'amputation (trans-fémoral ou trans-tibial) et le délai de prise en charge. L'inclusion des facteurs influençant cette prise en charge pourra faire l'objet d'études ultérieures.

6 Bibliographie

- [1] Fosse S HHA. Evolution du taux d'incidence des amputations d'un membre inférieur chez les personnes diabétiques et devenir à trois ans des personnes diabétiques amputées, selon les données du PMSI. Rev d'épidémiologie Santé Publique, 2010, Vol 58, N° Suppl 1, p S18 n.d.
- [2] Matthieu Zingg ARDSIUJ-DN. Amputations du membre inférieur : indications, bilan et complications. Rev Med Suisse 2014; Vol 10 2409-2413 2014.
- [3] Haute Autorité de santé. Recommandations pour la pratique clinique Prise en charge de l'artériopathie chronique oblitérante athéroscléreuse des membres inférieurs . 2006.
- [4] Pillet H, Martinet N, Mauroy G, De Jaeger D, Vanmarsenille J-M, Willems P, et al. Biomécanique de la marche des sujets amputés Posture debout et initiation de la marche du patient désarticulé de hanche 2019. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2012.07.272>.
- [5] Domenico Ménager. Appareillage de l'amputé de membre inférieur. Le Mens Prat Tech Du Kinésithérapeute, N°512 2010.
- [6] Esquenazi A. Gait analysis in lower-limb amputation and prosthetic rehabilitation. Phys Med Rehabil Clin N Am 2014;25:153–67. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2013.09.006>.
- [7] Alexander Geurts ПС. Central adaptation of postural organization to peripheral sensorimotor impariments, clinical experiments in persons with lower limb amputation and in persons with hereditary motor and sensory neuropathy. n.d.
- [8] Grumillier C. Implication du membre inférieur sain dans les mécanismes d'adaptation de l'amputé trans-tibial à sa prothèse au cours de la marche. Université Henri Poincaré-Nancy, 2008.
- [9] Hamill J, Bates BT, Knutzen KM, Sawhill JA. Variations in ground reaction force parameters at different running speeds. Hum Mov Sci 1983;2:47–56. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(83\)90005-2](https://doi.org/10.1016/0167-9457(83)90005-2).
- [10] Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. Med Sci Sports Exerc 1989;21:110–4. <https://doi.org/10.1249/00005768-198902000-00020>.
- [11] Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use 2008;45. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2006.11.0147>.
- [12] Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review n.d. <https://doi.org/10.1177/0269215506070700>.
- [13] Nolan L, Lees A. The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. vol. 24. 2000.
- [14] Hurley' GRB, Mckenney' R, Robinson2 M, Zadravec3 M, Pierrynowski' MR, Rathetics C-3 C, et al. The role of the contralateral limb in below-knee amputee gait E1C 8J3 1. Prosthetic Orthotic Department, The Rehabilitation 2. Prosthetic 'Orthotic Department? vol. 14. 1990.
- [15] Hof AL, van Bockel RM, Schoppen T, Postema K. Control of lateral balance in walking. Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. Gait Posture 2007;25:250–8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.013>.

