

Pas à pas : La réadaptation des amputés du membre inférieur

Camille Baribeau-Dupont

Maxime Gagnon

Isabelle Rodier

Marie-Christine Trahan

Travail présenté à : Dorothy Barthelemy et Bonnie Swaine

Dans le cadre du cours PHT-6113

Travail dirigé

31 mai 2011

Programme de Physiothérapie

École de Réadaptation

Faculté de Médecine

Université de Montréal

## **TABLE DES MATIÈRES**

<b>ABRÉGÉ .....</b>	<b>1</b>
<b>INTRODUCTION .....</b>	<b>2</b>
<b>1. FACTEURS PRÉDICTIONNELS DE LA RÉCUPÉRATION LOCOMOTRICE CHEZ LES PERSONNES AMPUTÉES DU MEMBRE INFÉRIEUR .....</b>	<b>5</b>
1.1 FACTEURS RELIÉS AU SUJET .....	6
1.1.1 <i>Facteurs personnels non modifiables : l'âge</i> .....	6
1.1.2 <i>Facteurs liés à la santé physique</i> .....	7
1.1.2.1 <i>Étiologie</i> .....	7
1.1.2.2 <i>Maladies vasculaires périphériques et centrales</i> .....	9
1.1.2.2.1 <i>Atteintes vasculaires périphériques</i> .....	9
1.1.2.2.2 <i>Maladie coronarienne</i> .....	10
1.1.2.2.3 <i>Diabète</i> .....	10
1.1.2.3 <i>Capacités physique</i> .....	11
1.1.2.3.1 <i>VO<sub>2</sub>max</i> .....	11
1.1.2.3.2 <i>Équilibre et appui unipodal</i> .....	11
1.1.2.3.3 <i>État pré-amputation</i> .....	12
1.1.2.4 <i>Autres facteurs de comorbidités et habitudes de vies</i> .....	13
1.1.2.4.1 <i>Tabagisme</i> .....	13
1.1.2.4.3 <i>Accident vasculo-cérébral (AVC)</i> .....	13
1.1.2.4.4 <i>Insuffisance rénale</i> .....	14
1.1.3 <i>Facteurs psychosociaux</i> .....	14
1.1.3.1 <i>Mémoire et difficultés d'apprentissage</i> .....	14
1.1.3.2 <i>Motivation</i> .....	15
1.2. FACTEURS RELIÉS À L'AMPUTATION ET LEURS IMPACTS SUR LA RÉADAPTATION .....	15
1.2.1 <i>Niveau d'amputation</i> .....	15
1.2.2 <i>Structures contractiles</i> .....	17
1.3 FACTEURS RELIÉS À L'ÉTAT DU MOIGNON .....	19
1.3.1 <i>Problèmes cutanés</i> .....	19
1.3.2 <i>Douleurs</i> .....	20
1.4 CONCLUSION .....	23
<b>2. LA DOULEUR FANTÔME .....</b>	<b>25</b>
2.1 DÉFINITION DE LA SENSATION FANTÔME ET DE LA DOULEUR FANTÔME .....	26
2.2 CARACTÉRISTIQUES DE LA DOULEUR FANTÔME .....	26
2.3 DESCRIPTION DE LA DOULEUR FANTÔME .....	28
2.4 THÉORIES SUR LA PATHOPHYSIOLOGIE DE LA DOULEUR FANTÔME .....	29
2.4.1 <i>Théorie du système nerveux central</i> .....	29
2.4.1.1 <i>Réorganisation corticale et neuroplasticité</i> .....	29
2.4.1.2 <i>Réorganisation corticale et douleur fantôme</i> .....	31
2.4.1.3 <i>Théorie du schème corporel</i> .....	32
2.4.1.4 <i>Théorie de la neuromatrice</i> .....	32
2.4.1.5 <i>Théorie de la mémoire proprioceptive</i> .....	33
2.4.2 <i>Théorie du système nerveux périphérique</i> .....	33
2.5 CONCLUSION SUR LES THÉORIES .....	35
2.6 ÉVALUATION DE LA DOULEUR FANTÔME .....	35
2.7 ASPECTS PSYCHOLOGIQUES DE LA DOULEUR FANTÔME .....	36
2.8 TRAITEMENT PRÉVENTIF DE LA DOULEUR FANTÔME .....	37

2.8.1 Kétamine préopératoire.....	37
2.9 TRAITEMENT DE LA DOULEUR FANTÔME .....	37
2.9.1 Médications .....	37
2.9.1.1 Opioïdes .....	38
2.9.1.2 Anticonvulsivants.....	38
2.9.1.3 Antidépresseurs .....	38
2.9.1.4 Bupivicaïne .....	39
2.9.1.5 Mémantine combinée à un bloc du plexus brachial.....	39
2.9.2 Traitements Chirurgicaux .....	39
2.9.2.1 Résection du nerf sciatique .....	39
2.9.2.2 Stimulation de la corne postérieure .....	40
2.9.3 Traitements possibles en physiothérapie.....	40
2.9.3.1 Stimulation électrique nerveuse transcutanée .....	40
2.9.3.2 La thérapie miroir.....	41
2.9.3.3 Utilisation de la prothèse .....	42
2.9.4 Stimulation magnétique trans-cranienne .....	43
2.10 CONCLUSION .....	44

### **3. ÉVALUATION DES ATTEINTES PHYSIQUES CHEZ LA PERSONNE AMPUTÉE DU MEMBRE INFÉRIEUR : OUTILS VALIDÉS ET INFLUENCE DE L'ÉTAT DU MOIGNON**

---

3.1 L'ÉVALUATION ANATOMIQUE ET FONCTIONNELLE : ÉVALUATION DU MOIGNON ET PRÉPARATION À LA MARCHÉ PROTHÉTIQUE .....	46
3.1.1 La douleur résiduelle du moignon.....	46
3.1.1.1 Les échelles visuelles analogues et numériques .....	47
3.1.1.2 Confort et douleur suite au port de la prothèse .....	47
3.1.2 Sensibilité du moignon : Intégrité des tissus mous et cutanés .....	48
3.1.2.1 Troubles cutanés chez l'AMI.....	48
3.1.2.2 Atteintes des tissus mous du moignon.....	49
3.1.3 La fonction musculo-squelettique .....	50
3.1.3.1 Mesure de la force musculaire.....	50
3.1.3.2 Évaluation fonctionnelle de la force musculaire .....	51
3.1.3.3 Ankylose et restrictions articulaires des MIs amputé et sain .....	52
3.1.3.4 La longueur des membres inférieurs .....	53
3.1.4 Fonction cardiovasculaire et cardiorespiratoire.....	54
3.1.4.1 La fonction cardio-respiratoire .....	54
3.1.4.2 La vascularisation du moignon .....	55
3.2 ÉQUILIBRE CHEZ L'AMI .....	56
3.2.1 Équilibre en position debout .....	56
3.2.1.1 Évaluation de la mise en charge.....	57
3.2.2 L'équilibre dynamique lors de la marche .....	57
3.3 L'ÉVALUATION DE LA MARCHÉ .....	58
3.3.1 Évaluation des paramètres spatio-temporels de la marche .....	58
3.3.2 Analyse Cinématique de la marche .....	59
3.3.2.1 Analyse de la marche par observation.....	59
3.3.2.2 Analyse de la marche instrumentée.....	60
3.3.2.3 Points importants de l'analyse cinématique pour l'évaluation et la rééducation à la marche.....	60
3.3.2.4 Analyse des moments de force.....	61
3.3.2.5 Les tests de marche .....	62
3.4 RISQUE DE CHUTE CHEZ L'AMI.....	64

3.5 CONCLUSION .....	65
<b>4. LE TRAITEMENT DES AMPUTÉS DU MEMBRE INFÉRIEUR .....</b>	<b>67</b>
4.1 GESTION DE LA DOULEUR RÉSIDUELLE AU MOIGNON.....	68
4.2 PRÉPARATION DU SEGMENT À L'APPAREILLAGE .....	69
4.2.1 <i>Contrôle de l'œdème</i> .....	69
4.2.1.1 Pansement rigide et prothèse postopératoire immédiate .....	69
4.2.1.2 Pansement rigide amovible .....	70
4.2.1.3 Pansement semi-rigide .....	70
4.2.1.4 Prothèse postopératoire pneumatique .....	71
4.2.1.5 Pansement souple et bandage élastique .....	71
4.2.2 <i>Désensibilisation</i> .....	72
4.3 PRÉVENTION DES CONTRACTURES MUSCULAIRES .....	72
4.4 RENFORCEMENT MUSCULAIRE .....	73
4.5 ENDURANCE CARDIORESPIRATOIRE.....	74
4.6 ÉQUILIBRE ASSIS ET DEBOUT .....	75
4.6.1 <i>Équilibre assis</i> .....	75
4.6.2 <i>Équilibre debout unipodal</i> .....	75
4.6.3 <i>Équilibre bipodal</i> .....	76
4.6.4 <i>Augmentation de la MEC sur le membre prothétique</i> .....	76
4.6.4.1 Les post-effets moteurs .....	77
4.6.4.2 La rétroaction sensorielle.....	77
4.7 ENTRAÎNEMENT À LA MARCHÉ PROTHÉTIQUE.....	78
4.7.1 <i>Entraînement prothétique chez l'amputé trans-fémoral</i> .....	79
4.7.1.1 Phase de double appui antérieur de réception (DAAR) .....	79
4.7.1.2 Phase d'appui unilatéral .....	80
4.7.1.3 Fin de la phase d'appui .....	81
4.7.1.4 Phase de propulsion.....	82
4.7.1.5 Phase d'oscillation.....	82
4.7.2 <i>Entraînement prothétique chez l'amputé trans-tibial</i> .....	83
4.7.2.1 Double appui antérieur de réception (DAAR).....	83
4.7.2.3 Phase d'appui unilatéral .....	84
4.7.2.4 Phase de propulsion et phase d'oscillation .....	84
4.8 CONCLUSION .....	86
<b>CONCLUSION.....</b>	<b>89</b>
<b>RÉFÉRENCES .....</b>	<b>93</b>
RÉFÉRENCES DE L'INTRODUCTION .....	93
RÉFÉRENCES SECTION 1 : FACTEURS PRÉDICTIONNELS DE LA RÉCUPÉRATION LOCOMOTRICE CHEZ LES PERSONNES AMPUTÉES DU MEMBRE INFÉRIEUR.....	94
RÉFÉRENCES SECTION 2: LA DOULEUR FANTÔME : .....	97
RÉFÉRENCES SECTION 3 : L'ÉVALUATION DES AMPUTÉS DU MEMBRE INFÉRIEUR.....	102
RÉFÉRENCES SECTION 4 : LE TRAITEMENT DES AMPUTÉS DU MEMBRE INFÉRIEUR.....	107
<b>APPENDICES .....</b>	<b>111</b>
ANNEXE DE LA SECTION 1 .....	111
<i>Annexe 1.1 : Tableau récapitulatif de l'influence générale des facteurs prédictifs de la récupération locomotrice</i> .....	111
<i>Annexe 1.2 : Symptômes d'hypoglycémie</i> .....	112
<i>Annexe 1.3 : Bras de levier des différents adducteurs de la hanche</i> .....	113

ANNEXE DE LA SECTION 3.....	114
<i>Annexe 3.1 : Évaluation du moignon par Chakrabarty.....</i>	<i>114</i>
<i>Annexe 3.2 : Appareillage (Biodex) et position d'évaluation de la force musculaire</i>	<i>115</i>
<i>Annexe 3.3 Le cycle de marche normal .....</i>	<i>117</i>
<i>Annexe 3.4 : Grille d'évaluation à la marche du Rancho Los Amigos .....</i>	<i>118</i>
ANNEXE DE LA SECTION 4.....	119
<i>Annexe 4.1 : Méthodes de contention .....</i>	<i>119</i>
<i>Annexe 4.2 : Prévention des contractures.....</i>	<i>123</i>
<i>Annexe 4.3 : Exercices de renforcement.....</i>	<i>124</i>
<i>Annexe 4.4 : Endurance cardiorespiratoire.....</i>	<i>126</i>
<i>Annexe 4.5 : Équilibre assis et debout .....</i>	<i>127</i>
<i>Annexe 4.6 : Entraînement à la marche prothétique.....</i>	<i>128</i>
<b>GLOSSAIRE .....</b>	<b>131</b>

## **ABRÉGÉ**

Le manque de ressources disponibles concernant la réadaptation des amputés du membre inférieur, et le besoin flagrant d'information à ce sujet autant au Québec que dans les pays victimes de catastrophes naturelles ou de guerres, nous ont poussé à effectuer une recension de la littérature pour concevoir un outil d'information concis et spécifique concernant la réadaptation à la marche des amputés trans-tibiaux et trans-fémoraux. Trois sections seront abordées dans cet outil d'information :

**Facteurs prédictifs** : Un portrait des conditions pouvant favoriser ou nuire à la réadaptation de la marche avec prothèse sera dressé.

**Douleur fantôme** : La pathophysiologie de la douleur fantôme (DF) de même que l'évaluation de la DF et son traitement seront abordés.

**Évaluation et traitement** : Une liste de problèmes spécifiques aux amputés basée sur la littérature sera dressée et regroupera la douleur résiduelle, l'œdème et la sensibilité du moignon, la diminution de souplesse, d'amplitude articulaire et de force musculaire, une diminution de l'équilibre debout et une difficulté à la marche prothétique. Différents questionnaires et échelles de mesures seront proposés selon les évidences pour évaluer ces problèmes et un traitement basé sur les données cliniques et probantes de la littérature sera proposé pour chacun de ces problèmes.

Pour terminer, nous résumerons les grandes lignes qui devraient guider la réadaptation des amputés du membre inférieur et soulignerons les lacunes de la littérature et les domaines nécessitant des recherches futures.

Mots clés : amput\*, gait, mobility, phantom limb pain, stump, analysis, lower limb or extremity, rehabilitation, balance

## **INTRODUCTION**

À travers le monde, divers organismes humanitaires, tel que Handicap International (HI), interviennent pour venir en aide aux pays victimes de désastres naturels et de guerres, afin de fournir principalement des soins aux personnes blessées dont les amputés. À cet effet, HI a pour priorité de fournir l'appareillage nécessaire afin d'augmenter le niveau d'autonomie des gens ayant subi une amputation du membre inférieur. En Haïti, depuis le tremblement de terre de 2010, plus de 55 000 séances de rééducation ont été prodiguées; « 4 000 aides techniques ont été distribuées (aides à la mobilité ou matériel orthopédique); près de 300 personnes ont été appareillées d'une prothèse ou sont en voie de l'être et près de 200 personnes d'une orthèse. » (1) Selon son site officiel, Handicap International est aussi impliqué en Russie au Bangladesh, au Cambodge (le pays où il y a le plus de personnes amputées au monde), en Corée du Nord, Inde, Vietnam, ainsi que de nombreux pays de l'Afrique et du Moyen-Orient. (1) Malgré cette situation, les intervenants en réadaptation sont malheureusement rares dans de nombreux pays, tel qu'Haïti. À cet effet, HI mise beaucoup sur la formation de ces intervenants œuvrant dans les régions qu'il soutient.

D'un point de vue statistique, une autre réalité des amputations est celle des blessés de guerre. Au cours de la guerre en Iraq et en Afghanistan, plus de 950 personnes ont été amputées. (2) Plus près de chez nous, de 2000 à 2004, pas moins de 2055 amputations de membres inférieurs et supérieurs ont été pratiquées aux États-Unis suite à un traumatisme. (3) De 1996 à 2004, au Québec, 10 834 personnes ont subi 15 992 amputations de causes vasculaires, tous les niveaux d'amputation confondus. Parmi ceux-ci, 3209 amputations étaient de niveau trans-tibial (TT) et 2743 de niveau trans-fémoral (TF). (4)

À la suite d'une amputation d'un membre inférieur, la mobilité des individus est restreinte ce qui constitue un obstacle d'envergure à leur indépendance fonctionnelle. (5, 6) Ainsi, selon plusieurs auteurs, un but prioritaire de la réadaptation en physiothérapie est la récupération de la marche autonome et fonctionnelle des patients amputés du membre inférieur. (5-10) Cependant, une telle réadaptation est longue et difficile, plus

spécialement dans les différentes régions du monde où les soins apportés aux personnes amputées sont plus rares.

Dans un contexte d'aide humanitaire, les professionnels et bénévoles ne sont pas toujours formés adéquatement pour faire face à des problématiques précises telles que la réadaptation des amputés du membre inférieur. Face à cette réalité grandissante et à une forte demande en expertise, le besoin de créer un outil d'information concis et spécifique semble nécessaire. C'est dans cette optique que nous avons conçu le présent document basé sur les évidences cliniques présentes dans la littérature. En somme, cette synthèse de la littérature a pour objet de permettre une mise à jour des données probantes dans le but de guider les intervenants concernés par le traitement de personnes amputées vers de meilleures pratiques cliniques soutenues par les évidences scientifiques.

Il est important de mentionner le fait que nous avons choisi volontairement de concentrer notre revue de la littérature sur les amputés trans-fémoraux et trans-tibiaux. Cette décision a été prise à la lumière de plusieurs éléments tels que le fait que ceux-ci sont plus enclins à nécessiter une réadaptation prothétique dans le but de retrouver une certaine autonomie fonctionnelle. Nous avons cependant laissé de côté les désarticulations de la hanche et les hémibassins étant donné que celles-ci sont plus rares. De plus, l'amputation au niveau du tarse est commune mais celle-ci nécessite rarement une réadaptation intensive. La désarticulation du genou quant à elle, a été laissée de côté puisque cette intervention n'est presque plus utilisée puisque le niveau fonctionnel serait moins élevé qu'auprès des TT et TF. (11) De plus, il n'y aurait aucune différence significative à propos de la DF.

La première section abordera plusieurs des facteurs prédictifs de la réadaptation à la marche chez les amputés, de façon à guider le raisonnement clinique et poser un pronostic. Certains facteurs prédictifs reliés au sujet amputé seront abordés tel que l'âge et la condition physique du sujet. Cette section abordera également le rôle du niveau d'amputation sur la capacité à la marche et deux problèmes retrouvés au moignon, les troubles cutanés et la douleur. Dans un même ordre d'idées, un recensement des écrits tentera de faire le portrait des théories actuelles sur la pathophysiologie de la douleur fantôme, son évaluation, de même que son traitement. Ces deux premières sections représentent des éléments importants de la cueillette de données qui influenceront l'évaluation et la nature des interventions prodiguées. Ainsi, suivront chronologiquement



les parties de l'évaluation et du traitement de la personne amputée du membre inférieur. Celles-ci demeurent intimement reliées puisque, suite à l'évaluation, la liste de problème établie dictera la marche à suivre pour le traitement. À cet égard, les problèmes recensés incluent la douleur résiduelle et l'hypersensibilité du moignon, l'œdème et les problèmes cutanés, les troubles de la fonction musculo-squelettique tels que les contractures et la faiblesse musculaire, la diminution de la capacité aérobique et de l'équilibre ainsi qu'une limitation de la marche prothétique.

## **1. FACTEURS PRÉDICTIONNELS DE LA RÉCUPÉRATION LOCOMOTRICE CHEZ LES PERSONNES AMPUTÉES DU MEMBRE INFÉRIEUR**

L'amputation d'un membre inférieur modifie le cours d'une vie; qu'elle soit effectuée des suites d'une maladie (cancer, maladies vasculaires avec ou sans diabète, Maladie de Buerger, infections) ou d'un accident (trauma direct, électrocution, etc.), l'amputation est un événement extrêmement marquant pour la personne qui la subit. De plus, l'amputation devient un obstacle de taille à surmonter pour retrouver le niveau d'ambulation nécessaire à sa fonction et ce, en tenant compte de ses besoins et de son environnement. En effet, la réadaptation d'un sujet amputé demeure influencée par une multitude d'éléments qu'un thérapeute doit considérer et auxquels il doit s'adapter. Celui-ci ne traite pas l'amputation, il traite une personne qui a subi une amputation et qui désire marcher à nouveau. Cette personne vit dans un environnement spécifique et possède des caractéristiques singulières autant au point de vue de sa personne, que de son historique médical. Il est donc important, en premier lieu, de s'attarder aux nombreux facteurs prédictifs influençant la récupération locomotrice chez les personnes amputées du membre inférieur (AMI). Certains des éléments ont une influence sur cette récupération concernent le sujet lui-même, tels que son âge, sa santé physique et son environnement psychosocial. D'autres éléments, tels que les bras de leviers et les changements apportés aux structures contractiles, concernent plutôt l'impact de l'amputation elle-même sur la réadaptation. Le moignon formé suite à l'amputation est également déterminant pour la réadaptation; la douleur résiduelle qui peut y être ressentie ainsi que les troubles cutanés qui peuvent s'y développer ont un impact important sur le cours de celle-ci. À l'aide de ces différents éléments, le thérapeute saura mieux diriger l'évaluation de son sujet et le traitement de celui-ci. De plus, il possédera des éléments supplémentaires lorsqu'il aura à établir le pronostic.

## 1.1 Facteurs reliés au sujet

### 1.1.1 Facteurs personnels non modifiables : l'âge

Un âge plus avancé semble être un facteur prédictif négatif pour diverses raisons. Sansam et coll. (2009) ont, en effet, publié une revue systématique de 57 articles révélant que plus l'âge est avancé, moins le potentiel à la marche semble élevé. (2) Des résultats similaires ont été recueillis auprès de 75 AMIs par Munin et coll. (2001); en moyenne, leurs sujets plus jeunes réussissaient plus à parcourir les 45 m de marche avec prothèse demandés. (3) Jones et coll. (2001) ont également établi, dans le cadre d'une étude explorant la relation entre la douleur, la mise en charge (MEC) unipodale et la vitesse de marche, que l'âge expliquerait 36% de la variation de cette dernière chez les amputés TTs. (4) De plus, O'neil et Evans (2009) ont identifié une corrélation négative entre l'âge de 31 sujets AMIs et leur classement au SIGAM (Special Interest Group in Amputee Medecine), un outil mesurant la mobilité fonctionnelle. (5) Davies et Datta (2003) ont aussi obtenu des résultats similaires dans une étude ayant pour but d'identifier la proportion de sujets qui, après un an, étaient encore ambulants dans la communauté ou seulement dans le domicile. Les résultats recueillis auprès de 281 sujets amputés TTs et TFs, révèlent une baisse nette des pourcentages d'amputés TFs maintenant une ambulation avec une augmentation de l'âge, principalement en communauté. (6)

Table 4. Percentage of amputees gaining household and community ambulation by age.

Age	Trans-tibial		Trans-femoral	
	Household (%)	Community (%)	Household (%)	Community (%)
<50	12 (100)	11 (92)	4 (100)	4 (100)
50-64	21 (64)	18 (55)	20 (57)	16 (46)
65-79	54 (64)	42 (49)	42 (51)	19 (23)
>80	7 (58)	5 (42)	4 (22)	1 (6)
Significance	p=0.078	p=0.04	p=0.016	p=0.000

Tableau 1 : pourcentage des amputés étant ambulant dans la maison et en communauté (6)

En plus de l'impact direct sur la mobilité, l'âge à l'amputation aurait également un effet sur le fonctionnement général des personnes AMIS. Raya et coll. (2010) ont établi à cet effet, une corrélation entre différents facteurs personnels et la limitation d'activités de 72 sujets AMIs mesurée à l'aide du test de marche de six minutes. Selon les données

récoltées, l'âge expliquerait 17.93% de la variation des résultats lors de ce test. (7) De plus, une étude de Shoppen T et coll. (2003), effectuée auprès de 46 personnes amputées de plus de 60 ans, a révélé qu'un âge avancé influencerait également leur capacité à effectuer leurs activités de la vie quotidienne (AVQ). En effet, l'âge des sujets serait corrélée de façon significative avec le *Sickness Impact Profile 68-item version* (SIP-68), mesurant les changements de comportement d'un individu associés à sa santé dans le cadre de ses activités quotidiennes et le *Groningen Activity Restriction Scale* (GARS), mesurant les incapacités dans les AVQs. (8)

Le port de prothèse serait aussi influencé négativement par un âge avancé, selon Taylor et coll. (2010). En effet, leur étude menée auprès de 553 sujets, a révélé que, lorsque comparés aux sujets de 50 ans et plus, les sujets âgés de plus de 70 ans avaient trois fois moins de chances de porter une prothèse après leur amputation. (9) De plus, 77.1% des sujets de 50 ans et moins conserveraient leur statut ambulatoire pré-amputation (ex : ambulant ou non) un an après celle-ci alors que, seulement 39.6% des 70 ans et plus vivraient cette situation. (9)

En résumé, un sujet qui est amputé à un âge plus avancé qu'un autre sujet présente en moyenne un potentiel plus limité en ce qui concerne sa récupération locomotrice et à court et moyen terme. Cependant, selon Hamamura et coll. (2009), l'âge ne serait pas le facteur le plus important dans la réadaptation des personnes AMIs. La capacité aérobique ( $VO_2\text{max}$ ; section 1.1.2.3.1) semblerait, notamment, avoir une influence plus importante que l'âge sur la récupération locomotrice (10) Meulenbelt et coll. (2009) ont aussi établi que l'âge serait associé à une réduction de problèmes cutanés en raison d'une diminution de la sudation et du niveau d'activités. (11)

## **1.1.2 Facteurs reliés à la santé physique**

### 1.1.2.1 Étiologie

Les différentes étiologies de l'amputation comprennent les amputations de type traumatique et de type non-traumatique comprenant les amputations causées par un trouble vasculaire avec ou sans diabète. Les résultats recueillis en lien avec l'étiologie de l'amputation ne semblent pas mener à une conclusion clairement définie.

Tout d'abord, certaines études, telles que celles menées par Munin et coll. (2001) (3) et O'neil et Evans (2009) (5), n'ont pas dénoté de différence entre les amputés de différentes étiologies, en ce qui concerne leur réadaptation à la marche. Ces conclusions ont été obtenues en utilisant respectivement la réussite en réadaptation précoce et la comparaison entre le score au Locomotor Capabilities Index (LCI) (niveau locomoteur) et le port de leur prothèse durant une journée. (3, 5) De plus, Kratz A.L. et coll. (2010) (12) dans une étude effectuée auprès de 111 sujets, n'ont pas établi de différences significatives au niveau de la détresse psychologique vécue par chacun des groupes d'étiologie différente. Dans le cadre d'une revue de littérature, Sansam et coll. (2009) (2) ont également récoltés des données mitigées au sujet de l'étiologie : certains auteurs concluent que l'étiologie vasculaire est un facteur prédictif négatif à la réadaptation alors que, d'autres affirment qu'il n'y a aucun lien. Cependant, dans ces derniers, les groupes d'amputés d'origine traumatique sont petits, ce qui laisse croire que ces articles pourraient présenter un manque de représentativité. (2)

De plus, selon quelques auteurs, les amputés de types vasculaires seraient effectivement désavantagés sur certains points. Par exemple, Miller et coll (2002) ont démontré que leurs sujets dont l'amputation n'était pas d'origine vasculaire avaient une plus grande confiance en leur équilibre, évaluée à l'aide du « Activities-specific Balance Confidence (ABC) ». (13) De plus, selon les résultats récoltés par Torburn et coll. (1995), les amputés vasculaires auraient une dépense énergétique supérieure pour un même effort de marche lorsque comparés aux sujets ayant une amputation d'origine traumatique. En effet, lors de cette étude, les amputés de type vasculaire marchaient à une vitesse plus lente et avaient une cadence plus faible et une longueur de pas plus courte que les amputés traumatiques et ce, pour une même dépense énergétique (mesurée via leur consommation d'oxygène). Cette conclusion semble également être soutenue par la présence d'un rythme cardiaque plus élevé et une résistance moindre à l'effort. (14)

Les amputés traumatiques, pour leur part, semblent désavantagés par le fait que des caractéristiques liées à cette étiologie les mettraient plus à risque de développer des lésions cutanées liées à un problème d'occlusion. (Meulenbelt et coll. 2009) (11)

Les amputés de type vasculaire semblent donc désavantagés face aux amputés non-vasculaires, représentés en grande partie par les amputés traumatiques. (15) Cependant, il est important de se rappeler que les amputés de type vasculaire sont

généralement plus âgés, plus médicamenteux et plus déconditionnés que ceux des autres étiologies et que, ces facteurs peuvent influencer les résultats de recherche (Miller et coll, 2002). (13) L'étiologie serait par contre un facteur de moindre importance parmi ceux expliquant la capacité à marcher, selon les résultats d'une étude de Raya M. et coll. (2010). (7)

### 1.1.2.2 Maladies vasculaires périphériques et centrales

#### *1.1.2.2.1 Atteintes vasculaires périphériques*

Les maladies vasculaires périphériques (MVP), l'une des causes majeures d'amputation du membre inférieur, (15, 16) affectent un grand nombre d'individus : aux États-Unis seulement, de 5 à 10 millions d'individus en souffriraient présentement. Il est donc fort probable, qu'un sujet vu en réadaptation suite à une amputation soit atteint de MVP, peu importe l'origine de cette amputation. La réadaptation de ceux-ci peut par contre, présenter des obstacles tels que, la présence de claudication intermittente au membre sain. (17) Cette dernière peut apparaître lorsque l'apport d'oxygène devient moins important que la demande et peut survenir à des intensités pouvant limiter la distance de marche avec prothèse ou même mener ultimement à une amputation du côté sain. (17, 18)

De plus, lors d'amputation d'origine vasculaire, il est possible que le moignon présente des retards de guérison en raison des déficits vasculaires qui peuvent perdurer. Les chirurgiens tentent de conserver un moignon le plus long possible : celui-ci peut ainsi présenter des problèmes résiduels. Ces derniers peuvent parfois mener à une réamputation, impliquant un retour à la case départ pour le patient. (Zimmerman et coll., 2010)(19). D'ailleurs, les avantages apportés par une revascularisation pré-amputation semblent mitigés: certains auteurs affirment que le fait d'avoir eu une chirurgie vasculaire avant l'amputation semble plus associé à des porteurs de prothèse que l'inverse (Taylors et coll., 2005) (9) alors que d'autres affirment qu'il ne semble pas y avoir d'avantage (Sansam et coll., 2009). (2) Selon ces derniers, il serait parfois même préférable de ne pas tenter de chirurgie puisqu'un échec pourrait mener à une amputation encore plus proximale.

Les amputés souffrant de maladies vasculaires périphériques seraient aussi nombreux à souffrir de maladies coronariennes. (20)

#### *1.1.2.2.2 Maladie coronarienne*

La demande énergétique de la marche avec prothèse étant plus important que celle sans prothèse (21), l'intensité de l'effort demandé lors de la réadaptation à la marche doit d'autant plus tenir compte de la condition du patient au point de vue cardiovasculaire. D'ailleurs, lors de l'entraînement à la marche, il est important de considérer la stratification des risques chez les patients cardiaques (17) lorsque qu'un sujet souffre de maladies coronariennes et d'y adapter l'intensité de l'effort demandé ainsi que le type de supervision nécessaire. (17) Chez les patients souffrant d'angine, l'intensité de l'effort doit d'ailleurs respecter le seuil d'angine de chacun. De plus, chez certains patients présentant une capacité très limitée à l'effort, le temps d'entraînement pourrait être limité à quelques minutes à la fois. (17) D'ailleurs, certains sujets ayant vécu un évènement cardiaque récent (environ 100 jours avant l'épreuve d'effort, Ades et coll. (2006)) (22), peuvent présenter une capacité aérobie fonctionnelle extrêmement basse. Ades et coll. (2006) vont même jusqu'à affirmer que chez certains de ces sujets, les activités de la vie quotidienne peuvent atteindre un haut pourcentage de la fonction de réserve de ceux-ci, ces sujets n'étant même pas amputés (22)

La réadaptation prothétique peut donc clairement être influencée par la présence de maladies coronarienne. En effet, selon les résultats de Taylor et coll. (2005), les sujets amputés et souffrant de maladie coronarienne auraient deux fois moins de chance de porter une prothèse. (9) De plus, les gens qui en sont victime, mais qui porte tout de même une prothèse, serait aussi plus à voir leur statut ambulatoire à un an être différent de celui en préopératoire (ex : passer d'ambulant à non ambulant). (9)

#### *1.1.2.2.3 Diabète*

Le diabète est une maladie extrêmement courante à notre époque; il serait diagnostiqué chez un patient une fois toute les dix secondes quelque part dans le monde. (23) Celui-ci cause des atteintes de la micro et macro-circulation et représente l'un des facteurs de risque des maladies vasculaires périphériques (1.1.2.2.1)(17), des maladies coronariennes (23)(1.1.2.2.2) et des maladies rénales (23)(1.1.2.4.4). D'ailleurs, les sujets souffrant de diabète sont 10 à 25 fois plus sujets à être amputés. (16) Cette maladie peut donc être à l'origine de l'amputation pour laquelle nous traitons le sujet, mais aussi être à l'origine d'une amputation subséquente. En effet, selon les résultats publiés dans les lignes directrices de pratique clinique 2008 de l'Association canadienne du diabète pour la

prévention et le traitement du diabète au Canada, « lorsqu'un membre a été amputé, le pronostic pour le membre controlatéral est sombre ». (23)

De plus, le diabète peut entraîner l'apparition de neuropathie périphérique causant une diminution de la sensibilité, notamment à la douleur et la température, rendant les MIs plus à risque de blessure. (18) Il peut également être à l'origine d'une neuropathie motrice pouvant toucher les muscles intrinsèques du pied ou créer un pied tombant. S'ils sont rencontrés au membre sain, cela pourrait compliquer l'apprentissage de la marche prothétique en modifiant sa biomécanique (sections 3.3.2.3 et 3.3.2.4). (18) Les diabétiques auraient également, en moyenne, un  $VO_2max$  inférieur à ceux sans diabète. (22) De plus, l'apparition de signes d'hypoglycémie et d'hyperglycémie possibles représente une préoccupation supplémentaire pour le thérapeute, afin d'être sécuritaire. (17) (Annexe 1.2 : signes d'hypoglycémies) Bref, le diabète semble donc un facteur prédictif négatif de la réadaptation prothétique.

### 1.1.2.3 Capacités physique

#### *1.1.2.3.1 $VO_2max$*

Une capacité aérobie correspondant à un  $VO_2max$  équivalent ou supérieur à 50% du  $VO_2max$  estimé pour une personne saine du même âge est un facteur prédictif positif d'une réussite à la marche prothétique. C'est ce qu'ont pu établir Hamamura et coll (2009) en mesurant la consommation d'oxygène de 64 sujets de plus de 60 ans ayant une amputation TF ou une désarticulation de la hanche et en la corrélant avec leur capacité ou non de parcourir 100 m de marche avec leur prothèse. En effet, 90.4% des sujets avec un  $VO_2max$  estimé supérieur ou égal à 50% à l'épreuve d'effort sur ergocycle à une jambe ont réussi à parcourir les 100 m comparativement à seulement 27.3% dans le groupe de sujets ayant un  $VO_2max$  sous les 50% de leur  $VO_2max$  estimé. (10) Des résultats similaires ont été recueillis par Chin et coll. (2006). (24)

#### *1.1.2.3.2 Équilibre et appui unipodal*

L'appui unipodal sur le membre sain est un facteur prédictif majeur de la réadaptation à la marche avec prothèse. Shoppen T et coll. (2003) ont effectué une étude ayant pour but de relier les facteurs physiques, mentaux et sociaux de 46 sujets amputés de plus de 60 ans à leur habileté fonctionnelle : les résultats ont révélé que pour ces sujets, l'équilibre unipodal sur le membre sain à la deuxième semaine post-amputation



était le seul facteur corrélé de façon significative avec l'usage de la prothèse à un an. (8) Les auteurs suggèrent qu'elle serait un facteur prédictif important reflétant l'état de l'équilibre en général ainsi que la condition et la puissance musculaire de la jambe non amputées. (8) Cette même étude rapporte que 32% du résultat obtenu par leurs sujets au Timed Up and Go (TUG) serait également expliqué par l'équilibre unipodal sur le membre sain. (8) Celui-ci est d'ailleurs important pour le fonctionnement des patients amputés qu'ils utilisent ou pas une prothèse. (8) De plus, dans l'article de Hamamura et coll. (2009) précédemment citée, les sujets ayant un meilleur équilibre unipodal ont plus tendance à faire partie du groupe ayant réussi à parcourir 100 m que l'inverse. (10) Raya et coll. (2010) ont établi, pour leur part, que la capacité à se tenir sur le membre sain et à effectuer des pas de longueur symétrique représentaient respectivement 18.1% et 17.3% de la variation des résultats au test de marche de 6 minutes. (7) Cette étude nous indique qu'une plus grande capacité à se tenir sur le membre sain et un bon équilibre dynamique serait relié à une limitation d'activité moins importante. (7)

L'équilibre et la mise en charge statique sur le membre amputé seraient également des facteurs prédictifs de la marche. Les résultats d'une étude de Jones ME et coll. (2001) révèlent que, associée à l'âge, la mise en charge statique sur le membre atteint compte pour 66% de la vitesse de marche calculée dans leur étude. (4)

En résumé, l'équilibre unipodal sur le membre sain et celui sur le membre atteint sont importants dans la marche prothétique. Il semble donc important, d'identifier les différents éléments pouvant interférer avec ceux-ci afin d'assurer leur optimisation. L'évaluation et le traitement des troubles d'équilibre seront discutés en 3.2 et 4.6.

#### *1.1.2.3.3 État pré-amputation*

L'indépendance dans les activités de la vie quotidienne ainsi que, la capacité à marcher avant l'amputation sembleraient influencer les résultats des sujets lors de la réadaptation à la marche avec prothèse. En effet, selon quatre articles analysés par Sansam et coll, (2009) le statut de marche avant amputation est prédictif de la récupération locomotrice. La dépendance dans les soins personnels avant l'amputation serait également un facteur prédictif négatif.(2) De plus, selon Taylor et coll, les résultats récoltés chez 553 sujets de cause vasculaire révèlent qu'un patient n'étant pas ambulant ou n'effectuant que des transferts avant l'amputation est 9.5 fois plus à risque de ne pas porter de prothèse après l'amputation. Ce taux s'élève à 3 fois chez ceux qui étaient

ambulant dans leur domicile seulement. De plus, cette même étude révèle qu'à un an, les patients n'effectuant que des transferts avant l'amputation ont 70.3% de chance de voir se statut inchangé. (9)

Il semble donc important de questionner le patient sur l'état dans lequel il se trouvait avant l'amputation en parallèle avec ses objectifs.

#### 1.1.2.4 Autres facteurs de comorbidités et habitudes de vies

L'impact sur la réadaptation des autres troubles de santé du patient ainsi que de ses habitudes de vie peut être raisonnablement questionné. En effet, selon une étude menée par Hamamura et coll. (2009), il a été établi que les sujets n'étant pas capable de marcher sur 100 m ou plus à la fin de leur réadaptation, avait tendance à avoir un nombre significativement plus élevé de facteur de comorbidités. (10) Cependant, malgré le fait que l'augmentation de facteurs de comorbidité pourrait être liée à l'âge, une dépendance plus forte à l'âge qu'aux facteurs de morbidité semble exister selon les résultats des études analysés par Sansam et coll. (2)

##### *1.1.2.4.1 Tabagisme*

Les résultats trouvés au sujet de l'impact du tabagisme sur la réadaptation à la marche sont contradictoires, même si le tabagisme demeure un facteur prédictif des maladies cardiovasculaires et vasculaires périphériques.(2) Cependant, le tabagisme semble provoquer des problèmes cutanés en raison des troubles artériels qu'il induit, (Meulenbelt et coll., 2009). Ces troubles vasculaires entraînant une diminution de l'élasticité de la peau, cette dernière devient plus sensible aux abrasions. (11) De plus, Lind et coll (1991) ont établi, dans le cadre d'une étude rétrospective menée auprès de 137 sujets, que les fumeurs étaient 2.5 fois plus à risques de développer une infection et d'être amputés à nouveau que les non fumeurs lorsque aucune antibiothérapie prophylaxique n'est donnée. (25) De plus, les sujets de cette étude ayant été réamputés une deuxième fois étaient tous des fumeurs. (25)

##### *1.1.2.4.3 Accident vasculo-cérébral (AVC)*

Il n'aurait pas de lien significatif entre l'habileté à la marche et certaines caractéristiques associées à l'AVC. (2) En effet, le côté de l'hémiplégie, le site de la lésion, sa concordance avec le côté amputé et l'ordre dans laquelle le sujet a subi

l'amputation et l'AVC ne sembleraient pas reliés avec l'habileté à la marche. Celle-ci semble plutôt être affectée par le niveau de déficit moteur. (2)

#### 1.1.2.4.4 Insuffisance rénale

Dans le cadre d'une étude rétrospective, un test de chi-carré associant la présence d'insuffisance rénale en stade terminale au port de prothèse a révélé que les gens présentant cette caractéristique semblent être 2.3 fois plus enclin à ne pas porter de prothèse suite à une amputation. (9) De plus, ils seraient 1.4 fois moins à réussir leur réadaptation. (9)

### 1.1.3 Facteurs psychosociaux

#### 1.1.3.1 Mémoire et difficultés d'apprentissage

La mémoire semblerait être l'élément mental le plus important pour le fonctionnement des amputés. (8) De plus, celle-ci semble être importante dans l'apprentissage d'une nouvelle tâche (Shoppen et coll, 2003). (8) En outre, une étude menée auprès de 553 sujets a révélé que les sujets qui souffrent de démence sont 2.4 fois moins à porter une prothèse que ceux n'en souffrant pas. (9)

De plus, selon les résultats récoltés, O'neil et Evans (2009) ont mis en lumière une corrélation positive entre la mémoire verbale et le niveau locomoteur des sujets à l'étude mesuré par le LCI. Il en serait de même pour le niveau de mobilité fonctionnelle mesurée par le SIGAM. (5) En fait, une équation combinant une des épreuves de l'évaluation de la mémoire verbale (*story recall*), l'âge, le niveau d'amputation et la présence de douleur explique environ 58% de la variance entre les différents grades de mobilité fonctionnelle (SIGAM). (5) Selon les auteurs, ces découvertes nous portent à croire qu'il serait en effet important de tester des sujets la mémoire pour identifier ceux qui sont à risque d'avoir une pauvre mobilité.

Larner S. et coll, ont également démontré qu'en combinaison avec le niveau d'amputation, une pauvre capacité d'apprentissage prédirait la réussite ou l'échec du port de prothèse 81% du temps. Ils sont arrivés à cette conclusion en utilisant le *Kendrick*

*Object Learning*, démontré efficace pour identifier la présence de démence chez les sujets d'âge moyen et avancé dans les premières semaines d'hospitalisation.(26)

### 1.1.3.2 Motivation

Chez les sujets ayant participé à l'étude d'Hamamura et coll. (2009), menée sur la capacité aérobique des amputés de plus de 60 ans, la motivation semblait avoir un impact positifs sur la réussite de leur réadaptation. En effet, ceux ayant démontré une plus grande motivation à marcher étaient plus nombreux à pouvoir parcourir les 100m de marche avec prothèse demandée. (10) Le facteur motivation est également soulevé comme hypothèse expliquant le fait que les scores fonctionnels mesurés chez les sujets de Shoppen et coll (2003) ne soient pas entièrement expliqués par les nombreux facteurs à l'étude. (8) Ainsi, bien que les faits ne semblent pas clairement établis, la motivation d'un patient pourrait avoir un impact sur la réussite de sa réadaptation prothétique.

## **1.2. Facteurs reliés à l'amputation et leurs impacts sur la réadaptation**

Le niveau d'amputation est un facteur non-négligeable important de la réadaptation locomotrice car il détermine à la fois les bras de levier disponibles et les structures contractiles associées.

### **1.2.1 Niveau d'amputation**

Selon Sansam et coll. (2009), la majorité des études rapporteraient une meilleure habileté à marcher lors d'une amputation plus distale et unilatérale que plus proximale ou bilatérale. (2) D'ailleurs, les amputés TTs marcheraient plus rapidement et sur de plus grandes distances que les amputés TFs. (2) Une autre étude, réalisée en 2010 par Goktepe et coll, a également révélé que la dépense énergétique lors de la marche sur tapis roulant était plus basse chez les amputés TTs que les chez amputés TFs et les sujets ayant une amputation partielle du pied. (27) Une étude réalisée par Genin et coll. (2008) dans un centre de réadaptation mené par Handicap International au Cambodge, a révélé des conclusions semblables. (21) En effet, la vitesse maximale atteinte pour un ratio fixe de gaz expiré (mesure de dépense énergétique) a été inférieure chez les sujets

amputés comparés aux sains et chez les sujets amputés TFs en comparaison avec les TTs. De plus, lorsque les sujets amputés TTs se déplacent à leur vitesse de marche soutenue la plus élevée, ils présentent un niveau de consommation d'énergie spécifique à la masse (*mass-specific net energy consumption rate*) 30% plus élevé que les sujets sains. (21, 28) Les amputés TFs quant à eux voient ces valeurs s'élever à 100% de celles des sujets sains. (21) Ainsi, à vitesse comparable, le coût énergétique pour la marche est plus élevé pour des niveaux d'amputation proximaux. De même, plus le niveau d'amputation est proximal, plus l'endurance à la marche serait réduite. En effet, selon les résultats d'une étude de Raya et coll (2010), le niveau d'amputation compterait pour 8.61% de la variance du résultat de test de marche de six minutes chez 74 AMIs. (7)

Ces différences proximo-distales s'expliqueraient en partie par la longueur du moignon. En effet, un amputé possédant un long moignon pourrait développer une plus grande force car, il possède un plus long bras de levier (Fraisie et coll., 2008). (28) Cependant, il est important de mentionner que plusieurs facteurs interviennent pour aussi modifier l'importance du cout énergétique : l'âge, la fréquence cardiaque de base, la vitesse de marche, l'asymétrie de la marche. (28)

Certains facteurs prédictifs d'une bonne récupération locomotrice nommés dans la section précédente aurait une influence différente selon le niveau d'amputation. En effet, chez les sujets d'une étude de Davies et Datta (2003), l'âge aurait un impact négatif sur le niveau d'ambulation des amputés TFs seulement alors que, l'étiologie semble avoir un impact significatif chez les amputés TTs seulement. (6) De plus, les amputés de type non-traumatique et TTs présenteraient plus de complications au niveau de leurs plaies que les TFs non-traumatiques. En effet, une étude menée par Stone P.A et coll (2006) auprès de 380 amputés non-traumatiques a révélé que 17.4% des sujets TTs avaient développé des complications au niveau de leurs plaies dans les 90 jours suivant l'amputation comparativement à 7.4% chez les amputés TFs. Ils sont également plus à risque d'une révision à un niveau supérieur. (29) Cependant, il est important de noter que les amputés TFs non-traumatiques semblent avoir un plus haut taux de mortalité (16% comparativement à 5% chez les TTs). Cette situation serait en partie due à de plus grandes atteintes athérosclérotiques chez ceux-ci. (29) De plus, ils ont tendance à être plus souvent non-ambulants.

Le niveau semblerait avoir également un impact sur le port de prothèse. Une étude de Taylor et coll effectuée auprès de 553 patients amputés a révélé que le niveau d'amputation influencerait le port de la prothèse; les amputés TFs auraient 4.4 fois plus tendance à ne pas porter une prothèse que les TTs. (9) De plus, les TFs seraient 1.6 fois plus à ne pas conserver leur statut ambulatoire pré-opératoire. (9) D'ailleurs, dans une étude de Larner et coll réalisée en 2001, les auteurs ont évalué la relation entre le fait de réussir à apprendre à utiliser une prothèse (chausser, déchausser et marcher quelques pas à l'intérieur) et certains facteurs reliés à ces sujets, tels que le niveau d'amputation. Cette étude a révélé que parmi les 41 sujets à l'étude, les TFs avaient plus de difficultés à apprendre à marcher avec une prothèse que les TTs, de manière générale. (26)

D'un point de vue plus fonctionnel, une étude effectuée en Alberta par Hebert et Ashworth (2005) a révélé que le niveau d'amputation aurait un impact important sur le retour au travail. (30) En effet, les amputés TTs auraient en moyenne 564 jours de moins d'incapacité totale que les amputés TFs. (A10) De plus, selon l'étude de O'Neill et Evans, les plus hauts niveaux d'amputation seraient corrélés avec des résultats au Locomotor Capabilities Index plus pauvres. (5)

En résumé, l'amputation à un niveau TT semble grandement favoriser les sujets en ce qui concerne leur récupération locomotrice et leur fonction.

### **1.2.2 Structures contractiles**

Le niveau à laquelle l'amputation est effectuée ainsi que certains choix faits au niveau de la chirurgie influencent la demande musculaire de même que la musculature disponible et utilisable lors de la marche avec prothèse.

Premièrement, le niveau à laquelle l'amputation a été réalisée influence à la hausse la demande faite à certains groupes musculaires, dont les fléchisseurs de la hanche amputée et les extenseurs de la hanche saine chez les amputés TFs. (31) Il en serait de même pour les fléchisseurs de la hanche du côté amputé chez les TTs. De plus, selon les résultats d'une étude électromyographique de la marche chez les amputés TFs réalisée par Jaeger et coll (1996) (32), les extenseurs de la hanche du côté de l'amputation seraient recrutés plus longtemps que chez les sains. Également, lorsque l'amputation est réalisée à la moitié proximale du fémur, les fessiers, tout comme le

sartorius, le droit fémoral et les ischio-jambiers, sont recrutés tout au long des phases de la marche. (32) Chez les amputés TTs, au membre atteint, la demande faite aux ischio-jambiers est quadruplée pour palier à la poussée plantaire déficiente et assurer le contrôle du genou en extension lors de la mise en charge. (28) Il semble donc évident que la musculature résiduelle des amputés TFs et TTs doit être la plus efficace possible.

Deuxièmement, l'amputation entraîne des modifications au niveau du muscle et de l'atrophie en raison de la perte partielle ou complète de leur insertion, de leur action et de leur innervation. (28) Les différents groupes musculaires voient ainsi leur potentiel de force diminué. Par exemple, lors d'une amputation TF, le grand adducteur est toujours sectionné de façon plus ou moins importante selon la longueur du moignon. (33) Cependant, la force d'adduction est représentée à 70% par l'utilisation de ce muscle (1, 34) (Annexe 1.3) Chez les amputés dont le moignon est moyen ou court, le grand adducteur est réinséré avec le long adducteur, (33) afin d'éviter une contracture en abduction de cette hanche. D'ailleurs, chez plusieurs amputés TFs, la bandelette ilio-tibiale (BIT) n'est pas rattachée pour éviter cette contracture (33) Cependant, le grand fessier s'attache également sur la BIT en sa partie caudale et il peut ainsi partiellement être rétracté. L'amputé voit ainsi sa force d'extension diminuée à la hanche du membre amputé (33) alors que, les extenseurs des hanches sont largement utilisés à la marche chez les TFs (3.3.2.4 et 4.7).

De plus, suite à la section de la BIT, une contracture en flexion peut se produire sans pour autant éviter de façon systématique la contracture en abduction (32, 33) puisque, peu importe le niveau, les deux plus importants abducteurs (moyen et petit fessier) demeurent intacts. (33) Ceci peut d'ailleurs être très problématique pour la récupération locomotrice car, les contractures affectent négativement l'habileté à la marche (Sansam et coll., 2009). (2) En effet, Munin et coll. ont établi que la seule valeur cliniquement significative prédisant chez les sujets de leur étude leur capacité à marcher 45m de façon indépendante serait l'absence de contracture au membre amputé. (3)

Il est également important de noter que seuls les muscles dont l'insertion est rattachée sont encore fonctionnels (33), et que malgré cela, ils demeurent « plus vulnérable [...] si [leur insertion] a été déplacé ». (28)

En résumé, il est préférable que le thérapeute soit au courant du protocole chirurgical car l'évaluation de la marche et son traitement peuvent, en effet, être

grandement influencés par le niveau et les structures contractiles résiduelles et celles désormais absentes ou inutilisables. La biomécanique des phases de la marche et les demandes musculaires qui y sont associés chez les AMIs seront discutées de façon plus détaillée aux sections 3.3.2.3, 3.3.2.4 et 4.7.

### **1.3 Facteurs reliés à l'état du moignon**

Malgré les efforts déployés par le chirurgien, l'ensemble de l'équipe médicale et le patient, dans le but de rendre le moignon le plus optimal possible pour l'appareillage, des problèmes peuvent survenir auprès de celui-ci. En effet, le corps n'étant pas conçu pour répondre à ces nouvelles conditions, l'adaptation ne se fait pas toujours sans embuches. Les amputés peuvent, entre autres, souffrir de troubles cutanés et de douleur résiduelle au moignon, pouvant limiter ou altérer le cours d'une réadaptation. Ces conditions peuvent, par contre, survenir également suite au port de la prothèse à long terme.

#### **1.3.1 Problèmes cutanés**

Au niveau du moignon, les problèmes cutanés sont très courants. Les résultats d'une étude de Meulenbelt et coll (2009) ont, en effet, révélés que 82% des sujets amputés consultés dans le cadre de leur étude avaient déjà, dans le passé, développé un problème cutané. (11) Parmi ces derniers, 63% en avait développé un dans le dernier mois seulement. (11) Les problèmes de peau les plus fréquemment reportés par ces sujets étaient la sudation excessive, les rougeurs persistant plus d'une minute après le retrait de la prothèse et de la sensibilité au niveau de leur peau. (11) Selon ces auteurs une augmentation de la marche avec prothèse diminuerait les risques de lésion d'origine vasculaire. (11)

Cependant, selon Dudek et coll (2005; 2006), les ulcères cutanés seraient les lésions les plus rencontrées. (35) Les irritations, les kystes par inclusion, les cals et les hyperplasies variqueuses serait d'autres lésions fréquemment rencontrées dans le cadre de leur étude. (35) De plus, selon ceux-ci, l'apparition de certains de ces troubles cutanés semblerait plus marquée en fonction de l'étiologie. En effet, les ulcères, les irritations et les



hyperplasies variqueuses se retrouveraient principalement chez les amputés souffrant de maladies vasculaires périphériques alors que les kystes par inclusion et les cals seraient vus plus fréquemment chez les amputés de cause traumatique. (35)

Également, l'ajustement de la prothèse contribuerait à entre 79.5% et 95% des lésions cutanées rencontrées. (35) Ces lésions se retrouveraient principalement sur le tibia distal (70.3%) et les condyles fémoraux (6.9%) pour les TTs et le fémur distal et dans l'aine pour les TFs. (35) Il faudrait donc être très attentif à l'ajustement de la prothèse dès le début de la réadaptation car, en plus d'entraîner l'arrêt temporaire de la marche avec prothèse, cette dernière doit alors être ajustée ou une nouvelle doit être prescrite. (35) De plus, selon ces mêmes auteurs, une augmentation du niveau d'activité pourrait être associée à une augmentation du nombre de lésions. (36) D'ailleurs, les amputés TTs souffrirait quatre fois plus souvent de troubles cutanés que les amputés TFs. (36)

Munin et coll (2001) ont aussi évalué qu'au cours de leur étude, 70% des échecs à la réadaptation précoce (admission directe des soins aigus à la réadaptation) avaient été causés par des blessures sur le moignon, incluant des infections locales, des déhiscences ou des drainages excessifs.(3)

En résumé, les troubles cutanés sont très fréquents chez les personnes amputées au niveau de leur moignon et peuvent limiter la marche avec prothèse autant durant la réadaptation qu'au cours des années qui suivront. Il sera donc important que le patient et les intervenant soit attentifs aux divers facteurs influençant leur apparition, et plus particulièrement à l'ajustement de la prothèse.

### **1.3.2 Douleurs**

La douleur résiduelle est définie par Ephraim P.L, comme une douleur dans une partie du membre résiduelle qui est physiquement présente. (37) Celle-ci alimente peu la littérature (38), du moins, de façon moindre que la douleur fantôme discutée dans la section 2. Cependant, elle demeure non négligeable, d'une part par son incidence et d'autre part, par son implication pour la personne amputée, dans sa réadaptation et sa vie ultérieure.