- [16] Kuo AD, Donelan JM. Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Phys Ther* 2010;90:157–74. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090125>.
- [17] Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Otten E, Hof AL, Halbertsma JPK, et al. Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture* 2008;28:222–8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.12.002>.
- [18] Buckley JG, O’Driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. *Am J Phys Med Rehabil* 2002;81:13–20. <https://doi.org/10.1097/00002060-200201000-00004>.
- [19] Miller WC, Deathe AB. A prospective study examining balance confidence among individuals with lower limb amputation. *Disabil Rehabil* 2004;26:875–81. <https://doi.org/10.1080/09638280410001708887>.
- [20] Vallé L. Le contrôle postural (Mémoire en vue de l’obtention du Diplôme d’Etat de Psychomotricienne, Université de Toulouse, Faculté de Médecine, Toulouse, France). 2015.
- [21] Paoletti R. Éducation et motricité. Sciences e. 1999.
- [22] Philippe S. Rééducation postural globale. 2011.
- [23] Tate JJ, Milner CE. Real-Time Kinematic, Temporospacial, and Kinetic Biofeedback During Gait Retraining in Patients: A Systematic Review. *Phys Ther* 2010;90:1123–34. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080281>.
- [24] Escamilla-Nunez R, Michelini A, Andrysek J. Biofeedback Systems for Gait Rehabilitation of Individuals with Lower-Limb Amputation: A Systematic Review. *Sensors* 2020;20:1628. <https://doi.org/10.3390/s20061628>.
- [25] Esposito ER, Choi HS, Darter BJ, Wilken JM. Can real-time visual feedback during gait retraining reduce metabolic demand for individuals with transtibial amputation? *PLoS One* 2017;12:e0171786. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171786>.
- [26] Brandt A, Riddick W, Stallrich J, Lewek M, Huang HH. Effects of extended powered knee prosthesis stance time via visual feedback on gait symmetry of individuals with unilateral amputation: A preliminary study. *J Neuroeng Rehabil* 2019;16:112. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0583-z>.
- [27] Glanz M, Klawansky S, Chalmers T, Soc Med JR. Biofeedback therapy in stroke rehabilitation: a review. vol. 90. 1997.
- [28] Afzal MR, Pyo S, Oh MK, Park YS, Lee BC, Yoon J. Haptic based gait rehabilitation system for stroke patients. *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, vol. 2016- November, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.; 2016, p. 3198–203. <https://doi.org/10.1109/IROS.2016.7759494>.
- [29] Afzal MR, Pyo S, Oh MK, Park YS, Yoon J. Identifying the effects of using integrated haptic feedback for gait rehabilitation of stroke patients. *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, vol. 2017, IEEE Computer Society; 2017, p. 1055–60. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009389>.
- [30] Staiano AE, Flynn R. Therapeutic Uses of Active Videogames: A Systematic Review. *Games Health J* 2014;3:351–65. <https://doi.org/10.1089/g4h.2013.0100>.
- [31] Shull PB, Damian DD. Haptic wearables as sensory replacement, sensory augmentation and trainer-a review 2012. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0055-z>.
- [32] Sienko KH, Whitney SL, Carender WJ, Wall C. The role of sensory augmentation for people with

- vestibular deficits: Real-time balance aid and/or rehabilitation device? *J Vestib Res Equilib Orientat* 2017;27:63–76. <https://doi.org/10.3233/VES-170606>.
- [33] James E Aikens. Thermal biofeedback for claudication in diabetes: A literature review and case study. *Altern Med Rev* 1999;4.
- [34] Antfolk C, D'alonzo M, Rosén B, Lundborg G, Sebelius F, Cipriani C. Sensory feedback in upper limb prosthetics. *Expert Rev Med Devices* 2013;10:45–54. <https://doi.org/10.1586/erd.12.68>.
- [35] Witteveen HJB, Luft F, Rietman JS, Veltink PH. Stiffness feedback for myoelectric forearm prostheses using vibrotactile stimulation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2014;22:53–61. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2267394>.
- [36] van Gelder LMA, Barnes A, Wheat JS, Heller BW. The use of biofeedback for gait retraining: A mapping review. *Clin Biomech* 2018;59:159–66. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.09.020>.
- [37] Palma E Di. Plateau proprioceptif Guide Clinique 2009.
- [38] Warren CG, Lehmann JF. Training procedures and biofeedback methods to achieve controlled partial weight bearing: an assessment. *Arch Phys Med Rehabil* 1975;56:449–55.
- [39] Schaefer L, Bohannon RW. Perception of unilateral weightbearing during unilateral and bilateral upright stance. *Percept Mot Skills* 1990;71:123–8. <https://doi.org/10.2466/pms.1990.71.1.123>.
- [40] King PS, Usselman LB, Gerhardt JJ, Pfeiffer EA, Fowlks EW. System for Controlling Ambulation Pressure (Scap-iii) in Patients with Disabilities of Lower-Extremity. *Am J Phys Med* 1972;51:9-.
- [41] Bohannon RW, Kelly CB. Accuracy of weightbearing at three target levels during bilateral upright stance in patients with neuropathic feet and control subjects. *Percept Mot Skills* 1991;72:19–24. <https://doi.org/10.2466/pms.1991.72.1.19>.
- [42] Eloy P, Bichat H, Bernard C. Méthodologie des essais thérapeutiques. 2017.
- [43] Ku PX, Abu Osman NA, Wan Abas WAB. Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: A systematic review. *Gait Posture* 2014;39:672–82. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.006>.
- [44] Hof AL, Postema K. Gait initiation in lower limb amputees. *Gait Posture* 2008;27:423–30. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.013>.
- [45] Sagawa Y, Turcot K, Phane Armand S, Thevenon A, Vuillerme N, Watelain E. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. *Gait Posture* 2011;33:511–26. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.003>.
- [46] Erbahçecý F, Yýđýter K, Pener G, Bayar K, Ülger Ö. Balance training in amputees: comparaison of the outcome of two rehabilitation approaches. *J Arthroplast Arthrosc Surg* 2001;12, numero.
- [47] Ajay Gupta, Sharma R. Comparison of Static Weight-Bearing and Static Sway in Below Knee Amputees Trained by Conventional Verses Visual Biofeedback Techniques Using Dynamic Posturography. *Int J Pharm Med Res* 2006;17.
- [48] Sethy D, Eva SK, Kaushik S. Effects of balance exercise on balance control in unilateral lower limb amputees. *Indian J Occup Ther* 2009;41:63–8.
- [49] Isakov E. Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Eura Medicophys* 2007;43:21–6.
- [50] Mayer Á, Tihanyi J, Bretz K, Csende Z, Bretz É, Horváth M. Adaptation to altered balance