La prévalence de la douleur résiduelle est très variable selon les auteurs consultés allant de 6% à 76%.(section 2.2). Smith É et coll, rapporte que la douleur résiduelle au moignon serait présente chez 56.1% des AMIs. (39) Pour leur part, Ephraïm évaluerait l'incidence à 67.7% suite à une étude menée auprès de 914 sujets amputés. (37) De plus, la douleur perçue à la quatrième semaine influencerait la mise en charge sur la prothèse (Jones et coll., 2001). (4) En outre, puisque la mise en charge sur la prothèse influence la vitesse de marche, la douleur aurait donc indirectement un impact sur celle-ci. (4) La douleur (sans précision au site) et la douleur résiduelle (au moignon) seraient également corrélées négativement au LCI. (5) Ceci impliquerait donc que la douleur influencerait négativement la locomotion dans les activités de tous les jours. Par contre, il semblerait que l'intensité de la douleur et son impact ne soit pas directement proportionnelle. (39)

Les causes de douleur résiduelle peuvent être multiples : pointes osseuses agressives, formation d'ostéophytes, névromes, abcès, une bursites, ... (40) L'ostéoporose peut également devenir une source de douleur; il faut donc être attentif à l'apparition de ce problème à long terme et aux conséquences qu'elle peut avoir sur la marche prothétique(Yazicioglu et coll, 2008). (40) De l'ostéoarthrose (OA) pourrait également apparaître et créer de la douleur; la prévalence de l'OA étant plus élevée chez les amputés.

Certains facteurs modèleraient également l'apparition et la perception de la douleur. En effet, la douleur serait deux fois plus fréquente chez les sujet plus âgés (65 ans et plus) que chez les 18-44 ans. (37) De plus, les amputés présentant deux facteurs de comorbidités ou plus auraient 2.2 fois plus de chance d'avoir de la douleur résiduelle. (37) Les amputés ayant une humeur dépressive, seraient, pour leur part, plus enclins à se plaindre de douleurs modérées ou sévères que les autres. Ils considèreraient également plus souvent leur douleur comme extrêmement dérangement. (37) Le temps depuis l'amputation n'aurait par contre pas d'influence (37) et l'impact de l'étiologie serait encore mitigé. En effet, alors que Smith et coll. (39) affirme que parmi leurs sujets la douleur serait plus élevée chez les amputés vasculaires, Ephraïm et coll (37) affirme que les amputés traumatiques seraient 1.7 fois plus enclin a rapporté de la douleur que les amputés après contrôle des facteurs parasites. Cette dernière étude est par contre menée auprès de huit fois plus de sujets que la première, augmentant ainsi sa validité externe.

En résumé, la douleur au moignon est un élément non-négligeable qu'il faut considérer dans notre réadaptation ainsi que dans le pronostic à long terme des patients. Son implication dans la douleur fantôme, son évaluation et son traitement seront discutés respectivement dans les sections 2.2 et 2.4.2, 3.1.1 et 4.1.

## **1.4 CONCLUSION**

En conclusion, il est évident que chaque sujet est différent et qu'une multitude d'éléments personnels viennent moduler la réponse d'un sujet à sa réadaptation. De plus, l'évaluation et le traitement peuvent être influencés par ceux-ci.

Tout d'abord, l'âge avancé influence clairement de façon négative la capacité à marcher avec une prothèse. L'âge aurait plus d'influence que les facteurs de comorbidités, mais il semblerait que la capacité aérobique ait d'avantage de poids que celui-ci sur le pronostic locomoteur. L'étiologie, pour sa part, a peu d'influence sur la réadaptation pour la majorité des aspects abordés, mais les amputés d'origine vasculaire semblent désavantagés lorsque l'on considère leur faible capacité aérobique en comparaison à celle des amputés traumatiques. D'ailleurs, une capacité aérobique supérieure à 50% du  $VO_2$ max estimé pour un sujet sain de même âge, est fortement corrélée à la capacité de marcher sur 100 m et plus avec une prothèse avec sans aide technique ou seulement une canne. La présence de maladie cardiovasculaire et de diabète influence par contre négativement cette capacité aérobique. Le diabète, tout comme les maladies vasculaires périphériques, met également en péril l'intégrité du membre sain et du membre résiduel.

Un bon équilibre unipodal autant sur le membre sain que le membre atteint prédit également une meilleure fonction et une meilleure capacité à marche avec une prothèse. Cependant, celle-ci peut être sérieusement mise en péril si le sujet traité n'effectuait que des transferts avant l'amputation.

Les habitudes de vie et conditions associées, quant à elles, influencent le port de la prothèse de façon plus ou moins importante. En effet, les gens ayant subi un AVC voit leur potentiel influencé seulement par leurs atteintes motrices alors que les insuffisants rénaux sont moins nombreux à marcher avec une prothèse. De plus, les amputés fumeurs présentent plus de troubles cutanés et un ont un plus grand risque d'infection de leur plaie, L'impact de cette habitude sur la marche n'est cependant pas clairement établi.

Le niveau influence aussi grandement le potentiel à la marche. En effet, un amputé TT est largement avantagé en ce qui concerne la dépense énergétique reliée à la marche, le chaussage, le port de la prothèse et sa fonction en générale. Cependant, les amputés TTs, ont plus de chance d'avoir des délais de guérison au niveau de leur moignon. Le niveau d'amputation influence également les structures contractiles. En effet, la marche

de l'amputé nécessite une augmentation de l'effort dans les groupes musculaires résiduels. Ce phénomène est notamment augmenté chez les amputés plus proximaux. Cependant, plus l'amputation est proximale, plus il y a de structures qui doivent être sectionnées lors de la chirurgie. Selon les besoins, certaines de celles-ci sont rattachées à l'os ou aux autres muscles et d'autres ne le sont pas. Par contre, dans l'une ou l'autre des situations, les muscles sont affaiblis alors que, la demande faite aux muscles augmente lors de la marche avec prothèse. Ceci peut influencer grandement le traitement des différentes phases de marche chez les amputés, tel qu'il sera vu à la section 4.7.

La douleur résiduelle au moignon et les troubles cutanés peuvent également nuire négativement au port de prothèse car, elles rendent le port de la prothèse difficile, voir impossible pour une certaine durée et limite ainsi la progression de la réadaptation.

En somme, les facteurs prédictifs de la récupération locomotrice chez les personnes AMIs sont largement discutés dans la littérature actuelle. Cependant, malgré les liens qui semblent se former entre les différents aspects, peu d'études visent à établir l'interrelation entre ceux-ci chez la personne amputée. De plus, les différences dans les populations à l'étude rendent les résultats des études actuelles difficilement comparatives. Une standardisation des protocoles de recherches chez les amputés serait donc nécessaire. Cependant, il semble évident que cela peut être difficile à réaliser : chaque personne amputée du membre inférieur est unique.

## **2. LA DOULEUR FANTÔME**

Le concept de la DF existe depuis fort longtemps. En effet, celle-ci a été introduite aux alentours du 16<sup>ième</sup> siècle par le chirurgien militaire français Ambrose Paré. Celui-ci était le premier à décrire une douleur dans un membre n'existant plus. Suite à cette découverte, les scientifiques n'ont pas cessés de tenté de percer ce mystère. (1-3). Dans la section qui suit, il sera discuté de la douleur fantôme (DF) sous plusieurs aspects. Tout d'abord, la définition et les caractéristiques de la DF seront établies et différenciés avec celles de la sensation fantôme (SF) et de la douleur résiduelle du moignon (DRM). Pour continuer, les différentes théories concernant la pathophysiologie de la DF recensées au cours de mes recherches seront présentées avec les données probantes alimentant chacune d'entre elles. D'ailleurs, celles-ci sont principalement au niveau du système nerveux central et périphérique. Ensuite, l'évaluation de la DF sera présentée plus en détails avec les éléments primordiaux qui doivent être inclus lors de notre questionnaire. Pour terminer la section, les différents traitements, comprenant la médication, les traitements chirurgicaux et les traitements en physiothérapie retrouvés dans la littérature seront exposés.

## **2.1 Définition de la sensation fantôme et de la douleur fantôme**

La SF est définie comme une sensation de désafférentation de la partie du corps comme si elle était encore présente.(2-4) Ce qui distingue la SF de la DF est que cette première inclut toutes les sensations, tels que décrit dans le prochain paragraphe, dans la partie du corps amputé. La DF, par contre, comprend toutes les variétés de sensations douloureuses dans la partie du corps amputée.(2)

La SF, a souvent été séparé en trois catégories soit les sensations kinétiques, les composantes kinétiques et les perceptions extéroceptives. (5) Les sensations kinétiques réfèrent aux différentes perceptions de mouvements, et ce, qu'ils soient contrôlés ou spontanés. Les composantes kinétiques, tant qu'à elles, sont décrites en terme de position, forme et grosseur du membre amputé. Pour ce qui est des perceptions extéroceptives, elles sont caractérisées par une pression, une température, un picotement ou de la vibration.(5) Selon Weinstein, la DF serait principalement une perception extéroceptive d'une intensité plus importante que la SF.(5)

Lorsque Melzack(6) a tenté de décrire ce qu'était une DF, celui-ci l'avait séparé en quatre caractéristiques spécifiques. Premièrement, il y avait une douleur persistante une fois le tissu guéri. Deuxièmement, il y avait des points gâchettes, qui sont définis comme des points de pression hypersensibles au niveau musculaire. En général, ces points gâchettes reproduisent des douleurs locales et référés c'est-à-dire à un endroit plus éloigné du site stimulé lors de leur palpation.(7) Dans la théorie de Malzack, ils ont le potentiel d'être évoqué à n'importe quel autre tissu sain. Troisièmement, dans plusieurs cas, la DF ressemble à la douleur ressentie par le patient avant l'amputation et est sensiblement de même type et de même intensité. Quatrièmement, l'augmentation et la diminution des inputs sensoriels, par exemple la vibration, avaient un effet sur la DF.

## **2.2 Caractéristiques de la douleur fantôme**

D'après des études récentes, jusqu'à 85% des patients souffriraient de DF suite à l'amputation. (1, 4, 8-12) L'incidence de ce phénomène est le même indépendamment du genre, de l'âge et du niveau d'amputation. (1, 13-16) La littérature a également démontré que le mécanisme d'amputation, soit traumatique ou vasculaire, n'avait pas d'influence sur

l'incidence de développer de la DF. (1, 9, 16, 17). En ce qui concerne la douleur pré-amputation et sa corrélation avec l'incidence de la DF, les études diffèrent. En effet, certaines études(13, 17) ont démontrées qu'une augmentation de la douleur avant l'amputation augmentait l'incidence de la DF. Une étude auprès de 57 patients a d'ailleurs démontrée cette relation. Selon leurs résultats, la douleur pré-opératoire était la seule significative pour l'incidence de DF à un an et plus de la chirurgie.(16) Par contre, dans cette même étude, le seul facteur prédictif significatif de la DF lors des suivis de six mois et 12 mois, a été la douleur immédiate post-opératoire.(16) De plus, d'autres études, dont une auprès de 124 patients amputés du membre supérieur (AMS) avec prothèses et l'autre de 720 amputés vétérans de la guerre, ont rapportés qu'il n'y avait aucune différence. (14, 18) Il est par contre important de noter qu'à l'intérieur de ses études, les amputés traumatiques sont la plupart du temps exclus. Ceci engendre donc un biais important pour la généralisabilité de ses études chez la population amputée. De plus, Nikolajsen et coll., qui ont démontrés une corrélation significative les deux indices de douleur, soient la douleur préopératoire et l'incidence de la DF, ont également montrés que les patients n'avaient pas une bonne mémoire de leur douleur préopératoire(13), ce qui limite la qualité de ces études.

La plupart des études rapportent que la DF apparait immédiatement après l'amputation chez la majorité des amputés.(1) En effet, l'incidence immédiate post-amputation de DF et SF est de 72% et 84% respectivement. Ces valeurs six mois post-amputation diminuent pour atteindre 67% en ce qui concerne la douleur et augmentent à 90% pour la sensation.(2) Il y a également eu des cas rapportés de DF jusqu'à plusieurs dizaines d'années après l'amputation.(19)

La DRM a été reportée dans 50% des patients au cours de la première semaine, mais celle-ci diminue ensuite à 3% 13 mois post-amputation. En somme, la DRM à travers les différentes études varie entre 6 à 76%.(10, 11, 14, 19) Elle est souvent décrite comme un élancement, un choc ou une brûlure et cette douleur est située près de la cicatrice. (2) Il existe une forte corrélation entre la DRM, l'habilité à bouger le membre fantôme (MF) ainsi que la DF,(10) celui-ci sera expliqué au cours des sections suivantes. Par contre, le «télescopage» n'aurait pas de lien avec la DF.(10) Le télescopage est principalement décrit comme étant une représentation de la portion distale du MF près du moignon, il en sera discuté plus en détails dans la section 2.4.1.1.



Certaines études ont démontrés une diminution de la DF au cours du temps (17, 20, 21) alors que d'autres n'ont montré aucun changement significatif. (18, 20) Dans une étude de Nikolajsen et coll., les auteurs ont démontrés qu'il n'y avait pas de diminution de l'incidence de la DF mais bel et bien une diminution de la fréquence et de la sévérité des épisodes au fil du temps.(13)

### **2.3 Description de la douleur fantôme**

Les patients rapportent ce type de douleur de plusieurs manières, en effet ils peuvent la décrire comme une brûlure, une crampe, un spasme, des picotements, des piqures, des chocs électriques ou des sensations de mouvements.(5, 8) Il a été décrit dans la littérature que parfois, les patients ont des descriptions très précises de leur DF tel qu'elle était avant l'amputation, comme, par exemple, des crampes à force de tenir une grenade ou une arme ou des bottes trop serrées.(1, 22) Les DF sont la plupart du temps épisodiques, elles peuvent aller de quelques secondes à plusieurs heures. Dans de rares cas, la DF peut être rapportée comme constante.(1, 22)

Malgré le fait que la DF soit plus présente chez les AMS en comparaison avec les amputés du membre inférieur (AMI), la DF se situe majoritairement en distal du membre amputé.(13) Les raisons de cette différence d'incidence de DF entre AMI et AMS n'est toujours pas comprise. Habituellement, au cours du temps, la DF et la SF proximale tendront à disparaître mais à persister en distal.(2)

Parmi les amputés, certains sont capable de «bouger» leur MF, en d'autres mots, ils perçoivent qu'ils peuvent bouger leur bras ou leur jambe amputée.(3, 8) D'ailleurs, selon l'expérience clinique d'un groupe d'auteurs, l'habilité à bouger le MF est relié à une DF plus faible.(3) Les études d'imagerie cérébrale fonctionnelle ont démontrés que ces «mouvements» activaient le cortex moteur (M1) et la zone somato-sensorielle primaire (S1) tout comme les mouvements du membre sain.(23) Si ces mouvements engendraient de la DF, il y avait une activation du cervelet, du cortex cingulé antérieur (CCA) et du cortex postéro-pariétale (CPP).(24) Le CCA et le CPP sont d'ailleurs connus comme étant relié au «contrôle» du MF et de cette sensation.(8) Il a également été reporté que la rétroaction somato-sensorielle des contractions musculaires et de la commande motrice

dans le MF produisait une sensation de mouvement dans celui-ci.(25) Au cours de cette étude, les patients devaient bouger leur MF en suivant des séquences prédéterminés pendant qu'un électromyographe enregistrerait l'activité des différents muscles sollicités au niveau du moignon.

## **2.4 Théories sur la pathophysiologie de la douleur fantôme**

Dans la littérature, plusieurs théories sont proposées pour expliquer la pathophysiologie de la DF, qu'elles soient plutôt au niveau central ou au niveau périphérique. Par contre, la plupart des ouvrages d'experts sont en accord pour dire que la pathophysiologie serait une combinaison de ces deux derniers. (1, 2, 4, 9) Il est important de noter que les mécanismes de DF sont beaucoup plus étudiés au niveau du membre supérieur qu'au membre inférieur. Cependant ces mécanismes seraient semblables à ceux du membre inférieur et c'est pourquoi la grande majorité des études recensées dans cette partie dépeignent la DF au membre supérieur. Dans cette section, les différentes théories recensées concernant la physiopathologie de la DF seront exposées.

### **2.4.1 Théorie du système nerveux central**

#### **2.4.1.1 Réorganisation corticale et neuroplasticité**

La réorganisation corticale au cours de la recension des écrits était l'hypothèse la plus citée de la pathophysiologie de la DF. La plupart des études expérimentales mettent en évidence que le M1 et le S1 subissent d'importants changements suite à une amputation. La plupart d'entre elles démontrent que la zone reliée au membre amputé était envahie par les zones voisines de ces deux aires corticales. (1, 3, 8).

Ramachandran et coll. (26) ont utilisés la magnétoencéphalographie pour démontré la réorganisation au niveau cortical chez les humains suite à une amputation. Chez quatre AMS adultes, ils ont démontrés que le cortex sensori-moteur, soit l'homunculus, pouvait être réorganisé d'au moins deux à trois centimètres.

Le MF, comme mentionné précédemment, peut parfois être décrit exactement comme le membre intact. Par contre, il peut également avoir subi du télescopage. Le degré de rétrécissement du MF sur le moignon serait directement proportionnel à la quantité de réorganisation au niveau cortical. Ce phénomène a d'ailleurs été observé dans deux différentes études au près d'AMS.(8, 9) Les auteurs de ces études, à l'aide d'imagerie fonctionnelle par résonance magnétique (IRMf), ont démontrés que les mouvements de la main fantôme complètement télescopé entraînaient de l'activité au niveau de la région somatotopique de l'épaule, une main fantôme partiellement télescopée entraînait de l'activité dans la région du bras, toujours au niveau somatotopique, alors qu'un membre non télescopé entraînait de l'activité au niveau de la région de la main.

Lorsque les patients sont en mesure de bouger leur MF, des patrons distincts au niveau des électromyogrammes du moignon sont enregistrés. Les auteurs interprètent cette donnée comme une preuve qu'au niveau du cortex moteur la région contrôlant la main chez les AMS et leur projection descendante sont activé et ce, de manière différentielle lors de la production des différents mouvements du MF.(3) Donc, les auteurs penchent vers un partage des zones motrices entre les neurones de la main et du visage, par exemple, plutôt qu'une invasion des zones voisines. De ce fait, aucune de ces deux zones ne seraient éliminées au niveau cortical.(3) D'ailleurs, pour amener des preuves à leur explication, ils ont démontré que les sites évoquant les mouvements des doigts fantômes s'entrecroisent avec ceux des mouvements du moignon. Ceci démontre alors que les deux zones somatotopiques sont toujours en place. (3) Ceux-ci croient également que la survie de la représentation de la main au niveau cortical est constitué d'un système de boucle sensori-motrice fermée. Selon eux, la raison pour laquelle la commande motrice sélectionne les muscles du moignon serait pour obtenir une rétroaction sensorielle par le biais de l'activation des muscles du moignon. Ce phénomène pourrait donc diminuer l'amplitude du signal de mésappariement de la DF et limiter celle-ci.(3)

Ce phénomène est également réversible puisque lors de la retransplantation d'une main, celle-ci reprend sa place au niveau du cortex. L'explication des auteurs est la suivante, il y aurait une partie latente restante de la main suite à l'amputation. (3) Ceci vient donc augmenter les preuves que la neuroplasticité ferait en sorte d'avoir un partage des zones plutôt qu'un envahissement par celles adjacentes.

La stimulation thalamique permet d'évoquer une SF et/ou une DF chez les amputés. Ce qui indique que le thalamus est impliqué dans le processus de création de douleur chronique puisqu'en temps normal cette stimulation n'évoque aucune sensation chez les sujets sains.(2) Donc, le thalamus serait également impliqué dans la DF.

L'IRMf a été utilisée chez 14 AMS avec DF en comparaison avec un groupe contrôle sain et un groupe d'AMS sans DF pour étudier la neuroplasticité. Les patients avec la DF étaient les seuls à

montrer une réorganisation de M1 et S1 (Figure 1). Ceci a été démontré puisqu'au cours des mouvements des lèvres, dont la représentation corticale est située juste à côté de celle de la main au

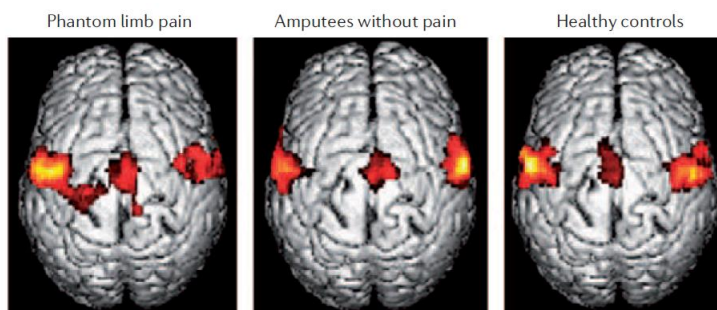


Figure 1. Cette figure illustre l'activation d'aires somatosensorielles lors du mouvement des lèvres chez des amputés ayant une douleur fantôme, sans douleur fantôme et de sujets contrôles (27)

niveau de l'homunculus, la région activée décalait vers la région de la main désafférentée. (1, 3, 27)

#### 2.4.1.2 Réorganisation corticale et douleur fantôme

Flor et coll.(9) ont démontré qu'il y avait une relation entre la réorganisation au niveau cortical de la région S1 et l'intensité de la DF. En effet, l'intensité de la douleur serait directement proportionnel à l'étendue de la de la réorganisation de celle-ci.(1) Cette relation a également été relevé par deux autres auteurs.(3, 9) Par contre ces études ont seulement évalué le S1 et selon Reilly,(3) la réorganisation de S1 n'accompagne pas toujours celle de M1. Reilly(3) nous indique aussi que la réorganisation de M1 représenterait la cohabitation de la main et des muscles du moignon et que cela réduirait les chances de souffrir de DF. De plus, elle nous spécifie que cela n'est pas en contradiction avec la théorie de la neuroplasticité. Donc, par exemple, un amputé de la main pourrait avoir sa zone S1 réorganisée avec celle du visage, ce qui entrainerait de la DF. Par contre, si celui-ci a subi une réorganisation de M1 en plus, il aurait moins de chance de souffrir de DF.

#### 2.4.1.3 Théorie du schème corporel

Proposé en 1912 par Head et Holmes, cette théorie prône un changement continu des zones du cortex occupées par chacune des aires corticales. Pour illustrer leur théorie, voici un exemple : la zone pré-motrice qui est au niveau du lobe frontal, pouvait se retrouver au lobe occipital en un certain temps, étant donné les changements constants du cortex. Schwoebel et coll.(28) avaient défini le schème de la même manière et spécifiait que celui-ci se modifiait par les influx nerveux comme, par exemple, cutané, proprioceptifs, visuels et vestibulaire. Le schème corporel interagirait avec le cortex moteur, ce qui générerait les mouvements. Il est également inscrit dans un article que le schème corporel représentait une matrice du corps en entier et que les changements apportés au corps résulteraient en certaines perceptions qui incluraient la DF.(29)

#### 2.4.1.4. Théorie de la neuromatrice

La théorie de la neuromatrice a été introduite par Malzack en 1999. Selon cette théorie, la neuromatrice représente un réseau de neurones à l'intérieur du cerveau. Celle-ci intègre de nombreux inputs tels que somatosensorielles, limbiques, visuels et thalamocortical. Le résultat des différents outputs évoqueraient plusieurs autres sensations dont la douleur.(30, 31) Ces trois principales voies d'output seraient décrites comme suit: une voie sensitive passant par le thalamus se rendant au cortex somatosensoriel, une voie à travers la formation réticulée au système limbique et une autre voie passant par le lobe pariétal. (3) Melzack nous indique également que la neuromatrice inclue les dimensions affectives, sensorielles et cognitives.(31) L'architecture exacte de la neuromatrice serait individuelle à chaque patient selon sa génétique et les différentes modalités sensorielles. Melzack a d'ailleurs proposé le mot «neurosignature» pour référer aux différents patrons individuels à chacun concernant la perception de notre corps et de notre personne.(32)

Lorsqu'une extrémité est amputée, l'influx nerveux provenant du membre n'est plus présent dans la neuromatrice, alors que le signal envoyé de la matrice vers le membre amputé est toujours présent. Donc, ces deux derniers diffèreraient et entraineraient comme réponse des SF et/ou des DF.(33) En effet, l'explication de ce phénomène serait que le conflit entre les inputs indiquant que le corps n'est plus intact et l'activité au niveau de la neurosignature resterait active comme si le corps est complet et intact. Ensuite,

celle-ci attribue à l'activité périphérique un code d'erreur et ne le prend pas en considération. Donc, le cerveau agit comme si le membre amputé était toujours présent malgré toutes les autres sources d'informations et causerait alors les SF ou DF. Par contre, cette théorie possède des limites, notamment, elle ne peut être testée expérimentalement, ignore les amputations extensives(3) et n'explique pas la présence de DF chez 7.4% des amputés congénitaux.(34) De plus, la validité de cette théorie est remise en question car elle ne propose qu'un seul mécanisme pour la DF et la SF. De plus, cette théorie n'explique pas spécifiquement l'existence du MF.(29)

Malgré tout, certains auteurs croient que la neuromatrice est un bon moyen d'expliquer la DF étant donné les résultats obtenus par l'imagerie cérébrale. (8)

#### 2.4.1.5 Théorie de la mémoire proprioceptive

Une autre théorie a été avancée par un groupe de chercheurs dernièrement. Selon eux, la DF serait relié au résultat de phénomènes qu'ils nomment «mémoire proprioceptive»(MP).(35) Leur définition de proprioception réfère à la perception des membres et à leur localisation. La MP référerait donc à la mémoire des positions spécifiques des membres.(1) Leur théorie propose que la MP persiste même après l'amputation et donc qu'aucun changement au niveau de la mémoire n'a été fait. Ceci expliquerait alors pourquoi la «mémoire» des membres peut évoquer des sensations et des mouvements. Le fait que la MP ne change pas apporterait également une mauvaise représentation du membre au niveau cortical puisque qu'un conflit serait créé avec, entre autres, le système visuel. En effet, celui-ci fournirait l'information comme quoi un membre est manquant alors que la MP recevrait toujours les inputs nerveux du membre amputé au niveau du cortex. Le résultat de ce mésappariement serait alors la DF.(1)

#### **2.4.2 Théorie du système nerveux périphérique**

Lorsqu'un nerf périphérique est coupé, deux phénomènes opposés arrivent soient une baisse dramatique des inputs normaux et une augmentation importante d'activités anormales au niveau des ganglions de base dorsale. Il arrive également que des névromes se développent et ceux-ci deviennent sensibles aux stress mécaniques, électriques et chimiques.(2) La désafférentation et les décharges anormales des

névromes induisent des changements fonctionnels et une réorganisation anatomique de la racine dorsale de la moelle épinière. Ce changement est caractérisé par un agrandissement de la zone de réception des inputs. Lors de la stimulation de la racine dorsale il y aurait un plus grand réseau de neurones qui serait touché incluant une plus grande aire anatomique au niveau du cortex. Par le fait même, cette théorie pourrait expliquer la présence de SF télescopée. De plus, la réorganisation serait proportionnelle à la superficie du MF.(2)

Même si des blocages anesthésiques de nerfs périphériques ont montré un contrôle de la DF dans certaines études,(36) d'autres expérimentant ces mêmes procédures ont obtenus une augmentation significative la DF.(37) Au cours d'une étude sur six AMS, l'anesthésie complète du plexus brachial à éliminer la réorganisation corticale et la DF chez 50% alors que l'autre 50% n'a eu aucun changement significatif.(38) Par contre, les amputés congénitaux expérimentent parfois la DF(39, 40) alors que ceux-ci n'ont pas de névrome, ce qui met en évidence une faiblesse de cette théorie. Ces différents résultats prouvent donc que la théorie du système nerveux périphérique n'explique pas à elle seule la DF.

L'argument revenant le plus souvent à travers la littérature appuyant cette théorie est la forte corrélation entre la DRM et la DF. Deux études rapportent une corrélation significative entre la DRM et la DF,(16, 18) une a d'ailleurs montré que la DRM chronique était corrélée avec une augmentation de la fréquence des DF.(18) Une étude additionnelle a même décrété que la DRM était le meilleur prédicteur de la DF.(16) De plus, une étude a démontré qu'une diminution de la DRM entraînait une diminution de la DF.(41) Par contre, cette relation n'est toujours pas définie clairement. Une des explications relevée est la formation de névrome. Ceux-ci engendrent une activité anormal au niveau du moignon suite à des stimulations qui peuvent être d'origines mécaniques ou chimiques comme expliqué plus tôt.(19)

Un autre argument supportant la théorie du système nerveux périphérique est que les injections de gallamine, bloqueurs des récepteurs à l'acétylcholine, au niveau du moignon reproduisait de la DF alors que l'injection de lidocaïne la bloquait.(42) Ceci met alors en évidence que le mécanisme périphérique joue également un rôle dans la DF.

## **2.5 Conclusion sur les théories**

Une seule étude nous expose une théorie impliquant tous les différents aspects mentionnés précédemment. Proposée par Ramachandran et Hirstein,(22) celle-ci contient cinq différentes dimensions expliquant la DF, soit les névromes au moignon, la neuroplasticité, le schème corporel, les mémoires somatiques et la décharge corollaire. Par contre, cette théorie ne peut vraiment être testée facilement par des études cliniques étant donné qu'elle contient beaucoup d'hypothèses entrecoupées qui ont été expliqués au cours des sections précédentes. Une autre faiblesse est qu'elle ne différencie pas l'apport entre chacune des dimensions la constituant.

En somme, la pathophysiologie exacte de la DF n'est toujours pas précisée est des études sont encore nécessaires afin d'y parvenir malgré que plusieurs éléments tel que la neuroplasticité ont été démontrés.

## **2.6 Évaluation de la douleur fantôme**

Étant donné la possibilité d'origine diverse, la DF est difficile à évaluer et à traiter. Dans la section suivante, il sera discuté des éléments importants lors de son évaluation.

L'évaluation de la DF est un élément très important pour la réadaptation de l'AMI afin d'en suivre l'évolution et de connaître l'effet de nos traitements. Par contre, lors de mes recherches, très peu d'outils spécifiques ont été recensés. Une étude a effectué un sondage auprès de 478 patients au sujet des DF et des DRM et les auteurs ont conclu que le questionnaire sur la douleur chez les personnes avec plus d'un site de douleur ont besoin de plus qu'une question simple sur leur intensité de douleur moyenne. (43) Il serait donc important, selon moi, d'avoir un outil standardisé autre que l'échelle visuel analogue (EVA)(44) puisque celle-ci n'évalue que la perception de la douleur du patient. De plus l'EVA est l'outil le plus fréquemment observé lors d'évaluation de différentes modalités de traitements dans les études cliniques.

Sherman et Sherman(18) suite à un sondage ont également déterminé que quatre caractéristiques étaient essentielles pour évaluer la DF : 1- L'intensité de la DF qui peut être évaluée à l'aide de l'EVA, 2- la fréquence des épisodes, 3- La durée de chaque



épisode, 4- la description de la douleur tel qu'une brûlure, des coups de couteaux, etc. Il serait donc important que ces quatre aspects fassent partie intégrante de notre questionnaire sur la DF.

## **2.7 Aspects psychologiques de la douleur fantôme**

Le rôle des facteurs affectifs est souvent laissé de côté mais une étude a démontré qu'il y avait certains de ceux-ci qui étaient prédictifs de la DF. Notamment, si le patient souffre de dépression ou s'il présente des variables du coping.(45) Le coping désigne les réponses et les réactions que l'individu va initier de façon automatique ou intentionnelle pour maîtriser, réduire ou simplement tolérer la situation aversive. Le registre peut être cognitif, affectif ou comportemental.(46) Pour l'amputation, le coping de type dramatisation, ce qui veut dire que la personne a tendance à voir tout d'une manière exagérée en comparaison avec ce qu'elle est réellement, serait en lien avec la sévérité de la DF.(47) Ces facteurs, selon Flor et coll., devraient d'ailleurs être plus étudiés chez cette clientèle pour en démontrer l'importance.(9) D'autres auteurs ont d'ailleurs considérés que la DF était une douleur chronique et devrait, elle aussi, être traitée comme tous les syndromes similaires qui sont influencés grandement par le stress et la dépression.(48)

Lors d'un sondage auprès de 27 hommes amputés, les résultats ont révélé que 37% d'entre eux avaient des facteurs psychologiques prédictifs significatifs, tel qu'un niveau élevé de stress. D'ailleurs, la relation la plus souvent présente chez ses patients était qu'une augmentation de la DF élevait le niveau de stress et vice-versa. Près de 50% d'entre eux montrait une relation significative entre le stress et la douleur.(49) Il a d'ailleurs été démontrés que la DRM et la DF étaient des facteurs de risques significatifs pour développer un syndrome de douleur chronique.(50) En physiothérapie, nous savons tout ce qu'implique la douleur chronique, c'est pourquoi nous devons en empêcher le développement le plus possible.

## **2.8 Traitement préventif de la douleur fantôme**

La DF serait étroitement reliée à la douleur pré-amputation selon certains auteurs.(13, 17) C'est pourquoi certains d'entre eux effectuent des recherches dans le but de la prévenir lorsque cela est possible. Une récente revue de la littérature de Casale et coll., a révélé qu'à ce jour, aucune option d'analgésie n'avait été démontrée efficace pour prévenir l'incidence de la DF(2) bien que certaines semblent prometteuses.

### **2.8.1 Kétamine préopératoire**

Une étude auprès de 45 patients AMIs a testé l'effet de la kétamine pré-amputation. D'entre eux, certains ont reçu de la kétamine en bolus ou un placebo de saline 72 heures préopératoires. La DF a été évalué trois jours, six jours et six mois post-opératoire. Une augmentation de la DRM était notée chez les patients avec kétamine à trois jours, sans obtenir de différence au niveau de la DF. Lors du suivi à six mois, l'incidence de la DF était de 47% comparativement à 71% auprès des placebos sans différence significative au niveau de la DRM. Ce résultat suggère donc une tendance à ce que le résultat de cette intervention soit une réduction de l'incidence de la DF. Par contre, il n'y avait pas de différence au niveau de l'intensité de la douleur.(51)

## **2.9 Traitement de la douleur fantôme**

Peu d'approche ont été démontrées comme efficace contre la DF et consistent principalement en approches médicales et chirurgicales. Cependant de plus en plus de données suggèrent l'efficacité des traitements en physiothérapie. Dans la prochaine section, nous adresserons chacune de ces approches.

### **2.9.1 Médications**

Les traitements à l'aide de médicaments sont généralement limités pour la DF.(1-3) Plusieurs études pharmacologiques ont été produites avec différentes médicaments.

Parmi celles-ci, les principales étaient les opioïdes, les anticonvulsivants et les antidépresseurs.(1, 2) Dans cette section, quelques agents pharmacologiques qui semblent prometteurs seront présentés.

#### 2.9.1.1 Opioïdes

Les opioïdes tel que la morphine, la méthadone, l'hydromorphone et le fentanyl serait utiliser dans la DF puisque ceux-ci diminuerait la réorganisation au niveau cortical, comme la théorie de la neuroplasticité prétend.(22, 52, 53) La morphine a été démontrée comme efficace pour la DF dans deux études, mais ses effets secondaires, comme entre autres la constipation et les nausées, font en sorte qu'elle n'est pas vraiment utilisée.(54, 55)

#### 2.9.1.2 Anticonvulsivants

Les anticonvulsivants ont également été fréquemment utilisés dans le passé pour la DF.(1) La gabapentine, utilisé fréquemment pour la douleur neuropathique, a démontré une diminution de l'intensité de la DF en comparaison avec la période avant le début de la médication chez 66% des patients dans une étude randomisée à la double aveugle sur 19 patients amputés(56) alors que dans une méta-analyse, elle n'a démontré aucun effet additionnel comparativement au traitement placebo. (57) Une autre étude utilisant ce médicament pour la DF a montré qu'il n'y avait pas d'effets significatifs chez les adultes présentant de la DF, que ce soit pour la douleur post-opératoire immédiate ou utilisé lorsque la douleur est chronique.(58) La carbamazépine a également été démontré comme diminuant la DF de type coup de couteau mais n'avait pas d'effets sur les autres types de DF.(59) En somme, la plupart des auteurs s'entendent pour dire que la raison d'utilisation des anticonvulsivants auprès des amputés est toujours incertaine.(1, 2)

#### 2.9.1.3 Antidépresseurs

L'amitriptyline a également des effets contradictoires dans la littérature. Dans une étude randomisée avec contrôle placebo auprès de 94 patients amputés, les auteurs nous montrent que ce médicament est très efficace et offre un contrôle adéquat de la DF lorsqu'il est utilisé pour un mois. (60) Par contre, lors d'une autre étude randomisée avec 39 patients amputés qui présentaient une DF depuis au moins six mois, cette médication n'a démontré aucun effet significatif.(61) Bien que l'efficacité de cette méthode pour

contrôler la DF plus aigüe est prometteuse, plus d'études sont nécessaires afin de le confirmer.

#### 2.9.1.4 Bupivacaine

Dans une étude auprès de huit AMIs avec DF, une injection controlatérale de bupivacaine au niveau de points gâchettes avait significativement diminué la DF chez 75% d'entre eux après 60 minutes comparativement à une injection de saline. Sur l'EVA, une diminution de  $5,3 \pm 1,4$  avait été observée pour la bupivacaine comparativement à une diminution de  $1,5 \pm 1,3$  pour l'injection saline.(62) Les mécanismes d'action de la Bupivacaine ne sont pas encore bien compris, mais il serait intéressant de faire une étude sur une plus grande cohorte et un suivi à long terme.

#### 2.9.1.5 Mémantine combinée à un bloc du plexus brachial

Une étude randomisée à la double aveugle auprès de 19 patients amputés a utilisé une analgésie continue du plexus brachial pendant sept jours pour tous les patients, combiné à la prise de mémantine pour un groupe ou à un placebo pour l'autre groupe pendant les 4 semaines suivantes. Les résultats de l'étude ont démontré qu'il y avait une réduction de la prévalence et de l'intensité de la DF à quatre semaines et à six mois mais ces résultats un an postopératoire étaient estompés et donc aucun effet n'était présent à long terme.(63)

### **2.9.2 Traitements Chirurgicaux**

#### 2.9.2.1 Résection du nerf sciatique

Une étude auprès de 15 patients AMIs ayant subi une chirurgie au niveau du nerf sciatique a obtenu des résultats positifs sur la DF. Le protocole, en résumé, consistait en une séparation du nerf sciatique pour ensuite reconnecter ensemble les deux extrémités pour en former une boucle (Figure 2). Le nerf était ensuite recouvert de fibrine avec

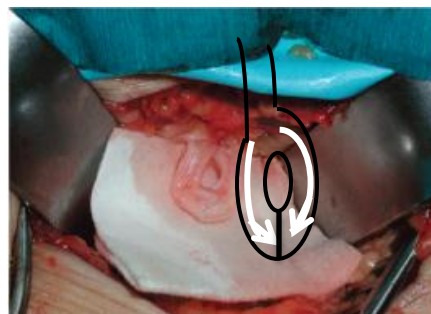


Figure 2. Cette figure démontre la méthode chirurgicale pour former une boucle à l'aide du nerf sciatique. (65)

une dose d'analgésiques locaux. Leurs résultats étaient encourageant puisque 14 des 15 patients ont considérés que la chirurgie les avaient aidés. L'intensité de la DF avait diminué de trois sur l'EVA sur un maximum de dix et la durée des épisodes avaient diminuées d'environ deux heures à cinq à dix minutes une année post-chirurgie.(64) Cette intervention serait intéressante à étudier auprès d'une plus grande cohorte.

#### 2.9.2.2 Stimulation de la corne postérieure

Au cours d'une étude, la stimulation de la corne postérieure a fait diminuer de 25% l'intensité de la DF dans 65% des patients immédiatement après la chirurgie mais seulement la moitié d'entre eux avait des effets qui continuaient à long terme.(65) Cependant, une étude effectuée suite à cet article n'a pas reproduit les mêmes résultats.(66) Plusieurs autres études ont d'ailleurs démontrés que cette technique n'a pas diminué l'intensité ni la fréquence de la DF.(67-69) Dans l'étude de Lang,(70) sur quatre patients, aucun d'entre eux n'a obtenu de diminution de douleur ou d'amélioration fonctionnelle significative. Bref, cette technique chirurgicale ne montre aucun effet notable sur la DF.

### **2.9.3 Traitements possibles en physiothérapie**

#### 2.9.3.1 Stimulation électrique nerveuse transcutanée

Une stimulation électrique nerveuse transcutanée (SENT) utilisée sur des points gâchette au niveau du moignon à l'aide de paramètres de type "acupuncture" a mené à une diminution d'environ 66% de l'intensité de la douleur ce qui était beaucoup plus important que le groupe placebo.(70) Dans la littérature, il est également suggéré que la SENT au niveau du membre sain amènerait, à long terme, une amélioration de la DF supérieur à celle obtenue lorsqu'appliquée sur le moignon douloureux.(71) De plus, la SENT à basse fréquence amènerait une guérison plus rapide du moignon(72) et donc, en théorie, une amélioration de la DF étant donné leur forte corrélation. Par contre, des études récentes démontrent que le SENT n'a aucun effet sur la prévalence de la DF.

### 2.9.3.2 La thérapie miroir

La thérapie miroir a été introduite pour la première fois en 1996 par Ramachandran et Rogers-Ramachandran.(73) Au cours de cette étude les patients voyaient la réflexion de leur membre sain dans un miroir placé parasagitalement entre leurs deux jambes (Figure 3).(74) La consigne donnée était de bouger les deux membres



Figure 3. Cette figure représente un patient avec un positionnement adéquat pour la thérapie miroir.(74)

simultanément. Les patients, suite à cette thérapie, ont rapportés une diminution de la sensation de crampe et de «jambe gelée» en lien avec la DF.(1, 3, 22) Au cours d'une étude randomisée qui a été effectuée par Chan et coll.,(75) les patients suivaient un entraînement en utilisant la thérapie miroir d'une durée de 15 minutes quotidiennement pendant 4 semaines. Les patients effectuaient des mouvements simples de flexion dorsale, flexion plantaire, extension et flexion des orteils, inversion, éversion et flexion et extension du genou. L'intensité de la douleur avant et après l'entraînement a été mesurée à l'aide d'une EVA et une diminution significative de la douleur dans le groupe de thérapie miroir a été démontrée comparativement aux placebo. Dans cette même étude, ils ont comparés les résultats du groupe où le miroir était recouvert à ceux du groupe ayant suivi la thérapie miroir et à un groupe en visualisation mentale. La visualisation mentale consistait simplement à imaginer que le membre amputé effectuait le mouvement. Ils ont démontré que la diminution de la DF était plus importante dans le groupe de thérapie miroir que les deux autres. Leurs résultats suggèrent donc que la vision est un élément d'importance capitale dans la DF. Selon eux, voir la réflexion du membre éliminerait le mésappariement des signaux envoyés au niveau cortical et mettrait en évidence les théories impliquant la dissociation visuo-proprioceptives.

Rossi et coll. (76) de même que Rizzolatti et coll.,(77) ont apporté du support à cette théorie. En effet, Rizzolatti et coll. (77) ont démontré l'existence de neurones miroirs chez les singes. Ces neurones seraient activés lorsque le mouvement est exécuté et lorsque ce même mouvement est observé. Rossi et coll. (76), quant à eux ont trouvé des neurones similaires chez l'humain. Ramachandran et Rogers-Ramachandran(78) ont même poussé leur expérimentation plus loin en demandant au patient de toucher à l'image reflétée, ce qui entraînait des sensations au niveau du MF. Cette étude suggérerait alors l'existence de ses neurones miroirs et apporterait un argument majeur supportant l'utilisation de la thérapie miroir.

Par contre, une limitation de la thérapie miroir est que cet outil est utilisé dans une dimension spatiale restreinte et que le patient doit se concentrer pour ne pas penser que c'est une réflexion de son membre sain. (2)

### 2.9.3.3 Utilisation de la prothèse

La DF limiterait l'utilisation de la prothèse comparativement à la DRM.(2, 79) Au cours d'une étude, il a été démontré que la durée du port de la prothèse était inversement proportionnelle à la DF.(79) En effet, lorsque les patients portent leur prothèse plus de 9 heures par jour, l'incidence de DF est diminuée.(80) Cependant, aucun lien de cause à effet entre la DF et le port de la prothèse n'a été relevé au cours de mes recherches. Par contre, cette diminution de la DF suite au port de la prothèse peut être expliquée par la diminution de l'activation des fibres nerveuses de grand diamètre aux stimuli douloureux par le phénomène de l'effet portillon qui envoie des inputs proprioceptifs à la neuromatrice par un remplacement partiel de la jambe par une prothèse.(2) La théorie du portillon signifie que l'influx des afférences nerveuses de petit calibre n'atteint pas le niveau conscient de douleur lorsque les afférences proprioceptives de gros calibres sont activées.(31) Lors de l'utilisation d'une prothèse de la main électrique, les mouvements de la main sont reproduit par la contraction et la relaxation des mouvements du moignon ce qui stimule et agrandit les régions S1 et M1, qui, à leur tour, pourrait entraîner l'effet analgésique. (8) En effet, cette technique permettrait de limiter la neuroplasticité au niveau cortical. Par contre, de longues périodes de port de prothèse augmentent les risques de complications au moignon.(2)

Il est également démontré qu'une utilisation d'une prothèse fonctionnelle diminue la DF du membre amputé en comparaison avec une esthétique. (80) Plusieurs auteurs croient aussi que ce type d'utilisation et une bonne réadaptation permet de diminuer la DF.(80, 81) Le fait qu'utiliser la prothèse de manière fonctionnelle diminue la DF serait en partie expliquer puisque la prothèse «entre» dans le schème corporel du patient amputé et lui permet ainsi d'effectuer plusieurs activités fonctionnelles adéquatement.(1, 82).

#### **2.9.4 Stimulation magnétique trans-cranienne**

Il est rapporté dans la littérature que la répétition de stimulation magnétique trans-cranienne, c'est-à-dire une répétition de petits stimuli magnétiques au niveau cortical, au niveau de M1 était efficace pour diminuer la DF. (83, 84) Cette approche novatrice implique que la région somatotopique au niveau de M1 relié à la DF soit stimulée au cours des traitements. (8, 85) Par exemple, si le patient souffre de DF au niveau de la cheville, la stimulation magnétique devrait être appliquée au niveau de l'aire corticale de la cheville sur l'homunculus de M1. Ce traitement est par contre limité étant donné la formation et l'équipement nécessaire à son application.



## **2.10 Conclusion**

Suite à cette revue de la littérature, plusieurs éléments importants de la pathophysiologie de la DF ont été soulevés mais le mécanisme exact et complet de la DF n'a pas toujours pas été découvert. Par contre, les évidences démontrent clairement une combinaison de mécanismes périphériques et centraux. La neuroplasticité chez les patients amputés suite à la perte du membre est fortement démontrée dans la littérature. Une autre évidence est la forte corrélation de la DRM avec la DF. En effet, ces deux derniers sont directement proportionnels. Au cours de la section quatre, il sera discuté des différents traitements disponibles pour la DRM qui est d'une importance capitale dans la prévention de la DF. Pour ce qui est de l'évaluation, il est important de faire un questionnaire complet sur la DF contenant les quatre dimensions mentionnées soient, son intensité, sa fréquence d'épisodes, sa durée lors d'épisode et sa description. Pour ce qui est des traitements, ceux ayant démontrés des effets positifs sur la DF ayant été recensé au cours de cette recherche ont été les opioïdes, la thérapie miroir et l'intervention chirurgicale au niveau du nerf sciatique. L'intervention chirurgicale nécessiterait par contre une étude avec une plus grande cohorte pour voir les effets sur un plus grand échantillonnage. La thérapie miroir selon moi, est la modalité que nous devons utiliser en tant que physiothérapeutes puisque les évidences nous montrent ses effets bénéfiques et que celle-ci est facilement applicable et peu coûteuse. Il est clair que plusieurs études sont toujours nécessaires pour reconnaître les différents traitements qui pourraient avoir un effet sur la DF en physiothérapie puisque la plupart des études concernent de la médication.

### **3. ÉVALUATION DES ATTEINTES PHYSIQUES CHEZ LA PERSONNE AMPUTÉE DU MEMBRE INFÉRIEUR : OUTILS VALIDÉS ET INFLUENCE DE L'ÉTAT DU MOIGNON**

Le nombre total de personnes avec une amputation du membre inférieur (MI) qui retrouvent la capacité de la marche avec ou sans aide technique varie entre 56 et 97% en fonction de plusieurs facteurs discutés à la section 1, comprenant l'âge, la cause d'amputation, les facteurs de comorbidité, le type d'amputation, soit de l'orteil jusqu'à l'hémi-bassin, etc. (1) Parmi ceux-ci, 26 à 62% retrouveront la capacité de marcher à l'extérieur. (1) De tous les marcheurs amputés, 80% utilisent des aides techniques à la marche. (1) Plusieurs auteurs spécialisés dans le domaine considèrent que la marche caractérise la notion d'indépendance et constitue l'objectif principal de la réadaptation des amputés du membre inférieur (AMIs). (2, 3) Il s'avère alors important d'évaluer adéquatement les éléments qui permettront le retour de cette fonction. D'ailleurs, tel que mentionné dans la section 1, les physiothérapeutes peuvent agir sur certains facteurs prédictifs de la marche, dont l'intervention sera décrite en section 4. Au préalable, une évaluation complète s'avère requise afin d'identifier les problèmes pouvant se présenter lors de la réadaptation des AMIs. Notamment, le port de la prothèse dépendra de la condition du moignon, soit la douleur résiduelle, l'intégrité des tissus mous du moignon, la qualité de la peau, de même que la sensibilité de celle-ci. La marche est une activité qui demande grandement d'énergie chez les AMIs en raison d'une modification de la biomécanique de la marche. Celle-ci dépendrait, tel qu'abordé dans la section 1, de la condition cardio-respiratoire et cardio-vasculaire, ainsi que de la force des muscles restant, leur souplesse et les restrictions articulaires. Face à cette réorganisation corporelle, l'AMI est confronté à une diminution d'équilibre statique et dynamique. L'évaluation de chacun de ses problèmes est abordé dans la section suivante, où les évidences scientifiques sont tantôt unanimes, tantôt discordantes et, d'autres fois, pratiquement absentes.

Afin de faciliter la lecture de cette section, un glossaire a également été conçu afin de faciliter la compréhension de termes spécifiques à la pratique et la recherche en physiothérapie, ainsi qu'à la condition des AMIs.

### **3.1 L'évaluation anatomique et fonctionnelle : Évaluation du moignon et préparation à la marche prothétique**

La structure de cette section est basée sur plusieurs éléments dont l'ordre d'importance et l'approfondissement des sujets varient selon les auteurs. En ce qui nous concerne, la douleur résiduelle du moignon sera tout d'abord abordée en 3.1.1 ; le moignon étant soumis à divers stress suite à la chirurgie et à la marche prothétique, les structures cutanées et les tissus mous sont sujets à être source de douleur et victimes de différentes atteintes. Celles-ci feront l'objet de la section 3.1.2. Par la suite, l'évaluation fonctionnelle se poursuivra avec l'analyse des fonctions musculo-squelettique en 3.1.3, puisque pour permettre un patron de marche optimal et adéquat, la fonction neuro-musculo-squelettique (NMS) doit être réévaluée tout au long de la réadaptation. (4) Étant donné que la marche chez les amputés trans-fémoraux (TFs) et trans-tibiaux (TTs) a un coût énergétique élevé, ceux-ci nécessitent une bonne endurance cardio-respiratoire pour maintenir une marche fonctionnelle. (4, 5) De plus, la vascularisation du moignon est primordiale pour la guérison des tissus et la résorption de l'œdème. (5) Ces thèmes seront documentés en 3.1.4.

#### **3.1.1 La douleur résiduelle du moignon**

La douleur du moignon a un impact direct sur la mise en charge et le port de la prothèse, et donc, du retour à la fonction de la marche tel que mentionné en 1.3.2. D'ailleurs, la vitesse de marche serait directement reliée avec la douleur. (6) La douleur fantôme ayant été discutée précédemment, soit dans la section 2, celle-ci ne sera pas abordée dans cette présente section. Plusieurs éléments peuvent provoquer d'autres types de douleur, dont la douleur mécanique, tel que la présence d'un névrome, la traction des nerfs par le tissu cicatriciel, une fracture de stress, des anomalies osseuses, une calcification, la compression de tissus mous à proximité d'une terminaison nerveuse, des contusions, des lésions cutanées ou la diminution de l'apport sanguin et une hypoxémie nerveuse. (7-9) On peut également retrouver d'autres étiologies produisant une douleur chimique telles qu'une bursite, l'inflammation des tissus mous, un abcès ou de l'ostéomyélite. (7, 8) L'imagerie par résonance magnétique (IRM), de même que

l'ultrasonographie (US), permettent d'investiguer les structures anatomiques pour déceler certaines de ces atteintes tel qu'il sera discuté dans la section 3.1.2.(7, 9)

#### 3.1.1.1 Les échelles visuelles analogues et numériques

Plusieurs experts considèrent que la douleur du moignon peut s'évaluer de façon conventionnelle, c'est-à-dire à partir de l'échelle visuelle analogue (EVA), soit une ligne de 100 mm où l'extrémité gauche correspond à aucune douleur et la droite à un maximum de douleur. (6) Le sujet appose sa marque sur la ligne à l'endroit où il juge que sa douleur se situe. (6) Cependant, aucune étude rapportée lors des recherches affirment que cette échelle a été validée auprès de cette population concernant la douleur du moignon, bien qu'elle soit largement utilisée. (4) D'ailleurs, dans une étude réalisée en 2001, les chercheurs ont préféré remplacer l'EVA par une échelle numérique de 0 à 10, afin de diminuer le temps d'analyse du test, mais cette méthode n'est pas davantage validée. (10, 11) Quoi qu'il en soit, en 2001, Jones et coll. tiraient la conclusion que la douleur a bel et bien un impact sur la vitesse de marche, ainsi que sur la mise en charge (MEC) du côté atteint et la vitesse de marche, tel que mentionné dans la section 1.3.2.(6)

#### 3.1.1.2 Confort et douleur suite au port de la prothèse

Dans le même ordre d'idée, une échelle numérique a été développée afin d'évaluer le confort du moignon dans la prothèse, dans le but d'analyser la douleur reliée au port de celle-ci. (12) Le *Socket Comfort Score* (SCS) sert à évaluer le confort du membre amputé dans la prothèse. (12) Selon Hébert et coll., ce serait le seul outil d'évaluation pour cet aspect ayant des qualités métriques publiées dans la littérature. (4) Le confort, tout comme la douleur, est une expérience subjective et il pourrait être approprié d'utiliser une échelle numérique pour l'évaluer. (12) Celle du SCS s'étend de 0 à 10, zéro étant le pire confort et 10 le plus confortable possible. (12) Les études démontrent une excellente fidélité inter-évaluateurs ( $\tau=0.99$ ) et le SCS posséderait une bonne sensibilité suite à la réadaptation prothétique. (12) Bien qu'il nécessite de plus amples investigations, le SCS, en parallèle avec l'EVA est recommandé pour la pratique clinique, puisqu'il est quantifiable et facile d'utilisation. (4, 12) Il existe d'autres échelles pour évaluer le port de la prothèse, notamment le *Prosthetic Evaluation Questionnaire-Mobility Subscale* (PEQ-MS). (10, 13) Il est construit sous forme d'EVA et évalue divers facteurs reliés au port de la prothèse,

tels que la mobilité prothétique de base, incluant la locomotion et les transferts. (10, 12-14) Cependant, il n'inclut pas le confort de celle-ci.