- conditions in unilateral amputees due to atherosclerosis: a randomized controlled study. 2011. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-118>.
- [51] Hof AL, Postema K. Gait initiation in lower limb amputees. *Gait Posture* 2008;27:423–30. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.013>.
- [52] Genthon N. Déficience unilatérale et adaptation de la fonction posturale. Rôle de chacun des appuis dans le maintien de l'équilibre debout. UFR Centre interdisciplinaire des sciences de la montagne Laboratoire de modélisation des activités sportives, 2006. <https://doi.org/163584565>.
- [53] Vaillant J. Kinésithérapie et amélioration du contrôle de l'équilibre du sujet âgé: effet de traitement cognitifs, manuels et instrumentaux. Université Grenoble 1 – Joseph Fourier Ecole, 2004. <https://doi.org/001844980>.
- [54] Johnsson E, Henriksson M, Hirschfeld H. Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people? *J Rehabil Med* 2003;35:26–30. <https://doi.org/10.1080/16501970306099>.
- [55] Haruko K, Okuda M, Nakamura I, Kunitsuu I, Sugiyama S, Hobara T. Measuring Methods for Functional Reach Test: Comparison of 1-Arm Reach and 2-Arm Reach. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:2103–7. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.07.021>.
- [56] Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S. Functional Reach: A New Clinical Measure of Balance. *J Gerontol* 1990;45:M192–7. <https://doi.org/10.1093/geronj/45.6.m192>.
- [57] Quesnel A. Devenir fonctionnel d'une cohorte de patients amputés de membre inférieur. Faculté mixte de médecine et de pharmacie de Rouen, 2013.
- [58] Haute Autorité de santé. Niveau de preuve et gradation des recommandations de bonne pratique - État des lieux. HAS 2013.
- [59] Shea BJ, Reeves BC, Wells G, Thuku M, Hamel C, Moran J, et al. AMSTAR 2: A critical appraisal tool for systematic reviews that include randomised or non-randomised studies of healthcare interventions, or both. *BMJ* 2017;358. <https://doi.org/10.1136/bmj.j4008>.
- [60] Wallner O-R. Prothèses des membres inférieurs. *Swiss Ortho* 2007.
- [61] Smartstep bluetooth transmitter user manual 1 andante medical devices n.d. <https://fccid.io/TWMSMARTSTEP0106/User-Manual/User-Manual-1-637062> (accessed April 27, 2020).

Annexe 1: Echelle PEDro

Échelle PEDro – Franco-Canadienne

1. les critères d'admissibilité ont été spécifiés	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
2. les participants ont été assignés de façon aléatoire dans les groupes (lors d'une étude à devis croisé, l'ordre dans lequel les participants ont reçu les interventions a été déterminé de façon aléatoire)	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
3. l'assignation des participants à un groupe a été dissimulée	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
4. au début de l'étude, les groupes étaient similaires en ce qui concerne les indicateurs pronostiques les plus importants	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
5. les participants ignoraient le groupe auquel ils avaient été assignés	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
6. les intervenants ignoraient le groupe auquel les participants avaient été assignés	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
7. les évaluateurs ayant mesuré au moins un résultat clé ignoraient le groupe auquel les participants avaient été assignés	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
8. les mesures d'au moins un résultat clé ont été obtenues chez plus de 85% des participants initialement assignés aux groupes	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
9. tous les participants pour qui des mesures de résultats étaient disponibles ont reçu l'intervention assignée. Lorsque ce n'était pas le cas, les données d'au moins un résultat clé ont été analysées selon l'intention de traiter	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
10. les résultats des comparaisons statistiques intergroupes sont fournis pour au moins un résultat clé	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
11. l'étude fournit à la fois une mesure de l'ampleur de l'effet et une mesure de dispersion pour au moins un résultat clé	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:

L'échelle PEDro est basée sur la liste Delphi élaborée par Verhagen et ses collaborateurs, au Department of Epidemiology, de l'University of Maastricht (*Verhagen AP et al. (1998). The Delphi list: a criteria list for quality assessment of randomised clinical trials for conducting systematic reviews developed by Delphi consensus. Journal of Clinical Epidemiology, 51(12):1235-41*). La liste est fondée sur un "consensus d'experts" et non, pour la majeure partie, sur des données empiriques. Deux items additionnels, qui ne figurent pas sur la liste Delphi, ont été ajoutés à l'échelle PEDro (items 8 et 10 de l'échelle PEDro). Lorsqu'une quantité plus importante de données empiriques sera disponible, il sera éventuellement possible de « pondérer » les items de l'échelle afin que le score PEDro témoigne de l'importance de chacun des items de l'échelle.

L'échelle PEDro a pour but d'aider les utilisateurs de la base de données PEDro à cibler rapidement les essais cliniques aléatoires ou présumés aléatoires (c'est-à-dire les essais cliniques aléatoires [ECA] ou les essais cliniques comparatifs [ECC]) archivés dans la base de données PEDro qui sont susceptibles d'avoir une bonne validité interne (critères 2 à 9), et de contenir suffisamment d'information statistique pour que leurs résultats puissent être interprétés (critères 10 et 11). Un critère additionnel (critère 1), lié à la validité externe (ou à la "généralisabilité" ou à "l'applicabilité" de l'essai), a été retenu, afin que la liste Delphi soit complète; mais ce critère ne sera pas utilisé pour calculer le score PEDro qui sera cité sur le site web de PEDro.

L'échelle PEDro ne doit pas être utilisée comme une mesure de la "validité" des conclusions d'une étude. Nous tenons particulièrement à inciter les utilisateurs de l'échelle PEDro à faire preuve de prudence devant les études qui montrent que le traitement a eu des effets importants et qui obtiennent un score plus élevé à l'échelle PEDro, car elles ne fournissent pas nécessairement de données probantes sur l'utilité clinique du traitement. Les autres aspects importants à prendre en considération sont, notamment les suivants : si l'effet du traitement était suffisamment marqué pour avoir une utilité clinique, si les effets positifs du traitement surpassent ses effets négatifs, et le coût-efficacité du traitement. Cette échelle ne doit pas être utilisée pour comparer la "qualité" des essais effectués dans différents domaines de la physiothérapie, principalement parce que, dans certains domaines de pratique de la physiothérapie, il n'est pas possible de répondre à tous les items de l'échelle.

Dernière modification le 21 juin 1999. La traduction Frano-Canadienne le 30 octobre 2014

Annexe 2: Prothèse PTB et PTS

Deux types d'emboitures sont utilisés pour les prothèses trans-tibiale :

- L'emboiture PTB (Patellar Tendon Bearing): emboiture utilisée lors d'instabilité médio-latérale du genou ou pour des moignons courts. Les découpes supérieures passent par le milieu des condyles et de la patella. C'est la forme la plus fréquente qui s'emploie avec les manchons dits nouvelle génération. [60]