### **3.1.2 Sensibilité du moignon : Intégrité des tissus mous et cutanés**

Les auteurs s'entendent pour dire que les tissus mous du moignon ne sont pas adaptés physiologiquement aux conditions sévères et anormales auxquelles ils sont exposés, telles que la MEC et les stress liés au port de la prothèse. (15, 16) Un mauvais alignement de la prothèse serait à l'origine d'une distribution anormale de la pression à l'intérieur du manchon et donc un facteur contributif d'atteintes cutanée et des tissus mous. (17) Dans une revue de littérature publiée en 2006, Meulenbelt expose qu'à ce jour, aucune étude n'avait mis en relation la prévalence et l'incidence des problèmes de peau avec la MEC ou le stress occasionné par le port de la prothèse. (16) Dans le guide d'évaluation de Kim et coll. (2009), il est indiqué que la perte d'épaisseur de la peau est un facteur important de la tolérance à la marche et, si inadéquat, peut nécessiter une chirurgie de reconstruction. (18) En 3.1.2.1 et en 3.1.2.2 seront respectivement abordés les diverses atteintes cutanées pouvant se produire suite à la chirurgie et au port de la prothèse, ainsi que les atteintes des tissus mous. Dans chacune de ces sections seront décrites les méthodes d'évaluation appropriées.

#### **3.1.2.1 Troubles cutanés chez l'AMI**

Tel que vu à la section 1.3.1, l'incidence des problèmes cutanés est fréquente. (15) En raison de l'influence de ceux-ci sur la marche avec prothèse, certains aspects seraient à considérer lors de l'évaluation de la peau du moignon. Tout d'abord, afin de prévenir les infections, les éléments importants à documenter sont l'hygiène du manchon, l'humidité, la pilosité et la température de l'environnement du moignon. (15, 16, 19) Dans les cas d'ulcération, un des problèmes les plus communs, un pauvre apport nutritionnel de la peau, une insuffisance vasculaire ou une répartition inadéquate de la pression à l'intérieur du manchon peuvent conduire à la persistance de la condition. (15, 16) L'irritation de la peau, les kystes et les callosités sont aussi des problèmes fréquemment rencontrés. (15, 20) De plus, certains sujets peuvent développer une dermatite de contact suite à une allergie aux matériaux de fabrication du manchon comme le silicone. (15, 16) Les auteurs rapportent aussi des cas d'eczéma. (15, 16, 20) Le port de la prothèse pourrait également

exacerber des troubles de la peau connus chez le sujet avant amputation tels l'acné ou le psoriasis. (16) Évidemment, certains problèmes, bien qu'ils soient moins courants, sont d'une nature plus grave que d'autres, par exemple l'hyperplasie verruqueuse constitue un problème plus majeur qu'une irritation de la peau. (15, 20, 21) Il est considéré comme primordial d'inclure l'évaluation de l'intégrité de la peau, de même que les méthodes d'hygiène et la vascularisation chez les sujets AMIs. Cette dernière sera abordée en 3.1.2.4. Selon Dudek et coll., les problèmes de peau seraient dépendants du niveau d'amputation, du statut occupationnel, du type d'aide à la marche et de l'absence de problème vasculaire périphérique, car tous ces facteurs influencent le niveau d'activité du sujet. (15) D'ailleurs, celui-ci serait corrélé avec la force de préhension. (22) Une nuance est à apporter lorsqu'on parle de l'état vasculaire du membre amputé. En effet, un sujet sans problèmes vasculaires périphériques aura tendance à être plus actif et les probabilités qu'il développe un problème de peau en sont augmentées. (15) Cependant, une bonne vascularisation du moignon reste préférable compte tenu du fait qu'elle sera nécessaire, ou du moins bénéfique, à la guérison d'une plaie ou autre problème de peau. (15)

En 1998, Chakrabarty et coll. ont conçu une échelle pour évaluer la qualité du moignon des AMIs, il s'agit de la figure 1, illustrée à l'annexe 3.1. (23) Ils documentent, entre autres, la présence d'œdème et de contractures, ainsi que l'état de la cicatrice, de la peau et des plaies (si elles sont infectées ou en voie de guérison). (23) Ils ajoutent également des renseignements sur la longueur du moignon, sa forme, la palpation, la forme des os et l'épaisseur des tissus mous. (23) En plus d'utiliser cette échelle, les auteurs ont photographié le moignon afin de conserver une comparaison visuelle. (23) La validité de contenu de cet outil semble bonne, puisque celui-ci permet de documenter et objectiver les éléments essentiels de évaluation des tissus mou et de la peau du moignon.

### 3.1.2.2 Atteintes des tissus mous du moignon

Si l'on considère que les non-amputés sont sujets à développer une pathologie du tendon patellaire en raison d'une sur-utilisation ou une surcharge, on peut se demander si la probabilité de développer une telle pathologie est augmentée chez l'amputé TT. Dans une étude préliminaire réalisée en



**Figure 4** : Tiré de Ozcakar, L., E. Komurcu, et al. (2009). "Evaluation of the patellar tendon in transtibial amputees: A preliminary sonographic study." *Prosthetics and Orthotics International* (19)

2009, des chercheurs Turques ont été les premiers à utiliser l'US pour investiguer au niveau du tendon patellaire chez les amputés TTs. (24) Cette méthode permet de documenter l'épaisseur du tendon patellaire du membre amputé et de le comparer avec le membre sain. (24) Les résultats sont limités, mais il semblerait qu'effectivement le tendon patellaire serait plus épais du côté amputé comparativement au côté sain. (24) Les auteurs suggèrent que cela serait probablement la répercussion du port de la prothèse et des stress imposés au moignon par la mise en charge (MEC) prolongée ou intermittente lors des activités de la vie quotidienne (AVQs) des amputés TTs. (24) La différence d'épaisseur du tendon patellaire entre le genou amputé et le sain ne serait pas corrélée avec la douleur, c'est-à-dire qu'un genou asymptomatique pourrait présenter cette différence. (24) D'un autre côté, la fiabilité de l'US serait augmentée lors de pathologies aiguës et symptomatiques. (24)

Dans un même ordre d'idée, les auteurs émettent le fait qu'il y a des structures autres que le tendon patellaire qui supportent le poids du corps chez les amputés TTs. (24) Parmi celles-ci, on dénombre la région médiale du tibia, la musculature résiduelle du compartiment antérieur de la jambe, les ventres musculaires des gastrocnémiens, ainsi que la diaphyse fibulaire en fonction de sa forme et de sa position. (24, 25) Elles sont donc à tenir compte lors de l'évaluation de l'intégrité des tissus mous du moignon. Bae et coll. (2007) suggèrent l'utilisation de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et de l'ultrasonographie (US) pour évaluer la qualité des muscles disséqués après la chirurgie et aussi pendant la réadaptation. (25, 26)

### **3.1.3 La fonction musculo-squelettique**

#### **3.1.3.1 Mesure de la force musculaire**

Selon certains auteurs, la force du moignon dépendrait de la longueur de celui-ci (supérieur ou inférieur à 15,1cm). (1) En général, les études démontrent une différence de force significative chez l'amputé TF au niveau des abducteurs de la hanche du côté amputé en comparaison avec le membre sain en raison de la réinsertion des muscles lors de la chirurgie. (1, 18) La force musculaire générale ou spécifique peut s'évaluer par le bilan musculaire manuel (18), la dynamométrie isométrique manuelle ou instrumentée (Biodex, illustré en annexe 3.2) (26) ou par des tâches fonctionnelles telles que s'asseoir

sur une chaise. (3) Des études de 2001 et 2002 utilisent également un dynamomètre isocinétique (Cybex) qui permet de contrôler l'angle et la vitesse lors de l'épreuve. (2) (27) Un tel appareil informe sur le travail total, l'angle auquel la force est maximale et la force d'extension et de flexion du genou. (2, 27) Il est également possible de quantifier la force par l'intensité et la durée de l'activité électrique du muscle par électromyographie (EMG), mais cette méthode nécessite de l'appareillage, des frais et varie d'un individu à l'autre, ce qui complique la comparaison entre les sujets. (26, 28) L'American College of Sport Medecine (ACSM) recommande également de mesurer la force à partir de la contraction maximale, soit le 1-RM. (5) Plus précisément, en ce qui concerne le bilan musculaire manuel, celui-ci peut-être coté de 0 à 4 ou 5 selon la référence. (18) Kim et coll. considèrent qu'une cote inférieure à 3 sur une échelle 0 à 4 peut témoigner d'une atteinte nerveuse périphérique. (18)

### 3.1.3.2 Évaluation fonctionnelle de la force musculaire

La force musculaire est importante pour l'accomplissement de tâches fonctionnelles, notamment la marche. (3) Ainsi, il est important de mesurer la force musculaire au cours de tâches fonctionnelles. (3) Notamment, Raya et coll. (2010) ont utilisé différents tests fonctionnels pour documenter et standardiser la force musculaire. (3) Par exemple, ils ont évalué la force des fléchisseurs plantaires du côté sain en position unipodale avec un appui au mur pour l'équilibre. (3) Ils estiment que dix est le nombre de répétitions qu'un sujet doit pouvoir compléter et ajoute une cote de zéro à quatre en fonction de l'amplitude parcourue, soit aucune élévation, de 1-25%, 26-50%, 51-75% ou 76-100% de l'amplitude complète de flexion plantaire de la cheville saine contre gravité. (3) Pour l'évaluation des extenseurs de la hanche, Raya et coll. priorisent une épreuve démontrée par une étude de Eisert et Tester en 1954, plus fonctionnelle que le bilan musculaire traditionnel. (3) Ainsi, le sujet est placé en décubitus dorsal avec la hanche fléchie à 40° avec un support sous la cuisse, tel qu'illustré en annexe 3.2. (3) Il doit, par la suite, effectuer une dizaine de répétitions en décollant le bassin de la table jusqu'à une position neutre de la hanche. (3, 29) Il faut également lui demander de ramener le membre sain contre lui pour éviter une compensation. (3) De plus, l'utilisation d'un goniomètre permet d'objectiver l'amplitude parcourue par la hanche vers la position neutre, soit 0°, 1-10°, 11-20°, 21-30°, 31-40°, et ainsi coter, selon les grades de zéro à quatre, la force des extenseurs de la hanche du côté amputé. (3) À des fins de comparaison, le test est également pratiqué du côté sain. (3, 29) Perry et coll. ont



confirmé la validité de cette mesure en 2004. (29) D'une façon semblable, l'évaluation des abducteurs de la hanche se fait en décubitus latéral avec un support sous la cuisse avec 40° d'adduction, tel qu'illustré en annexe 3.2. Le sujet doit forcer contre le poids de son corps et la cotation s'effectue de la même façon que pour l'extension de la hanche. (3)

Raya et coll. relèvent l'importance de mesurer ces groupes musculaires à la hanche, tant chez l'amputé TF que TT. (3) En effet, ils ont analysé la marche au cours du «6-minutes walk test» (6MWT) des amputés de différents niveaux au MI et l'ont comparée avec celle des sujets sains. (3) Ainsi, la force des extenseurs de hanche expliquerait 30,9% de la variance obtenue entre les amputés TTs et les sujets sains en terme d'équilibre, de vitesse et de distance lors du test. (3) De plus, selon Raya et coll., la force des abducteurs de la hanche corrèleraient avec le contrôle du bassin dans le plan frontal. (3, 30) En effet, lors de la phase d'appui unipodal, les extenseurs et abducteurs de la hanche sont des pré-requis au contrôle des mouvements du bassin, contribuent à l'augmentation de l'équilibre à la marche et c'est la raison pour laquelle ils sont davantage recrutés lors de la marche. (3, 30, 31)

### 3.1.3.3 Ankylose et restrictions articulaires des MIs amputé et sain

Lors de l'hospitalisation et de l'alitement post-chirurgie, l'AMI est a risque d'ankylose articulaire s'il ne se mobilise pas suffisamment. (18) Ainsi, l'amplitude articulaire de la hanche peut être restreinte, voire ankylosée, dans différents degrés de son amplitude, soit en flexion, extension, abduction, adduction et en rotations interne ou externe. (18) Concernant l'articulation du genou, celle-ci peut être ankylosée en flexion, en varus ou valgus et en rotations interne ou externe. (18) Au niveau de ces deux articulation, les divers degrés d'atteintes de la fonction du MI varient de 12 à 100% en fonction de la position à laquelle les articulations de la hanche ou du genou sont fixées indépendamment l'une de l'autre. (18) Pour plus de renseignements à ce sujet, vous pouvez consulter l'article de Kim et coll. (2009). En ce qui concerne l'articulation de la cheville du membre sain, celle-ci peut se retrouver figée en position neutre, en flexion plantaire ou dorsale, en varus ou valgus, en rotation interne ou externe et conduire à une atteinte variant entre 4 et 67% de la fonction du MI sain. (18) Quant aux orteils du membre sain, ceux-ci peuvent être ankylosés en flexion ou en extension et limiter entre 2 et 15% de la fonction du MI sain. (18) Ainsi, l'ankylose articulaire, que ce soit à la hanche, au genou, à la cheville ou même aux orteils, du côté amputé comme du côté sain, consiste

en une atteinte importante de la fonction du MI et donc de la marche. Il serait alors préférable d'optimiser la fonction et la mobilité des deux MIs puisqu'il s'agit d'atteintes et de contraintes considérables.

Tel que discuté dans la section 1.2.2, les différentes sections musculaires et déplacements tendineux lors de la chirurgie sont un facteur de risque de contractures musculaires et ainsi que de restriction de la mobilité articulaire chez les AMIs. Les atteintes de la fonction sont moins importantes que lors d'ankyloses puisque les articulations demeurent mobilisables dans une certaine amplitude. (18) Malgré cela, les contractures demeurent à éviter puisque cela a pour répercussion d'augmenter la demande énergétique et les compensations observées lors de la marche. (18) L'instrument de mesure recommandé pour l'objectivité de ces mesures est le goniomètre manuel. (32) Cependant, des moyens alternatifs doivent être pris dans le cas où les points de repère osseux habituels, dont l'alignement avec la diaphyse osseuse, sont absents ou limités. (32)

#### 3.1.3.4 La longueur des membres inférieurs

Tel qu'il a été abordé dans la section 1.2.1, la longueur des MIs peut varier d'un amputé à l'autre et ceci influence la biomécanique de la marche. La longueur du membre amputé dépend de plus d'un facteur, dont la longueur du moignon et la longueur de la prothèse. (33) Un écart de longueur entre les MIs est un facteur de risque, à long terme, de l'ostéoarthrite au niveau de la hanche et du genou sains chez les AMIs. (33-35) Selon Kim et coll., une différence maximale de 1,5 cm est tolérée avant de classifier celle-ci en tant que handicap. (18) Leur méthode consiste à mesurer, à partir de l'épine iliaque antéro-supérieure, la distance jusqu'à la malléole interne du sujet en décubitus dorsal. (18) Une variance de 0,5 à 1 cm peut être observée entre les deux membres. (18) Il faut toutefois s'assurer que les MIs sont bien alignés avec le bassin. (18) C'est ainsi que certains recommandent que le sujet décolle le bassin de la table en faisant le pont une à trois fois. (18) Par la suite, le thérapeute allonge passivement les deux MIs afin qu'il n'y ait pas de tractions musculaires sur le bassin, dans le but de standardiser la mesure. (18) Dans les cas de rétroversion du bassin, de flexum de hanche ou de genou ou d'œdème sévère, la scanographie est plus recommandée pour mesurer la longueur des membres inférieurs. (18)

### 3.1.4 Fonction cardiovasculaire et cardiorespiratoire

L'importance de l'évaluation cardiovasculaire et respiratoire de l'AMI découle du fait qu'une bonne vascularisation augmente le potentiel de guérison et qu'une personne moins active est d'autant plus à risque d'une seconde amputation, tel que mentionné dans la section 1.1.2.2.

#### 3.1.4.1 La fonction cardio-respiratoire

Au niveau de la condition cardio-respiratoire centrale, certaines études ont pu démontrer que la capacité physique générale des sujets suite à l'amputation, comprenant les capacités aérobie et anaérobie, était inférieure à celle que l'on retrouve chez les sujets entiers. (1) Cette affirmation serait indépendante de la prise de médication chez l'AMI. (1) Depuis longtemps, les auteurs s'entendent pour dire que le déplacement du centre de masse (CM) serait l'élément majeur de dépense énergétique lors de l'ambulation. (17) Dans les cas d'ambulation pathologique, l'augmentation de cette dépense serait également reliée à des co-contractions excessives, des accélérations et décélérations anormales du tronc et des extrémités, de même qu'un transfert anormal de l'énergie entre les phases de la marche, autant chez les amputés TFs que TTs. (17) D'ailleurs, les amputés TFs ont démontré une augmentation de 27-88% de la dépense énergétique lors de la marche en comparaison des sujets sains. (36) Cette grande variation entre les sujets amputés TFs est expliquée par les facteurs prédictifs de la marche et le type de chirurgie des différents sujets tels que discuté dans la section 1. Ceci est, entre autres, également dû au recrutement des groupes musculaires plus volumineux, tels que les fessiers des membres sain et amputé par exemple, en compensation des muscles perdus lors de l'amputation du MI, tel qu'il sera discuté plus en détail dans la section 3.3.2. (17, 36)

Quelques moyens sont disponibles pour évaluer la condition cardio-respiratoire, le plus utilisé étant la consommation d'oxygène maximale ( $VO_2$  Max). (5, 28, 37, 38) Certains chercheurs ont évalué le seuil aérobie et le  $VO_2$  max par l'utilisation de l'ergomètre avec seulement un MI, le *One leg cycling*. (5) Le test s'est avéré un facteur prédictif de la réadaptation prothétique, notamment lorsque le sujet peut maintenir une capacité de 50% et plus de son  $VO_2$  max tel qu'indiqué en 1.1.2.3.1. (1) Cependant, cela

nécessite des équipements spécialisés et engendre des coûts. (1) L'accès en clinique en est alors limité, sans compter que le test exige du personnel formé.(4)

#### 3.1.4.2 La vascularisation du moignon

L'importance de l'évaluation cardiovasculaire découle du fait qu'une bonne vascularisation augmente le potentiel de guérison, tel que mentionné en 3.1.2. D'ailleurs, la palpation des pouls disponibles ou le «Doppler», de même que l'évaluation du temps de revascularisation capillaire sont considérés comme pertinents pour déterminer le pronostic de guérison post-chirurgie. (9, 15, 19) Selon Kim et coll. (2009), l'évaluateur peut tout d'abord se fier aux signes et symptômes cliniques des différents déficits. (18) Ils classent les AMIs en fonction de la sévérité des symptômes selon les classes 1 à 5 auxquels des pourcentages variant respectivement de 5, 15, 30, 60 et 90% d'atteinte de la fonction sont associés. (18) Parmi les signes et symptômes vasculaires, on évalue tout d'abord la claudication intermittente qui est standardisée selon la distance de marche à laquelle les symptômes apparaissent. (18) Les sujets présentant de la douleur sur une distance de moins de 100m comptent parmi la classe 2. (18) Si celle-ci survient entre 25 et 100m, le sujet sera dans la classe 3. (18) La classe 4 regroupe les sujets présentant une douleur sur moins de 25m et la classe 5 englobe les sujets ayant une douleur au repos. (18) L'œdème est un signe important à documenter soit par sa présence, son importance et par la réussite du contrôle par les bas supports ou le bandage du moignon. (18) Ensuite, le niveau d'atteinte vasculaire est documenté selon la guérison de la plaie du moignon, la présence de douleur résiduelle et l'amputation de deux orteils ou plus. (18) Les atteintes vasculaires périphériques devraient également être confirmées par radiologie, US ou scintigraphie. (18) La mesure de circonférence du moignon peut également servir à documenter l'atteinte vasculaire lorsqu'il y a présence d'œdème. (18) Foisneau-Lottin et coll. (2003) se basent sur trois signes cliniques tels que la fluctuation d'une masse liquide à la palpation du moignon, la variation du volume de celui-ci et la douleur mécanique. (8) La présence de deux des trois signes démontrerait une forte évidence de la variation du volume du moignon et de l'œdème. (8)

En conclusion, plusieurs éléments s'avèrent importants en préparation à la marche. D'ailleurs, une relation positive entre la force musculaire et l'habileté à la marche a été démontrée. En effet, un renforcement de la force du membre amputé aurait un effet sur l'augmentation des paramètres de la marche, tels que la cadence, le cycle de marche, la

vitesse, la longueur des pas et la distance de marche et réduirait l'excursion du centre de masse. (1, 6) Il est donc important d'évaluer la force musculaire, d'autant plus qu'il y aurait une corrélation entre la force des muscles de la cuisse et la MEC du côté atteint. (1) Il faut tenir compte, lors de l'évaluation, d'éléments tels que la dépense énergétique, l'apport vasculaire, le confort et les lésions mécaniques de la peau, de même que le type de prothèse, ce dernier ne faisant pas l'objet de ce présent travail. (6) Quoi qu'il en soit, les auteurs s'entendent généralement pour dire qu'une évaluation complète permet une meilleure préparation à la marche, car elle permet d'identifier les problèmes pertinents guidant l'intervention, laquelle sera décrite dans la quatrième section de ce travail.

## **3.2 Équilibre chez l'AMI**

### **3.2.1 Équilibre en position debout**

Encore une fois, plusieurs auteurs discutent à propos du fait qu'il y aurait de fortes évidences concernant la diminution de l'équilibre général, de même que lors des tâches simples et doubles, chez les AMIs en comparaison avec les sujets sains, (1) en plus de ce qui a été recensé dans la section 1.1.2.3.2. De surcroît, il y aurait également une différence entre les amputés eux-mêmes, selon qu'ils soient de cause traumatique ou vasculaire. (1) Cette diminution d'équilibre serait due à un manque de proprioception au niveau du MI amputé. (1) Cela expliquerait que 65% des AMIs vivant en communauté n'ont pas confiance en leur équilibre. (39) L'évaluation de la proprioception peut se faire, notamment, par l'analyse de l'excursion du CM à l'aide de plates-formes de forces. (1) Dans une étude de 2008, Vrieling et coll. ont évalué les réactions posturales antéropostérieures, sur une planche de proprioception unidirectionnelle. (40) Les AMIs compensaient en augmentant la MEC du côté sain en raison de la diminution de proprioception du côté amputé. (40) De plus, l'activité musculaire était supérieure à la normale du côté sain suite à cette compensation. (40) Il sera donc important d'augmenter la force musculaire et le contrôle moteur du côté sain afin que le sujet puisse compenser son membre absent et maintenir son équilibre. (40) De plus, lors de cette épreuve, différents niveaux de difficultés peuvent lui être imposés, tels que fermer les yeux ou le travail en double-tâche pour réellement évaluer l'aspect proprioceptif. (40) Plusieurs

études mesurent l'endurance en station unipodale et rapportent le temps comme mesure des résultats. (3)

### 3.2.1.1 Évaluation de la mise en charge

L'évaluation de la MEC du côté amputé serait également prédictive de la marche et de l'équilibre. (6) Jones et coll. évaluent la MEC à partir d'une simple balance. (6) Bien que cette mesure soit fréquente en clinique, elle démontre un effet plafond et les qualités métrologiques n'ont pas été démontrées. (6) Une MEC adéquate sur le MI amputé est essentielle car, lors de la marche, le sujet doit pouvoir supporter la totalité de son poids afin d'effectuer une enjambée. (6)

### **3.2.2 L'équilibre dynamique lors de la marche**

Selon certaines études, le balancement du CM des AMIs illustre une marche asymétrique puisque la proportion de la phase d'appui dans le cycle de marche sur le membre amputé serait de 60% comparativement à 68% sur le membre sain. (41, 42) Cette situation instable doit être corrigée par des exercices de contrôle musculaire. (41) Lors de la marche, le poids est transféré d'une jambe à l'autre. (41) Le mouvement latéro-latéral du CM est de plus grande amplitude chez les AMIs que les sains. (43) Ainsi, lorsque le sujet est en phase d'appui unipodal, le CM se déplace vers le MI en appui, ce qui crée un moment de déséquilibre. (41) La chute est évitée par une stratégie de protection connue sous le nom de stratégie du pas avant. (41) La marche normale consiste donc en un balancement constant du CM en antéro-latéral, de même qu'en une succession de pas permettant de conserver l'équilibre, malgré ce balancement. (41, 43) D'autres stratégies d'équilibre peuvent entrer en jeu, soit les réactions d'équilibre de la cheville, du genou et de la hanche des MIs sain ou amputé. (41) Des mouvements du haut du tronc seraient évidents dans la direction opposée au bassin chez les AMIs, mais non observés chez les contrôles. (41, 44) Hof et coll. (2007) suggèrent que cette déformation de la marche, ainsi que l'asymétrie, seraient une adaptation et l'objectif ne serait pas la correction de celle-ci dans tous les cas. (41)

En somme, bien que l'approvisionnement de plates-formes de forces et d'une équipe formée demeure peu accessible en clinique, les conclusions des recherches

indiquent que l'analyse faite avec cet équipement guide l'évaluation et le traitement en réadaptation. (1) Étant donné la compensation du MI sain, l'équilibre unipodal doit être évalué au niveau du MI sain et amputé. (3) Raya et coll. ont utilisé l'épreuve en station unipodale comme mesure de force musculaire et d'équilibre des AMIs. (3, 38) Ils ont déterminé que 18.1% de la variance de l'équilibre lors de la marche était influencé par cette capacité et affirment que ce fait est soutenu par la littérature. (3) Les AMIs sont donc particulièrement à risque de chute et le manque de confiance qu'ils expriment envers leur équilibre serait justifié. (45, 46) D'ailleurs une marche asymétrique serait un facteur de risque de chute et s'avère donc important d'intégrer l'équilibre uni- et bipodal dans l'évaluation et la réadaptation de l'AMI. (3)

### **3.3 L'évaluation de la marche**

L'analyse de la marche a plusieurs objectifs. (47) Tout d'abord, elle permet d'aider à poser un diagnostic de marche anormale, ce qui documente la condition du patient et informe sur le stade de réadaptation. (47) Elle est également à la base de nos décisions cliniques, c'est-à-dire qu'elle influence la prescription prothétique et l'orientation de la réadaptation du sujet. (47) Finalement, l'analyse de la marche permet de déterminer l'efficacité de la thérapie. (47) La capacité à la marche est caractérisée par la vitesse de marche, sa symétrie, ainsi que par des activités fonctionnelles reliées à la marche. (1)

#### **3.3.1 Évaluation des paramètres spatio-temporels de la marche**

La marche est une succession de cycles de marche, chacun étant séparé en deux grandes phases illustrées en annexe 3.3, soit l'oscillation et la phase d'appui. (48) Les paramètres spatio-temporels mesurent les différents événements survenant au cours du cycle de marche. Une revue systématique de 89 articles réalisée (2011) rapporte que les paramètres spatio-temporels les plus souvent mesurés sont la vitesse de marche, la cadence et la longueur des pas ou du cycle de marche. (28) Chez l'AMI, une diminution de la vitesse, de la cadence et de la longueur des pas est observée. (1) De plus, un patron de marche asymétrique a été retrouvé chez les AMIs, et ce, même 10 ans post-amputation. (1, 42) Plus spécifiquement, la longueur et la durée du pas, de même que la

durée de la phase de balancement sont significativement augmentées du côté du membre amputé, alors que les temps d'appui unipodal et de double appui sont diminués. (47)

L'évaluation des paramètres spatio-temporels nécessite de déterminer à quel moment le contact talon-sol s'effectue pour analyser le temps et la distance entre chacun des pas. (49) Cela peut se faire à partir de méthodes simples telles l'analyse des empreintes de pas, des crayons marqueurs attachés à la cheville, de la poudre ou du sable au sol. (37, 49) Les méthodes plus complexes et coûteuses consistent en l'utilisation de souliers instrumentés, les plates-formes de force, les tapis de pression ou un système d'analyse du mouvement optoélectrique. (37, 49)

Parmi ces données spatio-temporelles, il existe des *gold standard* de l'évaluation de la marche qui comprennent les données biomécaniques obtenues par l'analyse cinématique et cinétique de la marche en trois dimensions (3D) et l'activité électromyographique. (49-52) Bien que les valeurs étalons soient établies, elles sont rarement pratiquées dans le contexte clinique en raison du coût des équipements et de la formation professionnelle requise. (50) Cependant, les conclusions amenées par ces études devraient guider l'évaluation et le traitement de l'AMI.

### **3.3.2 Analyse Cinématique de la marche**

#### 3.3.2.1 Analyse de la marche par observation

L'Observational *gait analysis* (OGA) est l'un des outils les plus communément utilisés. (47, 49, 53, 54) Cependant, l'observation n'est pas une mesure fidèle en raison de son caractère objectif et c'est l'une des raisons pour laquelle Hillman et coll. (2010) ont tenté d'en déterminer la fidélité. (47) Le résultat le plus faible obtenu fut la mesure d'accord de 77% quant à l'analyse du genou. (47) D'ailleurs, une revue systématique publiée en 2003, au sujet de la validité, la fidélité, la sensibilité et la spécificité des OGAs, arrive au consensus qu'il y a un manque d'information principalement au niveau de la validité et une pauvre fidélité s'ajouterait à cela. (49, 50) L'observation peut se faire à l'œil nu ou par enregistrement vidéo. (50) Une des grilles d'OGA les plus fréquemment mentionnées par la littérature est sans doute le système du Rancho Los Amigos. (50) Il s'agit d'une grille analysant les différentes articulations des membres, du tronc et de la tête



dans les plans frontal, sagittal et transverse selon les différentes phases de la marche telles qu'illustrées à l'annexe 3.4. (50) Si les thérapeutes notent une déviation, ils la catégorisent de mineure ou majeure. (50) Toro et coll, (2003) pensent qu'il pourrait y avoir plus de catégories afin d'augmenter la précision et de pouvoir noter un changement à la fin de l'intervention, car cela compromet la sensibilité et la spécificité du test. (50) Cependant, les physiothérapeutes doivent être spécifiquement entraînés, puisque cet outil nécessite des connaissances terminologiques de la marche normale et en matière de cinématique. (49, 50) Afin de pallier à cela, le formulaire d'évaluation est accompagné d'un guide permettant sa compréhension. (49)

#### 3.3.2.2 Analyse de la marche instrumentée

Afin de parer aux inconvénients de l'analyse à l'œil nu, tels que la vitesse des mouvements et prévenir la fatigue des sujets, l'enregistrement vidéo a gagné en popularité. (50) Deux caméras, frontale et sagittale, sont positionnées identiquement à chaque évaluation afin d'assurer une bonne standardisation. (49) Des mesures objectives complètent l'analyse, telles que le temps et la distance parcourue ainsi que l'excursion angulaire des différentes articulations. (49, 55)à

#### 3.3.2.3 Points importants de l'analyse cinématique pour l'évaluation et la rééducation à la marche

Chez le sujet sain, le corps effectue des déplacements angulaires dans les plans vertical, horizontal et latéral pour assurer une progression de la marche et réduire les coûts énergétiques. (56) Selon Bae et coll., les paramètres cinématiques décrits chez les sujets sains seraient changés après une amputation, notamment au niveau de la bascule et l'obliquité du bassin, les flexion, extension, abduction (lors de la phase d'appui) et adduction (durant toute la phase de marche) de la hanche chez les amputés TFs et TTs, ainsi que les flexion et extension du genou chez les amputés TTs. (26, 44) L'analyse exhaustive de tous ces changements n'est pas le but de ce travail, mais quelques exemples clés seront donnés.

Dans le plan sagittal, on peut observer une diminution de l'amplitude de mouvement articulaire (AMA) au niveau de la hanche du côté atteint chez l'amputé TF qui peut être associée à l'appui ischiatique de la prothèse fémorale qui entrave le mouvement d'extension. (28) Ceci induit alors un mécanisme de compensation du MI sain et au

niveau lombo-pelvien chez l'AMI, soit une augmentation du double de l'AMA, afin de maintenir une vitesse de marche adéquate. De plus, la rotation du tronc est différente selon que le MI en appui soit le membre sain ou amputé. (57) En ce qui concerne le genou, celui-ci possède un rôle important d'amortissement lors de l'attaque du talon, ce qui aide à prévenir l'usure des autres articulations. (28) Le genou exerce cette fonction par une flexion qui se trouve diminuée chez les amputés TTs et absente chez les TFs. (28, 35) Cette phase de la marche est également difficile à comprendre pour les patients, puisqu'ils associent ce mouvement à une dérobade du genou ou un risque de chute. (28) Pour ce qui est de la cheville, la flexion dorsale (FD), chez le sujet sain, est amorcée à partir de la moitié de la phase d'oscillation jusqu'au contact talon-sol afin de faire passer le pied. (28) De plus, vers la moitié de la phase d'appui unipodal, une bonne amplitude en FD est nécessaire afin que le corps puisse se déplacer en antérieur du MI en appui et préparer la cheville saine pour la propulsion. (28) L'AMI n'ayant plus le contrôle de la cheville du côté amputé, la longueur du pas amputé se trouve diminué, de même que la force de propulsion. (28, 42) L'AMI se doit alors de compenser avec le membre sain. (43) Une étude publiée en 2000 rapporte une AMA totale de la cheville de  $21^\circ$  pour un sujet sain, comparativement à l'AMI, chez qui les côtés prothétique et sain avaient une AMA respective de  $20^\circ$  et  $26^\circ$ . (28) L'AMI, ayant une AMA limitée du côté amputé en raison de la prothèse, chercherait à augmenter la longueur du pas sain avec une augmentation de l'AMA des membres sain et amputé en proximal. (28)

#### 3.3.2.4 Analyse des moments de force

La collecte de données nécessaires à l'analyse cinétique se fait à l'aide d'enregistrement EMG et de plates-formes de force. (35, 37, 55, 58, 59) La génération du moment de force chez l'amputé TF est supérieure au double de celle observée chez le sujet sain. (28) En effet, il y a notamment une augmentation du recrutement des muscles extenseurs de la hanche du côté amputé. (28, 31, 35, 58-60) Cette activité musculaire permettrait d'aider au contrôle du genou prothétique durant l'appui et d'amener le tronc vers l'avant après l'attaque du talon, en compensation de la perte de fonction au niveau de la cheville. (26, 28, 59) L'augmentation de la participation des extenseurs de la hanche saine, tel que mentionné dans la section 1.2.2, de même que l'augmentation d'activité musculaire en extension de la hanche du côté amputé, contribueraient à l'augmentation de la dépense énergétique puisque les masses musculaires recrutées sont plus imposantes. (28, 35, 59)

De plus, les amputés TTs présenteraient une augmentation de l'activité du vaste latéral du quadriceps au genou amputé lors de la phase d'attaque du talon afin de contrôler le moment externe de flexion du genou produit par l'avancement du MI amputé en phase d'oscillation. (28, 59) Le vaste latéral est d'ailleurs recruté tout au long du cycle de marche, ce qui réduirait la flexion du genou du côté amputé lors de la phase d'oscillation. (26, 28) Comme mentionné précédemment, l'AMI compensera de différentes façons afin de permettre l'oscillation pour compléter le pas du MI amputé.(28) Au niveau de la cheville, un moment externe de FP est normalement appliqué dans les premiers 9% du cycle de marche. (58) Celui-ci est augmenté à 20% chez l'AMI en raison de l'augmentation du temps que l'AMI prend pour avancer son centre de masse (CM) en antérieur de l'axe de rotation de la cheville.(58) En somme, l'analyse biomécanique (paramètres spatio-temporels, cinématique, cinétique et EMG) est essentielle pour comprendre les déficits de marche du patient et guider la réadaptation, comme cela sera décrit dans la section 4 de ce travail. Cependant, comme ces tests sont peu accessibles en clinique, des méthodes d'évaluation plus simples sont à prioriser.

#### 3.3.2.5 Les tests de marche

Selon une étude Canadienne sur l'utilisation des outils de mesure dans les centres Canadiens pour amputés, seulement 20.5% évaluaient la vitesse de marche, 25.7% la distance de marche et 12.8% se servaient du Timed Up and Go (TUG). (61) Deathe et coll. ont répertorié quatre principaux tests de marche utilisés auprès des AMIs, soit le *10-m walk test*, le *TUG*, le «*L*» *test* et le *2-min walk test (2MWT)*.

En premier lieu, le *10-m walk test* est principalement utilisé auprès de la population AMI et celle avec déficit neurologique afin d'évaluer la capacité ou habileté à la marche. (11) Il consiste en un test où la performance de l'AMI est chronométrée sur une distance de 10m. (14) Il existe une variante où le sujet effectue un trajet de 5m et doit ensuite retourner au point de départ. (14) L'avantage de ce test est qu'il permet d'extrapoler la vitesse de marche. (14) La fidélité intra-évaluateur a été évaluée à  $r=0.93$  par Rossier et coll. (62) Selon Deathe et coll., les qualités métriques de validité et de sensibilité ont été démontrées par les études. (14)

Le TUG, quant à lui, est un peu plus complet et évalue des concepts supplémentaires tels que la capacité à s'asseoir et se lever d'une chaise. (63) Il a été démontré qu'il existe une concomitance entre le TUG, la vitesse de marche et d'autres

mesures d'équilibre. (64) La position de départ se fait en position assise sur une chaise avec accoudoirs, le dos appuyé. (63) Tout en étant chronométré, l'AMI doit se lever, marcher une distance de 3m, pivoter et venir se rasseoir. Évidemment, il peut utiliser la ou les aides techniques habituelles. (14) La fidélité intra ( $r=0.93$ ) et inter-évaluateurs ( $r=0.96$ ) s'avèrent excellentes. (11, 65) Originellement, le TUG a été conçu pour la population âgée et un effet plafond a été retrouvé autant auprès des personnes âgées que des AMIs, selon la condition du participant. (11)

Une autre étude réalisée par Deathe en 2005, évalue les qualités métrologiques d'une version modifiée du TUG pour l'adapter aux AMI, le «L» test. (11) Le sujet doit parcourir un aller-retour d'un trajet en forme de «L» comprenant deux transferts et quatre changements de direction, le tout sur une distance totale de 20m, soit la grande branche du «L» mesurant 7m et la petite 3m. (11) Le temps moyen pour parcourir le trajet est de 29.7 à 32.9 secondes. (11) La généralisabilité de ce test est par contre réduite puisqu'il n'a été validé qu'auprès de sujets amputés TFs et TTs. (11) La validité concomitante a été évaluée en corrélant le «L» test au TUG ( $r=0.93$ ), 2MWT ( $r=-0.86$ ), 10m Walking Test ( $r=0.97$ ), ABC Scale ( $r=-0.48$ ), Frenchay Activities Index (FAI) ( $r=-0.54$ ) et au Prosthetic Evaluation Questionnaire (PEQ-MS) ( $r=-0.22$ ). (11) De plus, les coefficients de corrélation intra-classe étaient respectivement de 0.96 et 0.97 pour les fidélités inter et intra-évaluateurs. (11)

Finalement, le 2MWT évalue principalement l'endurance et la distance de marche pour une durée de deux minutes. (14, 63) Lors du test clinique, le thérapeute peut également apprécier la qualité du patron de marche d'AMI. Les cliniciens qui pratiquent ce test rencontrent par contre comme difficulté le manque d'espace ou l'encombrement des corridors, ce qui limite la reproductibilité du test par des facteurs extrinsèques au patient. Il s'agit également du seul test de marche pour lequel la validité prédictive a été testée. (14) De plus, il existerait des corrélations élevées avec le *12-min walking test* ( $r=0.86$ ), un autre test de marche, et le *6-min walking test* ( $r=0.89$ ) qui sont des tests d'endurance à la marche. (11, 64) Le *6-minutes walk test* démontre une excellente fidélité test-retest et corrèlerait de façon modérée avec l'équilibre et la vitesse de marche. (64, 66) Selon Raya et coll. qui ont observé la corrélation de différentes évaluations avec le test de 6 minutes de marche, la variance de celui-ci serait entre autre expliquée par la force des extenseurs de la hanche et par l'équilibre en appui unipodal. (3)

Ceci implique que ce test n'évalue pas spécifiquement la condition cardiovasculaire, mais plutôt différents aspects de la marche et de l'équilibre. (64)

Ces tests de marche ont pour avantage d'avoir tous été étudiés auprès de clientèles amputées TTs et TFs dont la cause d'amputation était soit vasculaire ou traumatique. (1, 6, 14, 55, 64, 67, 68) Leur familiarité dans les milieux cliniques, de même que leur validité apparente, renforcent le côté avantageux de ces tests.

### **3.4 Risque de chute chez l'AMI**

Selon Miller et coll., les risques de chutes sont augmentés chez les amputés TFs, avec douleurs au dos ou aux articulations ou avec de multiples problèmes de moignon et de prothèse. (46) Un sujet amputé depuis plus de quatre ans serait moins à risque de chutes. (46) D'un autre côté, il ne faut pas négliger la peur de ceux-ci face au risque de chute, auquel cas, ils pourraient réduire leur niveau d'activités, augmenter le risque de déconditionnement et donc de chute. (33, 46) Ce dernier est augmenté par la concentration nécessitée lors de la marche pour le sujet, de même que par une expérience de chute dans les 12 derniers mois, tandis qu'il est réduit chez les hommes et les sujets qui se perçoivent en bonne ou excellente santé. (46)

C'est pourquoi, il est important d'évaluer ce risque via la confiance que le patient a envers son équilibre. (39) Notamment, le ABC Scale, est un outil servant à déterminer le niveau de confiance des patients envers leur équilibre. (69) Il a été développé dans l'optique où les AMI étaient plus à risque de chute. (69) Il possède une valeur de consistance interne (0.95), une validité de convergence ( $r=0.72$ , IC95% 0.56-0.84 avec le 2MWT et  $-0.70$  IC95%  $-0.082$  à  $-0.53$  avec le TUG) ou prédictive, ainsi que la fidélité test-retest (0.91 IC95% 0.84-0.95) excellentes. (4, 11, 69) Cependant, l'échelle ne fait aucune distinction entre les amputés TFs et TTs et la sensibilité au changement n'a pas encore été évaluée. (4, 69)

### **3.5 Conclusion**

C'est par l'évaluation que le physiothérapeute détermine les problèmes d'un sujet, ses objectifs de traitements et quelle sera l'orientation de son intervention. Il se doit donc de tendre vers des mesures les plus objectives afin d'en augmenter la fiabilité. Une évaluation bien construite permettra de planifier les ressources pour orienter l'AMI soit vers un retour à domicile, un centre de réadaptation, etc.

Comme dans bien des domaines de la physiothérapie, il manque d'évidences scientifiques quant à certains éléments de l'évaluation des AMIs. C'est d'ailleurs le cas de l'évaluation de la douleur. Dans d'autres cas, les standards d'évaluation sont présents, mais l'équipement est dispendieux et l'équipe médicale doit assumer sa formation. C'est le cas, entre autres, de l'EMG pour investiguer l'intégrité des tissus mous ou l'analyse de l'activité musculaire ou du *one leg cycling* pour documenter la condition cardio-respiratoire. D'un autre côté, ces études sont toutefois profitables, car l'évaluation et la réadaptation se basent sur ces résultats.

L'ambulation, dont principalement la marche, est l'objectif principal de la réadaptation des AMIs et leur procure un certain niveau d'indépendance. Ce dernier est fortement relié avec la MEC au niveau du moignon qui serait d'ailleurs influencée par la condition cutanée et des tissus mous du moignon. Une évaluation de la vascularisation et de l'œdème via l'US, la photographie, le retour capillaire et la mesure de circonférence sont, entre autres, des méthodes reconnues pour estimer le pronostic de guérison et l'évolution du moignon. La force des muscles proximaux, soit les abducteurs et extenseurs des hanches amputée et saine, corrèle avec le taux de MEC appliquée au membre amputé, également intimement relié avec l'équilibre de l'AMI.

Les paramètres spatio-temporels les plus fréquemment utilisés pour l'évaluer sont la vitesse de marche, la cadence et la longueur des pas ou du cycle de marche. Une diminution de ceux-ci est couramment observée lors de la marche chez les amputés TTs et TFs. De plus, la vitesse de marche est corrélée avec la douleur résiduelle et la force des extenseurs de la hanche. La distance de marche parcourue au 2MWT est un bon indicateur de la vitesse de marche et de la force des extenseurs de la hanche et de l'équilibre du sujet. De plus, la condition cardio-respiratoire est un indicateur de l'endurance à la marche.

Bref, plusieurs éléments s'avèrent importants en préparation à la marche qui est, elle-même, complexe avec toutes les particularités observées à chaque articulation dans tous les plans.

#### **4. LE TRAITEMENT DES AMPUTÉS DU MEMBRE INFÉRIEUR**

Tel qu'énoncé dans l'introduction, l'amputation du membre inférieur est une épreuve traumatisante qui amène une limitation importante de la mobilité et de la locomotion du patient. Un des objectifs principaux de la réadaptation des amputés est donc de rétablir la mobilité et la locomotion. À cette fin, lors de la prise en charge des amputés du membre inférieur (AMIs), une évaluation est effectuée, comme il a été discuté dans la section précédente, et à la suite de celle-ci de nombreux problèmes sont soulevés. Les problèmes les plus fréquemment rencontrés sont la douleur résiduelle au moignon, la présence d'œdème et d'hypersensibilité au moignon, les contractures et la faiblesse musculaire, la diminution de l'endurance cardiorespiratoire, les problèmes d'équilibre assis et debout ainsi qu'une limitation à la marche. Dans le but de créer un outil basé sur les données probantes pouvant être utilisé par les thérapeutes, une revue de la littérature a été effectuée afin de déterminer les modalités efficaces pour traiter les problèmes mentionnés précédemment. Tout d'abord, il sera question des modalités de gestion de la douleur résiduelle au moignon. Ensuite, afin de préparer le moignon à l'appareillage, les méthodes de contention pour le contrôle de l'œdème ainsi que les approches de désensibilisation du moignon seront abordées. Par la suite, pour préparer le patient à la marche prothétique, les modalités de prévention des contractures, telles que le positionnement et l'étirement, et de renforcement musculaire seront discutées. L'endurance cardiorespiratoire des AMIs sera aussi abordée et les exercices pour augmenter cet endurance seront décrits. Suivront les méthodes d'augmentation de l'équilibre debout et assis et pour terminer, les approches de rééducation à la marche prothétique et les méthodes utilisées afin de favoriser un patron de marche efficace seront discutées.



#### **4.1 Gestion de la douleur résiduelle au moignon**

Selon les études, à la suite d'une amputation, le pourcentage de patients souffrant de douleur résiduelle au moignon varie entre 6% et 76%. (1-6) Cette douleur est un stresser physiologique significatif qui affecte l'homéostasie et la capacité de guérison du corps, ce qui peut ralentir l'évolution du patient pendant sa réadaptation. (7,8) Cette dernière amène un inconfort flagrant, ce qui diminue la concentration, la capacité d'apprentissage et la participation active aux traitements. De plus, tel que discuté dans la section 1.3.2, la présence de douleur résiduelle influencerait négativement la locomotion. Toutes ces conséquences de la douleur résiduelle au moignon font obstacle au bon déroulement de la réadaptation chez les amputés, d'où la nécessité de réduire et gérer cette douleur. (9)

Certaines médications (opioïdes et analgésiques narcotiques) sont efficaces pour diminuer la douleur, mais ont des effets secondaires néfastes, tels que ceux énoncés dans la section 2.9.1.1, ainsi que l'atteinte des fonctions cognitives et le risque d'hypotension, dont les physiothérapeutes doivent tenir compte lors du choix des modalités de traitement. (10) Il est aussi important que l'administration des médicaments soit coordonnée avec les traitements en physiothérapie pour que le contrôle de la douleur soit optimal. (10)

Présentement, en clinique, les physiothérapeutes utilisent plusieurs modalités pour diminuer la douleur résiduelle au moignon telles que l'ultrason, l'application de glace et plusieurs techniques de massages du moignon. (9,11) Les évidences pour ces modalités sont controversées. (9,11) En ce qui a trait à l'utilisation de l'ultrason chez les amputés, tel que mentionné dans les sections 3.1.1 et 3.1.2, les études sont rares et les ultrasons sont surtout utilisés comme méthode d'évaluation et non de traitement. (12,13) Pour ce qui est de l'efficacité de la glace chez cette population, il n'y a aucune évidence de son efficacité pour réduire la douleur résiduelle. Les évidences de l'utilisation de massages sont rares et se retrouvent plutôt au niveau du traitement de désensibilisation et des contractures. (39-41) Cependant, une modalité très utilisée est la stimulation nerveuse électrique transcutanée (TENS) de type acupuncture appliquée sur les points gâchettes au moignon. Selon Finsen, Persen et coll. en 1988, cette modalité semble être efficace pour diminuer la douleur résiduelle d'environ 66% et peut contribuer à la diminution de la sévérité de la douleur fantôme postopératoire et à la guérison des plaies, ce qui réduit le

besoin de révision du niveau d'amputation. (14-16) Une ressource pour contrôler la douleur lors de la mise en charge (MEC) avec la prothèse est l'utilisation d'un manchon en polyéthylène ou en silicone en plus des bas de coton lors de l'appareillage. Ces manchons augmentent le confort, absorbent les chocs et diminuent la friction et les forces de cisaillement. (17) Finalement, la diminution de l'œdème du moignon est un élément important pour contrôler la douleur résiduelle. (17)

## **4.2 Préparation du segment à l'appareillage**

### **4.2.1 Contrôle de l'œdème**

Le contrôle de l'œdème est une composante cruciale de la réadaptation de l'amputé afin de diminuer la douleur résiduelle au moignon, favoriser la guérison de ce dernier et préparer le moignon à l'emboîture en le désensibilisant et en lui donnant sa forme. (17) Pour contrôler l'œdème, plusieurs méthodes de contention sont utilisées.

#### **4.2.1.1 Pansement rigide et prothèse postopératoire immédiate**

Le pansement rigide est installé dans la salle opératoire immédiatement après l'amputation. Ce pansement peut être porté jusqu'au port de la prothèse ou peut être remplacé après quelques jours par une des méthodes de contention décrites plus bas. Il est constitué de pansements stériles et de bas de coton par-dessus lesquels est installé un plâtre de Paris ou un plâtre en fibre de verre. Une suspension est rajoutée pour maintenir le plâtre en place. (18) Pour ce qui est de la prothèse postopératoire immédiate, un ancrage est installé à l'extrémité distale du plâtre, ce qui permet d'ajouter un pilon et un pied pour permettre la MEC partielle. (18) Cette méthode est illustrée à la figure 10 de l'annexe 4.1. Ces deux méthodes de contention sont parmi les méthodes de contrôle de l'œdème les plus efficaces et les patients qui portent l'une de ces deux méthodes de contention sont prêts à l'appareillage plus tôt. (20-22) Quelques avantages en physiothérapie de ces méthodes de réduction d'œdème sont qu'elles protègent le segment amputé des traumatismes non-intentionnels et offrent une pression continue sur les tissus mous, ce qui favorise la circulation et augmente le confort du moignon en diminuant la douleur. (20-22) De plus, le plâtre est appliqué en position d'extension du genou chez les amputés trans-tibiaux (TT), ce qui prévient la contracture en flexion du genou. (20-22)

La prothèse postopératoire immédiate permet la locomotion bipède avec MEC partielle, ce qui permet l'entraînement prothétique précoce, entre les barres parallèles ou avec deux béquilles, et prévient le déconditionnement souvent présent après une amputation. (19) Il est cependant important de mentionner quelques points négatifs. 1) Si la MEC partielle n'est pas respectée, la guérison du moignon est compromise, donc le pansement rigide et la prothèse postopératoire immédiate ne sont pas recommandés pour les patients confus ou avec des troubles cognitifs car ils sont sujets à ne pas respecter la MEC partielle. (23) De plus, 2) ces méthodes de contention empêchent l'inspection quotidienne de la plaie ainsi que son traitement, donc elles ne sont pas recommandées pour les patients à haut risque d'infection. (21) Plus récemment, des prothèses postopératoires immédiates amovibles sont de plus en plus utilisées au lieu des pansements rigides et des prothèses postopératoires immédiates. (19)

#### 4.2.1.2 Pansement rigide amovible

Ce pansement est un outil disponible pour les physiothérapeutes afin de contrôler l'œdème du moignon. Ce pansement, illustré à la figure 11 de l'annexe 4.1, est un plâtre installé par-dessus un bandage élastique ou un pansement souple. Ce pansement est plus efficace pour réduire l'œdème que les bandages élastiques. (24) L'avantage principal de cette méthode de contention est que le plâtre peut être retiré et remplacé rapidement et facilement, ce qui permet d'évaluer et traiter la plaie en plus de désensibiliser le moignon et diminuer l'œdème. Le moignon prend donc une bonne forme pour l'appareillage et devient tolérant à la pression. (25,26) Cette méthode de contention n'est cependant pas recommandée pour un patient dont le moignon n'est pas en voie de guérison ou est infecté car les pansements devront être changés souvent. (27) Pour les patients dont le moignon varie beaucoup de volume (insuffisance cardiaque, dialyse) il suffit de combler l'espace entre le plâtre et le moignon avec des bas de coton. (27)

#### 4.2.1.3 Pansement semi-rigide

Ce pansement fait de polyéthylène est une stratégie efficace pour contrôler l'œdème, protéger le moignon et former le moignon. (28) Ce pansement est illustré à la figure 12 dans l'annexe 4.1. En comparaison avec le pansement rigide amovible, le pansement semi-rigide est plus facile à nettoyer, plus malléable et est plus facile à enlever et à remettre, ce qui facilite l'évaluation et le traitement de la plaie infectée. (17)

Cependant, il est très coûteux, il nécessite la fabrication d'un nouveau pansement quand le moignon rétrécit, il protège moins le moignon et est moins efficace pour diminuer l'œdème que le pansement rigide amovible. (17)

#### 4.2.1.4 Prothèse postopératoire pneumatique

Deux méthodes de compression pneumatique très utilisées sont le « air splint » et le « air cast », illustrées aux figures 13 et 14 de l'annexe 4.1. (30) Les avantages de ces méthodes de contention sont qu'elles sont faciles à appliquer et à enlever, elles permettent l'inspection du moignon, elles diminuent l'œdème et permettent la MEC partielle précoce et donc l'ambulation précoce. (30) Les désavantages sont que la compression est inégale et est donc moins efficace pour bien former le moignon. Aussi le « air splint » peut être inconfortablement chaud s'il est porté plus de 20-30 minutes. Finalement, la MEC est partielle avec le genou pris en extension, ce qui oblige le patient à marcher entre les barres parallèles ou à l'aide de deux béquilles avec un patron de marche inadéquat. (31)

#### 4.2.1.5 Pansement souple et bandage élastique

Cette méthode est la plus fréquemment utilisée immédiatement après l'opération. Ce bandage est très utile lorsque la plaie présente beaucoup d'exsudat et est à risque d'infection, mais il est beaucoup moins efficace que les autres méthodes de contention pour diminuer l'œdème. (32) Ce pansement, illustré à la figure 15 de l'annexe 4.1, devrait être réappliqué préférentiellement aux quatre à six heures sans dépasser douze heures. (33) L'application du bandage est difficile et demande une formation ainsi que de la pratique, ce qui rend fréquentes les erreurs pouvant mener à des flexums, des bourrelets, de l'ischémie et des moignons bulbeux, ralentissant ainsi la guérison du moignon et la réadaptation. (24) Puisque ce bandage est difficile à appliquer pour les patients à la maison, des alternatives aux bandages sont suggérées telles que la stockinette élastique ou le tubigrip, qui est un bandage compressif pouvant être enfilé comme un bas, illustré à la figure 16 de l'annexe 4.1. (25)

#### **4.2.2 Désensibilisation**

L'hypersensibilité est un problème commun rencontré tôt en réadaptation et est dû à l'atteinte du nerf au cours de la chirurgie tel qu'énoncé dans la section 3.1.1. (34) Actuellement, en clinique, les thérapeutes utilisent plusieurs modalités pour traiter cette hypersensibilité. Elles consistent en bombarder le moignon de stimuli tactiles tels que les tapotements légers avec les doigts, la vibration basse fréquence, les massages avec lotion, le toucher avec divers tissus et le roulé de balles faites de différents matériaux. (17) Ces modalités sont très fréquemment incluses dans un programme d'exercices à domicile. De plus, le fait de retirer et remettre les méthodes de contention aide à désensibiliser le moignon. (17) Cependant, aucune étude n'a été trouvée dans la littérature démontrant l'efficacité des modalités citées précédemment. Les seules études rapportées sur la désensibilisation chez les amputés étudiaient la présence de troubles sensoriels ainsi que l'efficacité de modalités médicales (injections anesthésiques) et de modalité chirurgicales dont il n'est pas question au cours de ce travail. (35,36)