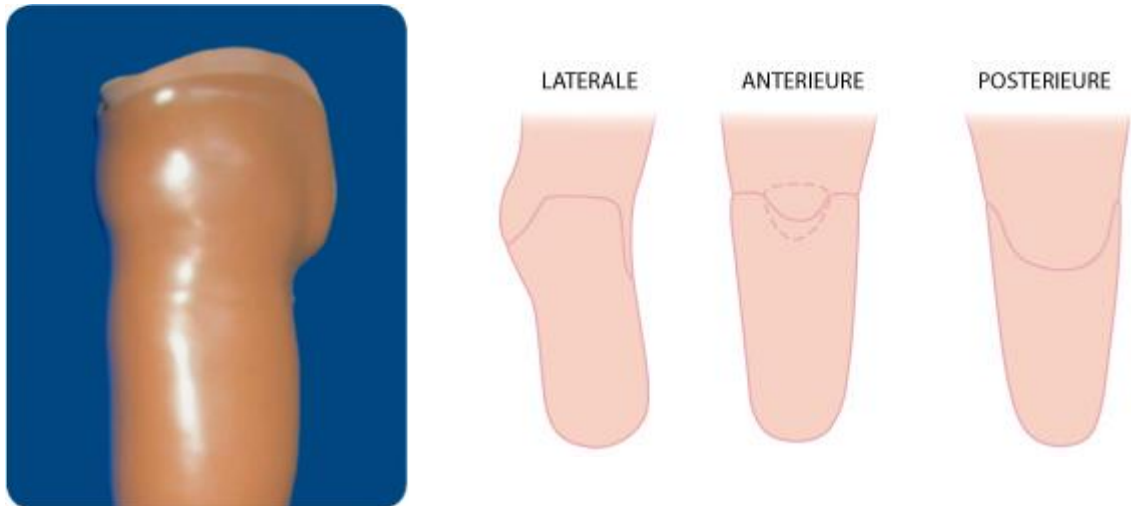


Figure 7: Illustration d'une prothèse PTB [60]

- L'emboiture PTS (Prothese Tibiale Supracondylienne): plus esthétique, avec une suspension supra-patellaire. L'appui principal se trouve au niveau du tendon rotulien. Les découpes supérieures passent au-dessus de la rotule et des condyles [60].

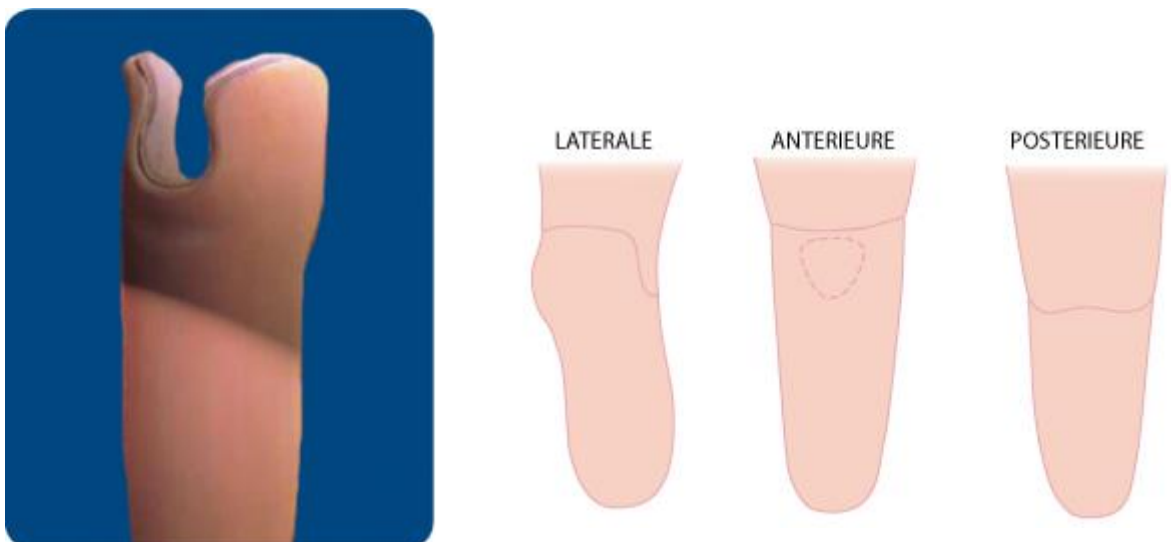


Figure 8: Illustration d'une prothèse PTS [60]

Annexe 3: SmartStep



Figure 9: Illustration du SmartStep [61]

- Semelle en polyuréthane réutilisable flexible ergonomique contenant 2 poches d'air avec des tubes flexibles qui sont utilisés pour gonfler/dégonfler chaque poche et pour connecter la poche à une unité de contrôle
- Une unité de commande miniature sans fil basée sur un contrôle de micro-processeur
- L'appareil est fixé à la cheville du patient et contient 2 capteurs de pression qui sont connectés aux poches d'air.