#### **4.3 Prévention des contractures musculaires**

Tel que discuté dans la section 1.2.2, les contractures peuvent affecter sérieusement l'habileté à la marche. Maintenir ou augmenter l'amplitude de mouvement à la hanche et au genou du membre amputé est donc un des principaux objectifs du traitement. Puisqu'il est plus facile de prévenir la perte d'amplitude que de la regagner une fois perdue, un bon positionnement est une composante clé de la réadaptation. (37) Chez les amputés trans-tibiaux (TT), les muscles les plus fréquemment contracturés sont les fléchisseurs de genou. (17) Selon Gailey et coll. en 1994, afin de prévenir ces contractures, en position assise ou décubitus dorsal (DD), il est recommandé et efficace de mettre un rouleau sous l'extrémité distale du moignon. (17,39) Selon le même auteur, pour ce qui est du décubitus ventral (DV), le positionnement avec un rouleau en proximal de la rotule est plus efficace que le positionnement en DD. (17,39) Ces positionnements sont illustrés à la figure 17 de l'annexe 4.2. Chez les trans-fémoraux (TF), les contractures les plus fréquentes sont en flexion, abduction et rotation externe de hanche, et ces contractures peuvent rendre le contrôle du genou prothétique ainsi que la marche prothétique inefficaces. (38) Le positionnement en DV pendant 60 minutes par jour est

une excellente stratégie afin d'empêcher les contractures en flexion de la hanche. (17,3) Au sujet des études sur les différentes techniques de traitement des contractures, elles sont nombreuses mais peu sont réalisées avec la population amputée. Les modalités telles que les exercices actifs et l'entraînement postural fonctionnel sont utilisées pour prévenir la formation de ces contractures. (39,42) Selon Seymour en 2002 et Karacoloff et coll. en 2005, les modalités telles que la chaleur humide suivie d'étirements passifs, d'étirements actifs, de contract-relax, de contract-relax avec contraction des muscles antagonistes (CRAC) ou de massages profonds semblent être efficaces pour réduire les contractures. (39-41) Pendant le contract-relax, le muscle à étirer est amené passivement à sa barrière de tension, il y a ensuite contraction isométrique du muscle à étirer pendant six à dix secondes contre résistance suivi d'une à deux secondes de relâchement, puis le muscle est étiré passivement pendant 20 secondes. Pour ce qui est du CRAC, au lieu d'étirer passivement le muscle, il y a utilisation des muscles opposés afin d'amener le muscle à une nouvelle barrière de tension. Selon Gailey et coll. en 1994, les étirements à faible charge et à longue durée sont sécuritaires et efficaces. (39)

#### **4.4 Renforcement musculaire**

Le renforcement musculaire est utile chez les amputés pour maximiser la force globale et l'endurance musculaire afin de permettre des déplacements sécuritaires et efficaces. (17) Tel que mentionné dans les sections 1.2.2 et 3.3.2.4, lors de la phase d'appui du membre amputé à la marche, l'activité des extenseurs de genou du membre prothétique chez les amputés TTs, et des extenseurs de hanche du membre amputé chez les TFs, est augmentée et prolongée comparativement au sujet sain, donc la force et l'endurance musculaires des extenseurs de genou et de hanche sont primordiales à la locomotion. (43-44) Selon Lusardi et Nielsen en 2007, chez les amputés TTs, il est recommandé de renforcer en priorité les extenseurs et fléchisseurs du genou afin de bien contrôler le genou prothétique. Les extenseurs, fléchisseurs et abducteurs de la hanche du côté amputé doivent aussi être renforcés pour permettre une bonne stabilité à la locomotion. (17) Selon les mêmes auteurs, chez les amputés TFs, les extenseurs et abducteurs de la hanche du membre amputé sont à renforcer en premier afin de permettre l'ambulation. Des exercices de renforcement de ces muscles sont illustrés aux figures 18 à 20 dans l'annexe 4.3. Les fléchisseurs de hanche sont aussi à travailler afin d'assurer

un dégagement du pied prothétique suffisant ainsi que les adducteurs pour assurer la stabilité lors de la phase d'appui à la marche. (17) En plus du renforcement des membres inférieurs, le renforcement des extenseurs dorsaux et des abdominaux est très important pour le contrôle postural tandis que les mouvements en diagonale du tronc et en rotation sont importants pour réaliser les activités fonctionnelles. (17) Pour faciliter l'utilisation des aides techniques, le renforcement des membres supérieurs et plus spécifiquement de la dépression de l'épaule et l'extension du coude sont essentielles. (17) Selon Gailey et coll. en 1994, les exercices de renforcement doivent être lents et contrôlés, la contraction doit durer dix secondes et être suivie de cinq à dix secondes de repos, et ce, pour dix répétitions. (39,40,45) Selon la méthode de « Proprioceptive Neuromuscular Facilitation » (PNF), la résistance manuelle appliquée pendant les exercices fonctionnels permet au thérapeute de fournir une résistance appropriée tout au long du mouvement tout en fournissant une facilitation et en augmentant la rétroaction sensorielle. (46,47)

#### **4.5 Endurance cardiorespiratoire**

Tel qu'énoncé dans les sections 1.1.2.2.2 et 1.2.1, chez les AMIs la consommation énergétique nécessaire à la marche avec une prothèse est très élevée ainsi que le fardeau sur le système cardiorespiratoire, ce qui peut rendre la marche prothétique non fonctionnelle. (48) En améliorant la forme physique des amputés à l'aide d'un entraînement en endurance, une réduction de la consommation énergétique peut être attendue ainsi qu'une réduction du fardeau sur le système cardiovasculaire. (48,49) Selon l'« American College of Sports and Medicine », des exercices aérobiques soutenus utilisant des grands groupes musculaires sont désirés. Selon Chin et coll. en 2001 et Bosser et coll. en 2008, le programme d'entraînement en endurance doit contenir, en plus de l'entraînement à la marche prothétique, un entraînement avec cyclo-ergomètre du membre inférieur sain, illustré à la figure dans l'annexe 4.4. (48,49) Une épreuve d'effort pré-entraînement est nécessaire pour déterminer la fréquence cardiaque maximale, le VO<sub>2</sub> max ou le seuil anaérobie, afin de déterminer la fréquence cardiaque cible. Cette épreuve peut être effectuée sur un cyclo-ergomètre des membres inférieurs avec le membre sain ou sur un ergomètre des membres supérieurs. (48,49) Des études ont démontré qu'un entraînement sur cyclo-ergomètre des membres inférieurs utilisant

seulement la jambe saine en plus de l'entraînement prothétique conventionnel est efficace pour améliorer la forme physique. (48,49)

#### **4.6 Équilibre assis et debout**

Dans la littérature il a été démontré qu'un bon équilibre debout est nécessaire à la marche sécuritaire et fonctionnelle. (50,51) Ceci est d'autant plus vrai chez les AMIs chez lesquels une bonne confiance en leur équilibre est reliée à une meilleure mobilité. (50,51) Tel que discuté plus haut dans la section 1.1.2.3.2, un équilibre unipodal adéquat sur le membre sain et sur le membre prothétique est prédictif d'une symétrie à la marche prothétique. Selon la littérature, la réadaptation de l'équilibre chez les AMIs vise à améliorer l'équilibre assis, l'équilibre unipodal, l'équilibre bipodal et doit augmenter la MEC sur le membre prothétique. (17)

##### **4.6.1 Équilibre assis**

Selon Gailey et coll. en 1994 et Gentile en 2000, afin d'améliorer l'équilibre assis, un programme de réadaptation efficace doit contenir des activités qui vont améliorer le contrôle postural et les réactions d'équilibre, telles que les mouvements d'atteinte ou « reaching ». Ce dernier peut s'effectuer dans diverses directions (vers l'avant, l'arrière, le haut ou le bas) et en diagonale en s'éloignant de la ligne médiane ou en la traversant. (52,53) De plus, les jeux de lancers et de réceptions sont efficaces pour améliorer l'anticipation et les réactions d'équilibre, en éloignant progressivement le ballon de la ligne médiane ainsi qu'en variant la hauteur des lancers, la vitesse, le poids du ballon et la surface de jeu. (52,53) Les exercices d'équilibre assis doivent être débutés dès la première semaine postopératoire et doivent être remplacés le plus rapidement possible par les exercices d'équilibre unipodal. (17)

##### **4.6.2 Équilibre debout unipodal**

Les exercices d'équilibre unipodal visent à améliorer l'équilibre debout avant que les patients chaussent leur prothèse. Ces exercices doivent être débutés entre les barres



parallèles avec appui des membres supérieurs (MS) pour ensuite diminuer graduellement cet appui. (17) Les mouvements d'attente abordés dans le paragraphe précédent sont aussi efficaces pour entraîner l'équilibre unipodal. (52,53) Selon Gailey et coll. en 1994 et Gentile en 2000, dans le but de progresser vers l'équilibre bipodal, les exercices peuvent aussi être exécutés avec le membre amputé appuyé sur une surface surélevée, permettant un début de MEC du côté amputé. (52,53) Dans le même ordre d'idée, la pratique de la marche unipodale avec aide technique est encouragée car elle est un moyen efficace de préparer le patient à la marche prothétique tout en améliorant l'endurance de celui-ci. En effet, dès que les patients peuvent marcher avec ou sans prothèse, on doit les encourager à marcher le plus possible. (17)

#### **4.6.3 Équilibre bipodal**

Afin d'améliorer l'équilibre bipodal, les modalités le plus souvent rapportées dans la littérature sont les exercices pour augmenter la MEC sur le membre amputé. (54) Ces derniers peuvent débuter debout entre les barres parallèles en diminuant l'appui des MS et en effectuant des transferts de poids dynamiques dans diverses directions. Les activités peuvent progresser vers le « reaching » en diagonale à la limite de l'équilibre bipodal, tel qu'illustré à la figure 22 de l'annexe 4.5, et vers la marche sur place. (17) Des exercices dynamiques sans appui des MS, tels que lancer et attraper un ballon, sont très utiles pour préparer le patient à des environnements imprévisibles. (53) Afin de favoriser l'apprentissage moteur, il est suggéré d'intégrer les exercices à une tâche fonctionnelle. (55)

#### **4.6.4 Augmentation de la MEC sur le membre prothétique**

En plus d'être utilisée pour l'évaluation de la MEC tel qu'énoncé dans la section 3.2.1.1 il a été démontré que l'utilisation de deux balances, une sous chaque membre inférieur, est efficace afin d'égaliser la MEC. (17) Les études dans le domaine ont aussi révélé l'efficacité de deux modalités novatrices pour augmenter la MEC sur le membre amputé : les post-effets moteurs et la rétroaction sensorielle.

#### 4.6.4.1 Les post-effets moteurs

Récemment, Duclos et coll. en 2004 ont approfondi l'utilisation des post-effets moteurs posturaux dans le but d'égaliser la MEC entre le membre sain et le membre inférieur prothétique. Le post-effet moteur est un mouvement involontaire et durable qui est présent après la contraction isométrique volontaire et prolongée des muscles cervicaux. (56-58) En effet, suite à une telle contraction, un déplacement de la position moyenne du centre de pression est observé vers le membre prothétique. (56-58) La modification répétée de la référence posturale par l'utilisation régulière des post-effets peut corriger une asymétrie posturale et peut perdurer plusieurs années après la fin de la réadaptation. (56-58) L'efficacité des post-effets moteurs posturaux réside en partie dans le fait que ces corrections se font de manière involontaire. (56-58) En effet, les techniques de réadaptation habituelles font appel à des corrections volontaires, ce qui nécessite une attention accrue et rend l'exécution d'une tâche plus complexe. Au contraire, les post-effets sont involontaires et leur utilisation est plus facile lors d'exercices et tâches plus dynamiques et complexes. (56-58) Selon Duclos et coll. en 2004, deux modalités ont été reconnues efficaces pour induire de manière robuste des post-effets. La première est une contraction volontaire isométrique des muscles du cou, dans la direction du membre prothétique, contre butée externe de 30 secondes et d'intensité correspondant à 50% de la force maximale. (56-58) La deuxième modalité est l'application d'une vibration musculaire ou tendineuse au niveau cervical de 80 Hz pendant 30 secondes. (56-58)

#### 4.6.4.2 La rétroaction sensorielle

Un nouvel appareil de biofeedback nommé le « Smart Step », illustré à la figure 23 de l'annexe 4.5, permet aussi d'augmenter la MEC sur le membre prothétique. (59) Le « Smart Step » est un dispositif installé à l'intérieur du soulier qui mesure la MEC lors de la marche et qui émet un signal auditif à chaque fois que la MEC visée est atteinte. (59) Une étude effectuée par E. Isakov en 2007 a analysé la MEC sur le membre prothétique lors de la marche de patients ayant reçu une thérapie conventionnelle de physiothérapie pour augmenter la MEC (groupe contrôle), et de patients ayant reçu une rééducation utilisant le « Smart Step » (groupe expérimental). (59) Après quatre traitements de 30 minutes, la MEC était augmentée de 7.9 kg sur le membre prothétique dans le groupe expérimental en comparaison à une augmentation de 0.7 kg dans le groupe contrôle, ce qui est une

différence statistiquement significative. Ainsi, le « Smart Step » serait un outil efficace pour augmenter la MEC sur le membre amputé lors de la marche. (59)

#### **4.7 Entraînement à la marche prothétique**

Tel que mentionné dans l'introduction, la rééducation à la marche prothétique est l'objectif principal de la réadaptation des amputés du membre inférieur. En plus de permettre aux patients de se déplacer dans leur environnement, l'entraînement à la marche prothétique permet d'améliorer le contrôle postural, la force et l'endurance cardiovasculaire. (17) Plusieurs programmes d'entraînement prothétique traditionnels consistent à effectuer des séries d'exercices non fonctionnels répétés dans un environnement stable et visant à régler un déficit spécifique à un membre. L'acquisition des habiletés se fait donc de manière isolée et ne permet pas le transfert ou l'intégration de ces habiletés à une tâche fonctionnelle telle que la marche prothétique. (60) Ainsi, selon Schmidt en 1991, l'approche d'apprentissage moteur orientée vers la tâche est recommandée pour une meilleure réadaptation locomotrice et est constituée d'exercices variés qui mettent l'emphase sur la résolution de problèmes moteurs dans les tâches fonctionnelles. (61)

Dans le même ordre d'idées, les thérapeutes divisent souvent les tâches complexes en plusieurs sous-tâches. Cependant, selon Lusardi et Nielsen en 2007, pour la marche il est plus efficace de pratiquer toutes les phases de la marche de façon fluide et ininterrompue que de pratiquer séparément des sections de la marche. (17) Afin de bien guider le mouvement et d'aider le patient à prendre conscience du mouvement désiré, la rétroaction auditive, visuelle ou vibratoire est une modalité efficace. (59)

Le début de l'entraînement prothétique se déroule à l'intérieur des barres parallèles. (17) Dès que l'entraînement entre barres parallèles est terminé, plusieurs patients nécessitent l'aide d'une marchette qui leur procure l'appui et la sécurité dont ils ont besoin. (17) De plus, cette aide technique est préférable pour les patients qui présentent une diminution d'endurance et des troubles d'équilibre. (32,40,45) Cependant, selon May en 2002, Seymour en 2002 et Gailey et coll. en 2004, la marchette amène des défauts dans le patron de marche, tels que la flexion du tronc, le manque de dissociation des ceintures et un patron saccadé avec arrêts, ce qui augmente la demande énergétique.

(32,40,45) De plus la marchette est dangereuse sur des sols inégaux, inclinés ainsi que dans les escaliers, et les patients ont de la difficulté à transférer vers d'autres aides techniques offrant moins de stabilité. (32,40,45) Selon les mêmes auteurs, en comparaison avec la marche avec marchette, la marche entre barres parallèles ou avec deux béquilles permet une meilleure progression vers l'avant ainsi que le mouvement alterné des MIs, ce qui rend la marche prothétique plus efficace. Donc, la littérature suggère d'utiliser la marchette le moins longtemps possible. (32,40,45)

#### **4.7.1 Entraînement prothétique chez l'amputé trans-fémoral**

Tel que mentionné dans l'introduction, le choix a été fait volontairement de concentrer la revue de la littérature sur les amputés trans-fémoraux et trans-tibiaux. Cette décision a été prise à la lumière de plusieurs éléments, dont celui que ces amputés sont plus enclins à nécessiter une réadaptation prothétique dans le but de retrouver une certaine autonomie fonctionnelle. La rééducation du patron de marche chez l'amputé TF est basée sur l'analyse de la biomécanique de la marche prothétique ainsi que sur l'observation et les corrections du patron de marche du patient. (17) Dans la littérature, sont rapportés de nombreux défauts du patron de marche chez l'amputé TF selon les phases de la marche, ainsi que quelques modalités pour corriger ces défauts.

##### 4.7.1.1 Phase de double appui antérieur de réception (DAAR)

Tel qu'énoncé dans les sections 1.2.2 et 3.3.2.4, chez un patient sain, cette phase de la marche est caractérisée par une activation musculaire du quadriceps, des ischio-jambiers, du grand fessier et du grand adducteur afin de permettre l'amortissement du genou et générer un moment d'extension à la hanche du membre amputé. (62-64) Tel que mentionné dans la section 3.3.2.4, on observe une augmentation de l'activation des extenseurs de la hanche du membre amputé. En effet, selon Yoshimasa et coll. en 2011 et Su et coll. en 2007, chez l'amputé TF, un moment d'extension à la hanche peut être généré, mais sans qu'il puisse allonger directement le genou prothétique. (63,64) À cette fin, dès que l'extrémité distale de la prothèse est fixe au sol, l'amputé peut allonger le genou prothétique en réalisant une extension de la hanche du membre amputé. (63,64) Cependant, afin d'augmenter leur stabilité, certains amputés peuvent surcompenser en augmentant l'extension à la hanche. (17) Cela se traduit par un mouvement de recul du

bassin dans le plan transverse et une rotation externe du pied prothétique. Ceci diminue l'avancement du bassin nécessaire aux phases subséquentes de la marche, tout en diminuant son efficacité et sa fluidité. (17) Selon Lusardi et Nielsen en 2007, les thérapeutes peuvent faciliter l'extension de la hanche ainsi que les mouvements d'avancement du bassin, en utilisant le feedback externe tel que les tapotements dans l'approche neurodéveloppementale (NDT) ou le contact manuel et la résistance appropriée de l'approche PNF, tel qu'illustré à la figure 24 de l'annexe 4.6. (17) Les exercices d'extension de hanche traditionnels, tels que ceux avec élastique ou ceux en décubitus latéral (DL) contre gravité, ne sont pas assez exigeants ni spécifiques à la fonction de marcher. (65) Selon Eisert et Tester, un exercice efficace qui permet de renforcer les extenseurs de hanche à une longueur et dans une amplitude de mouvement correspondant à cette phase de la marche, est le pont effectué par le membre résiduel en DD avec un objet coussiné sous le moignon. (65) Cet exercice permet aussi de contrôler le bassin et la colonne lombaire.

#### 4.7.1.2 Phase d'appui unilatéral

Tel que discuté dans la section 3.3.2.4, pendant la phase d'appui, les muscles les plus sollicités chez le patient sain sont les petit et moyen fessiers. De nombreux amputés TFs présentent une faiblesse et un manque de contrôle moteur des abducteurs de la hanche du membre amputé, en particulier le moyen fessier. (17) Selon Lusardi et Nielsen en 2007, cette faiblesse se traduit par une inclinaison latérale du tronc du côté de la prothèse lors de l'appui, ce qui compromet la progression vers l'avant et augmente la demande énergétique. (17) Pour corriger ce patron de marche inadéquat, l'intervention est orientée vers le développement du contrôle moteur et la force des abducteurs de la hanche du membre amputé. Pour ce faire, un exercice efficace selon Gailey et coll. en 1994, est le pont modifié en position de DL sur le côté amputé. (39) Le membre amputé est étendu sur une surface rigide avec une serviette roulée sous l'extrémité distale du moignon tandis que le membre sain est appuyé sur un tabouret en flexion de genou et de hanche, tel qu'illustré à la figure 25 de l'annexe 4.6. (39) Cet exercice renforce le moyen fessier dans l'amplitude de mouvement qui correspond à ce stade de la marche. (17) Pour renforcer spécifiquement le moyen fessier, le bassin doit être aligné avec le tronc et ne pas rouler en antérieur, où les fléchisseurs de hanche seront recrutés, ni en postérieur, où les extenseurs de hanche seront recrutés. (17) Une autre cause de cette déviation latérale du tronc est une stabilisation inadéquate du membre amputé par le mur latéral de

l'emboîture ainsi qu'un inconfort dû à des zones de pression dans l'emboîture. (17) L'inclinaison latérale du tronc déplace le moignon dans l'emboîture afin d'éviter la pression dans les régions médio-proximal et latéro-distal du moignon. C'est alors au prothésiste de modifier la prothèse pour éviter les zones de pression. (17) Une deuxième compensation que l'on observe souvent chez les amputés TFs pendant la phase d'appui est un décalage ou « shift » latéral du bassin vers le membre amputé. (17) Ce décalage produit de l'adduction de la hanche du membre amputé, ce qui allonge les abducteurs et leur permet de développer plus de force. Cependant, cela augmente aussi la dépense énergétique. (17) Pour empêcher cette compensation et apprendre aux patients à contrôler leur bassin, les thérapeutes utilisent les mêmes techniques que celles décrites pour la phase DAAR, soit l'approche neurodéveloppementale (NDT) et le PNF en facilitant le moyen fessier et l'avancement du bassin tout en limitant le mouvement de décalage du bassin en appliquant une pression en latéral du bassin vers le bas, médial et antérieur. (17)

#### 4.7.1.3 Fin de la phase d'appui

Pendant l'appui, il est important chez les amputés TFs que le genou prothétique ne fléchisse pas pour permettre une propulsion efficace et une longueur du pas controlatéral suffisante afin que la marche soit fonctionnelle. (17) Pour ce faire, le patient doit maintenir la MEC sur la prothèse tout au long de la phase d'appui jusqu'à la propulsion. (17) Les amputés TFs n'étant pas capables de supporter une longue période de MEC sur la prothèse, surtout en début de réadaptation, selon Lusardi et Nielsen en 2007, on pourra observer une rotation externe du pied prothétique ainsi qu'une diminution de la phase d'oscillation du membre sain et de la longueur des pas du côté sain. (17) Cette réduction de la MEC sur la prothèse peut être expliquée par une faiblesse des abducteurs et extenseurs de la hanche du membre amputé, une douleur résiduelle au moignon ou des contractures musculaires. (17) Ces contractures sont fréquentes au niveau des fléchisseurs de hanche et amènent des compensations non désirées, telles que la diminution de la longueur des pas controlatéraux et l'augmentation de la lordose lombaire qui peut, à long terme, mener à des lombalgies. La contracture du moyen fessier, aussi très fréquente, amène le membre amputé au repos en position d'abduction et rotation externe. (17) Pour contrer ces rétractions, les modalités énoncées dans la section 4.3 sont applicables.

#### 4.7.1.4 Phase de propulsion

Tel que mentionné dans la section 1.2.2 et 3.3.2.4, il y a une augmentation de l'activation des extenseurs de la hanche saine et de la hanche du membre amputé pendant cette phase. En effet, selon Yoshimasa et coll. en 2011 et Su et coll. en 2007, les amputés TFs ne pouvant pas utiliser leurs fléchisseurs plantaires afin de propulser la prothèse, ils vont générer un moment d'extension de la hanche du membre amputé afin de produire l'extension du genou prothétique. Par la suite, ils vont utiliser les extenseurs de la hanche saine afin d'avancer la prothèse. (63,64) Afin de faciliter cette stratégie, les thérapeutes peuvent renforcer et faciliter les extenseurs de hanche bilatéraux. (17) En plus de cette stratégie, un transfert contrôlé de la MEC du membre amputé vers le membre sain facilite cette phase de la marche. (17) Pour contrôler le transfert graduel de la MEC vers le membre sain, la marche croisée vers l'avant est un exercice efficace selon Gailey et coll. en 1991. (66) Lors de cet exercice illustré à la figure 26 de l'annexe 4.6, le membre amputé oscillant doit devancer le membre sain en appui et croiser la ligne médiane avant de déposer le pied et de transférer la MEC vers le membre sain. Continuer ensuite l'exercice en inversant le membre sain oscillant et le membre prothétique en appui. (66) Cet exercice travaille en particulier les abducteurs de hanche, le contrôle de la rotation antérieure du bassin en plus de travailler le contrôle du transfert de la MEC vers le membre sain. (66)

#### 4.7.1.5 Phase d'oscillation

Tel qu'énoncé dans les sections 1.2.2, il y a une augmentation de l'utilisation des fléchisseurs de la hanche du membre amputé dans cette phase. Pour une phase d'oscillation efficace, une combinaison de flexion de hanche et de rotation antérieure du bassin dans le plan transverse est nécessaire afin d'avancer la prothèse, fléchir le genou prothétique et dégager le pied prothétique. (17) Selon Yoshimasa et coll. en 2011 et Su et coll. en 2007, pendant cette phase de la marche, si le genou prothétique n'est pas assez fléchi, il y a un risque d'accrochage et de chute, et des stratégies de compensation seront utilisées pour faire avancer la prothèse, telles que l'élévation du bassin ipsilatéral ou « hip hiking », la circumduction ou la flexion plantaire controlatérale. (63,64) Cependant, ces stratégies contiennent peu de mouvement du bassin vers l'avant et donc ne procurent pas la vitesse nécessaire à la flexion du genou prothétique, ce qui limite le dégagement du pied prothétique. (17) Afin d'éviter ces compensations et permettre une flexion suffisante

du genou prothétique, une bonne utilisation des fléchisseurs de hanche est nécessaire ainsi que le mouvement de rotation antérieure du bassin dans le plan transverse. (17) Selon Winter et coll. en 1988, pour bien recruter les fléchisseurs de hanche et produire la flexion du genou, la contraction des fléchisseurs de la hanche du membre amputé doit être concentrique rapide et brève, comme si les patients frappaient une balle en antérieur de leur cuisse. (43) Pour ce qui est de la rotation antérieure du bassin, afin d'aider le patient à maîtriser ce mouvement, le thérapeute peut faciliter celui-ci à l'aide des techniques NDT et PNF et des repères manuels. (17) Un exemple d'exercice, illustré à la figure 27 de l'annexe 4.6, entre barres parallèles qui renforce les fléchisseurs de hanche, améliore le contrôle de la prothèse et produit le mouvement de rotation antérieure du bassin recherchée est le suivant : mettre la MEC en majorité sur le membre sain et balancer la prothèse rapidement vers l'avant pour que le talon prothétique atteigne une cible marquée au plancher et répéter. (17) Pour favoriser l'apprentissage moteur, il est indiqué de varier l'emplacement des marques au sol. (17)

#### **4.7.2 Entraînement prothétique chez l'amputé trans-tibial**

Dans la littérature il est suggéré de commencer la rééducation du patron de marche chez l'amputé TT en laissant d'abord le patient marcher sans directives et sans corrections pour observer les déviations spontanées. (17) Dans un deuxième temps, l'entraînement à la marche se fait avec indications et facilitations spécifiques pour corriger ces déviations. (17) Ainsi, le thérapeute pourra observer la marche du patient et détecter les déviations. Il déterminera la cause de ces déviations et si elles consistent en déviations primaires ou en stratégies de compensation. (17)

##### 4.7.2.1 Double appui antérieur de réception (DAAR)

Selon Yoshimasa et coll. en 2011 et Su et coll. en 2007, contrairement aux amputés TFs, les amputés TTs peuvent générer un moment d'extension à la hanche et au genou du membre amputé, ce qui permet l'allongement du genou du membre amputé à l'attaque du talon. (63,64) Tel que discuté dans la section 3.3.2.4, les amputés TTs présentent une augmentation de l'activité des extenseurs de genou du membre amputé. (63,64) Il est donc très important de renforcer les extenseurs du genou du côté amputé. (17) Cependant, les amputés ayant perdu leurs afférences somato-sensorielles et



proprioceptives, ils ne ressentent pas le contact du pied prothétique avec le sol ni l'extension de leur genou prothétique. Donc ils ne ressentent pas quand il est sécuritaire de mettre de la MEC. À cette fin, la pression en postérieur du moignon indique le contact avec le sol et la position d'extension de la prothèse, indiquant aux patients que c'est sécuritaire de mettre la MEC. (17) Afin d'aider les patients à ressentir cette pression postérieure, les thérapeutes donnent l'indication aux patients de creuser leur talon dans le sol à l'attaque du talon pour bien sentir que le pied est au sol, ce qui est le signal pour mettre la MEC de façon sécuritaire. (17) Tel que discuté dans la section 4.7.1, il est important de faciliter le mouvement d'avancement du bassin afin d'assurer l'efficacité de la marche et diminuer la dépense énergétique. Les techniques de facilitation PNF et NDT, similaires à celles décrites pour les amputés TFs, sont utilisées. (17)

#### 4.7.2.3 Phase d'appui unilatéral

Pour cette phase de la marche, les mouvements à faciliter et les modalités sont les mêmes que pour les amputés TFs, c'est-à-dire d'augmenter la MEC sur le membre prothétique, favoriser l'avancement du bassin et renforcer les abducteurs de la hanche du membre amputé. (17) Selon Isakov en 2007, les repères auditifs peuvent être utilisés pour favoriser l'égalité de la durée de la phase d'oscillation et de la phase d'appui entre les deux MIs et la rétroaction auditive ou somatosensorielle est efficace pour égaliser la MEC. (59) Les repères verbaux et tactiles peuvent être utilisés afin de favoriser le mouvement de rotation antérieure du bassin dans le plan transverse. (17) Dans cette phase, une instabilité du genou peut être observée, soit par manque d'extension ou par flexion excessive. Ceci peut être dû à un mauvais alignement de la prothèse, à une douleur résiduelle au moignon, à une diminution de l'amplitude articulaire ou de force musculaire à la hanche ou au genou, ainsi que des contractures musculaires de fléchisseurs de genou. (17) Afin de traiter ces problèmes musculo-squelettiques, les modalités discutées dans les sections 4.3 et 4.4 peuvent être appliquées. (17)

#### 4.7.2.4 Phase de propulsion et phase d'oscillation

Dans ces phases, tel que mentionné dans les sections 1.2.2, l'activation des fléchisseurs de hanche et des fléchisseurs de genou du membre prothétique est augmentée afin de palier à la poussée plantaire déficiente. En effet, les flexions de hanche et de genou sont très importantes afin de permettre un dégagement du pied

prothétique sécuritaire. (17) Chez les amputés TTs, la flexion du genou est possible et le renforcement des fléchisseurs de hanche et de genou est indiqué. (17) De plus, le mouvement d'avancement du bassin doit être facilité à l'aide des modalités décrites dans la section 4.7.1. Un défaut de marche couramment observé est la flexion avant du tronc au cours du cycle de marche. (17) Ceci peut être une déviation primaire causée par des contractures des fléchisseurs de hanche, ou peut consister en une stratégie de compensation due à une peur de l'instabilité de la prothèse. (17)

## **4.8 Conclusion**

La réadaptation des AMIs est constituée d'un large éventail de problèmes à traiter et de modalités de traitement. Voici un petit résumé contenant les points importants à retenir.