Annexe 4 : Grille d'évaluation AMSTAR 2

Items	Cotations		
	Oui	Oui partiel	Non
1	X		
2		X	
3	X		
4	X		
5			X
6			X
7	X		
8	X		
9	X		
10			X
11	-	-	-
12	-	-	-
13	X		
14	X		
15	X		
16			X

Annexe 5: Illustration du test FRT

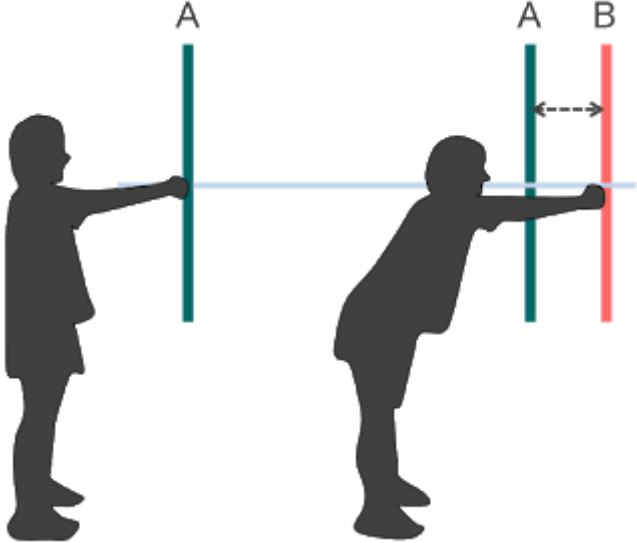


Figure 10: FRT

RÉSUMÉ

Introduction : Les amputations de membre inférieur entraînent des troubles fonctionnels majeurs. Des modifications du schéma corporel perturbent l'équilibre de ces patients et des risques de chute subsistent après un appareillage. Afin de pallier un déficit d'afférences proprioceptives, des systèmes de rétroactions (biofeedback) sont étudiés dans la littérature. La recherche sur le biofeedback n'a cessé d'augmenter au cours des dernières décennies, signe de l'intérêt croissant pour ce sujet.

Objectif : Cette revue systématique met en évidence les conceptions méthodologiques et les preuves relatives à l'intérêt du biofeedback pour la rééducation de l'équilibre des patients amputés unilatéralement d'un membre inférieur et appareillés.

Méthodologie de recherche : La recherche est conduite sur trois bases de données, PEDro, PUBmed et Cochrane. 16 articles sont lus dans leur intégralité. Seuls les essais cliniques respectant les critères d'inclusion de la revue sont sélectionnés. La qualité méthodologique des études est analysée par l'échelle PEDro.

Résultats : 4 essais cliniques sont retenus, dont 3 sont randomisés. La modalité de rétroaction utilisée est auditive et/ou visuelle. Avec le biofeedback, les études montrent une amélioration des différents paramètres de l'équilibre du patient amputé trans-tibial ou trans-fémoral, en particulier l'amélioration de la symétrie de répartition du poids et l'amélioration de l'équilibre unipodal et bipodal.

Discussion : Le biofeedback présente un intérêt dans l'amélioration de l'équilibre du patient amputé d'un membre inférieur. Cependant, les résultats sont à pondérer au vu du faible nombre d'articles inclus et l'efficacité de cette méthode n'est démontrée qu'à court terme. De plus, elle présente des défis d'adaptations aux patients et aux différents types de prothèse. Le biofeedback nécessitera d'avantages d'études afin de pouvoir être intégré dans la prise en charge des patients amputés.

Mots clés : Amputé – Biofeedback – Rétroaction sensorielle – Prothèse – Equilibre

ABSTRACT

Introduction: Amputations of the lower limb lead to major functional disorders. Changes in the body schema disturb the balance of these patients and the risk of falling remains with prosthesis. In order to overcome a deficit of proprioceptive afferences, feedback systems are studied in the literature. The fact that biofeedback research has grown steadily over the past few decades testifies of the growing interest in this subject.

Objective: This systematic review highlights the methodological conceptions that prove the interest of biofeedback for the reeducation of the balance of patients unilaterally amputated of a lower limb with prosthesis.

Research methodology : The research was conducted on three databases: PEDro, PUBmed and Cochrane. 16 articles were read in their entirety. Only clinical trials meeting the criteria for inclusion in the review were selected. The methodological quality of the studies was analyzed by the PEDro scale.

Results : 4 clinical trials were selected, including 3 randomized. The feedback modality used is auditory and / or visual. With biofeedback, studies have shown an improvement in the various parameters of balance in the trans-tibial or trans-femoral amputee patients: improvement in the symmetry of weight distribution, improvement in unipodal and bipodal balance.

Discussion : Biofeedback present an interest in improving the balance of a lower limb amputee patient. However, the results should be weighed given the low number of articles included. The effectiveness of this method is only demonstrated in the short term. Beside, it presents challenges of adaptation for the patients and depending on the type of prosthesis used. Biofeedback requires more studies to generalise its use in the treatment of amputated patients.

Keywords: Amputee – Biofeedback – Sensory feedback – Prosthesis – Balance