Au sujet des études sur la douleur chez l'amputé, la grande majorité de la littérature concerne la douleur fantôme et l'efficacité de la médication pour contrôler la douleur résiduelle. Cependant, à l'exception du TENS, il y a très peu d'études démontrant l'efficacité des traitements en physiothérapie pour diminuer la douleur résiduelle au moignon.

En ce qui concerne les méthodes de contention, elles sont nombreuses et l'efficacité de plusieurs a été démontrée. Parmi ces méthodes, les prothèses postopératoires immédiates et les prothèses postopératoires pneumatiques sont à favoriser car elles sont les seules qui permettent la MEC partielle et la locomotion précoce, ce qui est un avantage majeur à la réadaptation.

Pour prévenir et traiter les contractures, selon la littérature, les modalités de traitement ne sont pas spécifiques à la population des amputés. Les modalités utilisées et efficaces sont le positionnement en DV et les méthodes d'étirement telles que le contract-relax et le contract-relax avec contraction des muscles antagonistes. Les muscles qui sont le plus fréquemment atteints sont les fléchisseurs de genou chez les amputés TTs et les fléchisseurs, abducteurs et rotateurs externe de hanche chez les amputés TFs.

En ce qui a trait au renforcement musculaire, les modalités de traitement ne sont pas spécifiques à la population des amputés. Les muscles à privilégier sont les extenseurs et fléchisseurs de genou chez les amputés TTs, et les fléchisseurs, extenseurs et abducteurs de hanche chez les amputés TFs. Pour ce faire, les exercices de renforcement et la technique du PNF sont utilisés et efficaces.

Au sujet de l'endurance cardiorespiratoire, ce qui est le plus souvent rapporté dans la littérature est que l'entraînement à la marche prothétique ne suffit pas à améliorer l'endurance cardiorespiratoire suffisamment pour que la marche soit fonctionnelle. Pour ce faire, un entraînement sur ergo cycle du membre inférieur sain doit être ajouté à l'entraînement à la marche prothétique.

En ce qui concerne la réadaptation de l'équilibre, les modalités à prioriser sont celles pour augmenter la MEC sur le membre prothétique, telles que les post-effets moteurs posturaux et la rétroaction sensorielle. De plus, les mouvements d'atteinte et les jeux de ballons sont très utiles pour préparer le patient à des environnements imprévisibles.

Pour l'entraînement à la marche prothétique, les thérapeutes doivent faciliter certains mouvements selon les phases de la marche. Chez les amputés TFs, durant la phase DAAR, l'extension de la hanche du membre amputé et la rotation antérieure du bassin dans le plan transverse sont à faciliter. Pendant la phase d'appui unilatéral, les abducteurs de hanche ainsi que l'augmentation de la MEC sur le membre prothétique sont à faciliter. Pour la phase de propulsion, les thérapeutes doivent faciliter l'extension de la hanche du membre amputé suivie de l'extension de la hanche saine. Durant la phase d'oscillation, les mouvements à faciliter sont la flexion rapide de la hanche du membre amputé ainsi que la rotation antérieure du bassin dans le plan transverse. Chez les amputés TTs, pendant la phase DAAR, les extenseurs du genou du membre amputé et la rotation antérieure du bassin sont à faciliter. Pour la phase d'appui unilatéral, les thérapeutes doivent faciliter les abducteurs de la hanche du membre amputé ainsi que l'augmentation de la MEC sur le membre prothétique. Durant les phases de propulsion et d'oscillation, les mouvements à faciliter sont la flexion de la hanche et du genou du membre amputé ainsi que la rotation antérieure du bassin dans le plan transverse.

Pour conclure, à la suite de la revue de la littérature sur les traitements des AMIs, on constate une importante quantité d'études réalisées à ce sujet. D'ailleurs, la majorité d'entre elles analysent l'équilibre chez les AMIs et la biomécanique de la marche prothétique. Cette analyse indiquant aux thérapeutes les muscles et les mouvements à faciliter lors de la rééducation à la marche prothétique. De plus, il y a beaucoup d'informations au sujet des méthodes de contention, leur efficacité ainsi que leurs avantages et désavantages. Cependant, les études menées sur les méthodes d'étirement et de renforcement musculaire n'ont pas été effectuées sur la population amputée du membre inférieur, donc les modalités de traitement ne sont pas spécifiques à cette population. Au sujet de la douleur résiduelle et l'hypersensibilité du moignon, il y a très peu d'études effectuées, et une seule modalité a été démontrée efficace soit le TENS. D'un point de vue plus général, la littérature sur les traitements des AMIs ne contient pas

suffisamment d'études cliniques randomisées afin de démontrer l'efficacité des modalités de traitement.

Dans une optique de recherches futures, des études cliniques randomisées sur l'efficacité des modalités pour diminuer la douleur résiduelle et l'hypersensibilité du moignon sont nécessaires. De plus, des recherches étudiant l'efficacité des modalités d'étirement et de renforcement musculaire chez la population AMI sont requises. Pour terminer, des études supplémentaires analysant l'efficacité des modalités de facilitation des mouvements discutés dans la section 4.7.1 et 4.7.2 permettraient d'approfondir la réadaptation à la marche prothétique.

## **CONCLUSION**

Dans le cadre de ce projet, l'objectif était de créer un outil basé sur les données probantes pouvant être utilisées par les thérapeutes traitant la population amputée du membre inférieur. Ce travail pourrait également servir de support technique lors de la formation des intervenants sans expérience auprès de cette clientèle spécialisée et désirant intervenir dans des milieux possédant peu de ressources dans ce domaine, tel qu'Haïti.

À cette fin, une revue de la littérature a été effectuée. Cette dernière révèle que la réadaptation à la marche, le cœur de ce présent projet, peut être influencée par un ensemble de facteurs prédictifs de la marche et la présence de la douleur fantôme. Elle doit également faire l'objet d'une évaluation détaillée et d'un traitement dans l'optique de maximiser la fonction de l'amputé du membre inférieur (AMI), deux éléments étroitement reliés. Au sein des nombreux éléments abordés dans le cadre de ce travail, certaines évidences semblent se démarquer.

Tout d'abord, certains facteurs prédictifs de la réadaptation à la marche avec prothèse semblent influencer l'ensemble de celle-ci. En effet, l'âge avancé est fortement associé à un potentiel de récupération plus limité. De plus, lorsque comparée aux amputés traumatiques, la situation des amputés vasculaires ne serait pas significativement différentes sur plusieurs aspects. Cependant, ils seraient défavorisés en ce qui concerne leur dépense énergétique et leur confiance en leur équilibre. Les conditions associées, telles que les maladies vasculaires périphériques, les maladies coronariennes, le diabète, les séquelles motrices d'un accident vasculaire-cérébrale antérieur ou l'insuffisance rénale, peuvent également limiter le potentiel de réadaptation à la marche. Une meilleure habileté à la marche est grandement associée à une amputation plus distale.

Certains autres facteurs sont, pour leur part, inter-reliés plus intimement avec la liste de problèmes abordés dans les sections évaluation et traitement, soit la capacité aérobie, la capacité à maintenir l'appui unipodal, la force musculaire et la douleur. Pour

chaque problème abordé dans ce présent travail, quelques points importants sont à retenir.

D'abord, la douleur résiduelle limite la mise en charge (MEC) du côté amputé. Ceci influencerait négativement la réadaptation de l'AMI en nuisant à la qualité du patron de marche. Cette douleur est généralement évaluée cliniquement à l'aide de l'échelle visuelle analogue (EVA), bien que cette dernière ne soit pas validée chez les AMIs. Jusqu'à présent, peu d'études existent sur le sujet, surtout lorsque comparée à la littérature au sujet de la douleur fantôme. Toutefois, le TENS semblerait efficace pour diminuer la douleur résiduelle.

La douleur fantôme (DF), pour sa part, doit être évaluée à l'aide de plusieurs aspects, étant donné les différentes caractéristiques de cette douleur. Elle doit comprendre son intensité, qui peut être évaluée avec une EVA, la fréquence d'épisodes, la durée de ceux-ci et la description de la douleur. Le traitement de la DF fait l'objet de plusieurs études pharmacologiques mais très peu concernent les interventions possibles en physiothérapie. Le TENS semble être une modalité améliorant la douleur résiduelle au moignon ce qui, implicitement, diminuerait la DF. La thérapie miroir semble être une modalité de choix pour diminuer la DF, tel qu'expliqué dans la section 2.9.3.2, puisqu'elle offre une diminution significative de l'intensité de la DF sur l'EVA.

Les troubles cutanés du moignon, qui seraient rencontrés chez 40.6% à 82% des amputés du membre inférieur et causés jusqu'à 95% du temps par une prothèse mal ajustée doivent également être évalués. Il est suggéré d'utiliser la photographie afin de documenter l'évolution de la condition cutanée dans le temps, de même que la présence d'œdème. Par contre, celle-ci est plus souvent objectivée par la mesure de circonférence du moignon. Les méthodes de contention à prioriser sont la prothèse post-opératoire immédiate et la prothèse post-opératoire pneumatique, puisque ces dernières permettent la MEC partielle rapide.

L'évaluation et le traitement des troubles de la fonction musculo-squelettique mettent l'emphase sur les contractures et la force musculaire. Dans les deux cas, les positions d'évaluation standardisées peuvent être modifiées pour s'adapter à cette population. Il est à noter que les amputés trans-fémoraux (TF) sont sujets aux contractures en flexion et en abduction de la hanche, tandis que les amputés trans-tibiaux (TT) sont à risque de contractures des fléchisseurs du genou. Chez les amputés TFs, les

muscles prioritaires à renforcer sont les extenseurs, abducteurs et fléchisseurs de la hanche du côté amputé. Chez les amputés TTs, l'emphase doit être portée sur les fléchisseurs et extenseurs du genou.

La capacité aérobique semble également être un facteur majeur dans la réadaptation des amputés. Préalablement à l'entraînement en endurance, l'évaluation avec le test « one leg cycling » est nécessaire afin d'établir la fréquence cardiaque cible. En effet, les études menées sur le sujet indiquent qu'un entraînement cardio-respiratoire sur ergocycle du membre sain améliore grandement la marche avec prothèse et qu'un  $VO_2$  max équivalent à 50% du  $VO_2$  max estimé prédit une réussite de la réadaptation.

Concernant l'équilibre, il est important de retenir que la capacité à la marche dépendrait, entre autres, de la capacité à mettre de la MEC sur le membre atteint. Celle-ci peut être quantifiée cliniquement par l'utilisation de simples balances sous chacun des membres inférieurs. Les techniques visant l'augmentation de la MEC font d'ailleurs souvent partie du traitement de l'équilibre, telles que l'utilisation de rétroaction somato-sensorielle.

Pour ce qui est de la marche prothétique, de façon générale, l'évaluation reliée à la réadaptation à la marche est déterminée à l'aide de l'analyse biomécanique et celle du patron de marche. La vitesse de marche, la cadence et la longueur du pas et du cycle, sont les paramètres les plus étudiés. Pour rééduquer la marche prothétique chez les amputés TFs, les thérapeutes doivent faciliter principalement l'extension de hanche, l'augmentation de la MEC sur le membre résiduel, l'avancement du bassin et le « kicking » de la cuisse. Pour les amputés TTs, il est important de faciliter l'extension du genou, l'augmentation de la MEC sur le membre résiduel, l'avancement du bassin et la flexion du genou.

Au sujet de la littérature, les données affluent en ce qui concerne la réadaptation des AMIs, mais il apparaît clairement que certaines lacunes perdurent dans la littérature. De manière générale, il manque d'études randomisées et les études sont effectuées sur des échantillons divers, ce qui rend la comparaison des données difficile et diminue donc la généralisation des résultats. De plus, peu d'études menées sur les facteurs prédictifs concernent l'interrelation entre les divers phénomènes étudiés et peu d'études comparent les résultats obtenus chez les amputés à ceux obtenus chez les sujets sains. Les études menées sur la douleur fantôme présentent également certaines faiblesses. En effet, peu



d'études sont menées sur le traitement physiothérapeutique de la DF et, parmi celles-ci, peu sont des études randomisées. De plus, plusieurs chercheurs étudient la pathophysiologie de la DF et rapportent de fortes évidences expliquant le phénomène sans pour autant faire l'objet d'un consensus au sujet du mécanisme pathophysiologique complet. Pour sa part, la littérature concernant l'évaluation révèle l'existence de plusieurs outils utilisés avec la population amputée. Cependant, lorsque la qualité de ceux-ci est évaluée, la population spécifique choisie s'avère régulièrement inappropriée au contexte de l'étude. En ce qui concerne le traitement de l'AMI, l'analyse des paramètres de la marche et de l'équilibre fait l'objet de plusieurs études. Cependant, la quantité d'articles publiés concernant l'efficacité des modalités de traitement est moindre et peu d'études sont randomisées.

En résumé, à la lumière des revues de littérature effectuées sur le sujet, la réadaptation des personnes amputées du membre inférieur devra tenir compte de plusieurs éléments. D'abord, le thérapeute devra considérer les facteurs prédictifs reliés au patient traité et l'implication de ceux-ci, ainsi que la présence de douleur fantôme. Il devra également porter une attention particulière à l'applicabilité des outils utilisés et l'identification des problèmes présents chez son patient. Le thérapeute devra également être attentif à la modalité de traitement choisie, afin de déterminer ses problèmes et utiliser la modalité de choix dans le contexte du patient et selon les évidences. De plus, le thérapeute devra considérer non seulement les problèmes présents au cours de la réadaptation, mais prévenir ceux qui pourraient survenir en cours de route tels que les douleurs lombaires et l'ostéoarthrose.

Les recherches futures, quant à elles, gagneraient énormément à maximiser l'attention portée aux variables confondantes et à l'applicabilité de leurs résultats en fonction du contexte et de la population spécifique utilisée. Une utilisation accrue de devis de type étude clinique randomisée pourrait notamment améliorer les connaissances au niveau de la réadaptation des AMIs.

## **RÉFÉRENCES**

### **Références de l'introduction**

1. Barnett C, Vanicek N, Polman R, Hancock A, Brown B, Smith L, et al. Kinematic gait adaptations in unilateral transtibial amputees during rehabilitation. *Prosthetics & Orthotics International*. [Comparative Study Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2009 Jun;33(2):135-47.
2. Parker K, Kirby RL, Adderson J, Thompson K. Ambulation of people with lower-limb amputations: relationship between capacity and performance measures. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2010 Apr;91(4):543-9.
3. Barmparas G, Inaba K, Teixeira PGR, Dubose JJ, Criscuoli M, Talving P, et al. Epidemiology of post-traumatic limb amputation: A national trauma databank analysis. *American Surgeon*. 2010 November;76(11):1214-22.
4. Dawes D, Iqbal S, Steinmetz OK, Mayo N. The evolution of amputation in the province of Quebec. *Canadian Journal of Diabetes*. 2010 March;34(1):58-66.
5. van Velzen JM, van Bennekom CA, Polomski W, Slootman JR, van der Woude LH, Houdijk H. Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clinical rehabilitation*. [Review]. 2006 Nov;20(11):999-1016.
6. Yoshimasa SJ, Katia T, Stephane A, Andre T, Nicolas V, Eric W. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. *Gait Posture*. [article in press]. 2011;GAIPOS-3211:16.
7. Sansam K, Neumann V, O'Connor R, Bhakta B. Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature. *Journal of Rehabilitation Medicine*. [Comparative Study Review]. 2009 Jul;41(8):593-603.
8. Munin MC, Espejo-De Guzman MC, Boninger ML, Fitzgerald SG, Penrod LE, Singh J. Predictive factors for successful early prosthetic ambulation among lower-limb amputees. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2001 Jul-Aug;38(4):379-84.
9. Taylor SM, Kalbaugh CA, Blackhurst DW, Hamontree SE, Cull DL, Messich HS, et al. Preoperative clinical factors predict postoperative functional outcomes after major lower limb amputation: an analysis of 553 consecutive patients. *J Vasc Surg*. 2005 Aug;42(2):227-35.
10. Raya MA, Gailey RS, Fiebert IM, Roach KE. Impairment variables predicting activity limitation in individuals with lower limb amputation. *Prosthetics & Orthotics International*. [Comparative Study]. 2010 Mar;34(1):73-84.
11. Behr J, Friedly J, Molton I, Morgenroth D, Jensen MP, Smith DG. Pain and pain-related interference in adults with lower-limb amputation: comparison of knee-disarticulation, transtibial, and transfemoral surgical sites. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. [Comparative Study Multicenter Study Research Support, N.I.H., Extramural]. 2009;46(7):963-72.

## **Références section 1 : Facteurs prédictifs de la récupération locomotrice chez les personnes amputées du membre inférieur**

1. Gottschalk FA, Stills M. The biomechanics of trans-femoral amputation. *Prosthetics & Orthotics International*. 1994 Apr;18(1):12-7.
2. Sansam K, Neumann V, O'Connor R, Bhakta B. Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature. *Journal of Rehabilitation Medicine*. [Comparative Study Review]. 2009 Jul;41(8):593-603.
3. Munin MC, Espejo-De Guzman MC, Boninger ML, Fitzgerald SG, Penrod LE, Singh J. Predictive factors for successful early prosthetic ambulation among lower-limb amputees. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2001 Jul-Aug;38(4):379-84.
4. Jones ME, Bashford GM, Bliokas VV. Weight-bearing, pain and walking velocity during primary transtibial amputee rehabilitation. *Clinical Rehabilitation*. 2001 Apr;15(2):172-6.
5. O'Neill BF, Evans JJ. Memory and executive function predict mobility rehabilitation outcome after lower-limb amputation. *Disability & Rehabilitation*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2009;31(13):1083-91.
6. Davies B, Datta D. Mobility outcome following unilateral lower limb amputation. *Prosthetics & Orthotics International*. 2003 Dec;27(3):186-90.
7. Raya MA, Gailey RS, Fiebert IM, Roach KE. Impairment variables predicting activity limitation in individuals with lower limb amputation. *Prosthetics & Orthotics International*. [Comparative Study]. 2010 Mar;34(1):73-84.
8. Schoppen T, Boonstra A, Groothoff JW, de Vries J, Goeken LN, Eisma WH. Physical, mental, and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2003 Jun;84(6):803-11.
9. Taylor SM, Kalbaugh CA, Blackhurst DW, Hamontree SE, Cull DL, Messich HS, et al. Preoperative clinical factors predict postoperative functional outcomes after major lower limb amputation: an analysis of 553 consecutive patients. *J Vasc Surg*. 2005 Aug;42(2):227-35.
10. Hamamura S, Chin T, Kuroda R, Akisue T, Iguchi T, Kohno H, et al. Factors affecting prosthetic rehabilitation outcomes in amputees of age 60 years and over. *Journal of International Medical Research*. 2009 Nov-Dec;37(6):1921-7.
11. Meulenbelt HE, Geertzen JH, Jonkman MF, Dijkstra PU. Determinants of skin problems of the stump in lower-limb amputees. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2009 Jan;90(1):74-81.
12. Kratz AL, Williams RM, Turner AP, Raichle KA, Smith DG, Ehde D. To lump or to split? Comparing individuals with traumatic and nontraumatic limb loss in the first year after amputation. *Rehabilitation Psychology*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S. Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2010 May;55(2):126-38.
13. Miller WC, Speechley M, Deathe AB. Balance confidence among people with lower-limb amputations. *Phys Ther*. 2002 Sep;82(9):856-65.
14. Torburn L, Powers CM, Guitierrez R, Perry J. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: a comparison of five prosthetic feet. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. [Comparative Study Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. 1995 May;32(2):111-9.
15. Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Trivison TG, Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of*

Physical Medicine & Rehabilitation. [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2008 Mar;89(3):422-9.

16. Ephraim PL, Dillingham TR, Sector M, Pezzin LE, Mackenzie EJ. Epidemiology of limb loss and congenital limb deficiency: a review of the literature. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation. [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S. Review]. 2003 May;84(5):747-61.

17. American College of Sports Medicine, editor. ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription. 8 ed: Lippincott William & Wilkins 2010.

18. May BJ, editor. Amputations and Prosthetics: a case study approach. 2e ed. Philadelphia: F.A Davis Company; 2002.

19. Zimmermann A, Roenneberg C, Wendorff H, Holzbach T, Giunta RE, Eckstein H-H. Early postoperative detection of tissue necrosis in amputation stumps with indocyanine green fluorescence angiography. Vasc Endovascular Surg. 2010 May;44(4):269-73.

20. Roth EJ, Park KL, Sullivan WJ. Cardiovascular disease in patients with dysvascular amputation. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation. [Review]. 1998 Feb;79(2):205-15.

21. Genin JJ, Bastien GJ, Franck B, Detrembleur C, Willems PA. Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees. Eur J Appl Physiol. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2008 Aug;103(6):655-63.

22. Ades PA, Savage PD, Brawner CA, Lyon CE, Ehrman JK, Bunn JY, et al. Aerobic capacity in patients entering cardiac rehabilitation. Circulation. 2006 Jun 13;113(23):2706-12.

23. Berard LD, et coll. Lignes directrices de pratique clinique 2008 de l'Association canadienne du diabète pour la prévention et le traitement du diabète au Canada. Canadian Journal of Diabetes. 2008;32(1):225.

24. Chin TMDP, Sawamura SMD, Shiba RMD. Effect of Physical Fitness on Prosthetic Ambulation in Elderly Amputees. [Article]: American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation December 2006;85(12):992-996.

25. Lind J, Kramhoft M, Bodtker S. The influence of smoking on complications after primary amputations of the lower extremity. Clin Orthop. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1991 Jun(267):211-7.

26. Larner S, van Ross E, Hale C. Do psychological measures predict the ability of lower limb amputees to learn to use a prosthesis? Clinical Rehabilitation. 2003 Aug;17(5):493-8.

27. Goktepe AS, Cakir B, Yilmaz B, Yazicioglu K. Energy expenditure of walking with prostheses: comparison of three amputation levels. Prosthetics & Orthotics International. [Comparative Study]. 2010 Mar;34(1):31-6.

28. Fraisse N, Martinet N, Kpadonou TJ, Paysant J, Blum A, Andr, et al. [Muscles of the below-knee amputees]. Annales de Readaptation et de Medecine Physique. [English Abstract Review]. 2008 Apr;51(3):218-27.

29. Stone PA, Flaherty SK, Aburahma AF, Hass SM, Jackson JM, Hayes JD, et al. Factors affecting perioperative mortality and wound-related complications following major lower extremity amputations. Ann Vasc Surg. 2006 Mar;20(2):209-16.

30. Hebert JS, Ashworth NL. Predictors of return to work following traumatic work-related lower extremity amputation. Disability & Rehabilitation. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2006 May 30;28(10):613-8.

31. Seroussi RE, Gitter A, Czerniecki JM, Weaver K. Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation. [Clinical Trial Controlled Clinical Trial]. 1996 Nov;77(11):1209-14.

32. Jaegers SM, Arendzen JH, de Jongh HJ. An electromyographic study of the hip muscles of transfemoral amputees in walking. *Clin Orthop*. 1996 Jul(328):119-28.
33. Jaegers SM, Arendzen JH, de Jongh HJ. Changes in hip muscles after above-knee amputation. *Clin Orthop*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1995 Oct(319):276-84.
34. Gottschalk F. Transfemoral amputation. *Biomechanics and surgery*. *Clin Orthop*. 1999 Apr(361):15-22.
35. Dudek NL, Marks MB, Marshall SC. Skin problems in an amputee clinic. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2006 May;85(5):424-9.
36. Dudek NL, Marks MB, Marshall SC, Chardon JP. Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2005 Apr;86(4):659-63.
37. Ephraim PL, Wegener ST, MacKenzie EJ, Dillingham TR, Pezzin LE. Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2005 Oct;86(10):1910-9.
38. Gallagher P, Allen D, Maclachlan M. Phantom limb pain and residual limb pain following lower limb amputation: a descriptive analysis. *Disability & Rehabilitation*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2001 Aug 15;23(12):522-30.
39. Smith E, Comiskey C, Ryall N. Prevalence and patterns of back pain and residual limb pain in lower limb amputees at the National Rehabilitation Hospital. *Irish Journal of Medical Science*. 2008 Mar;177(1):53-7.
40. Yazicioglu K, Tugcu I, Yilmaz B, Goktepe AS, Mohur H. Osteoporosis: A factor on residual limb pain in traumatic trans-tibial amputations. *Prosthetics & Orthotics International*. 2008 Jun;32(2):172-8.

## **Références section 2: La douleur fantôme**

1. Weeks SR, Anderson-Barnes VC, Tsao JW. Phantom limb pain: Theories and therapies. *Neurologist*. [Review]. 2010 September;16(5):277-86.
2. Casale R, Alaa L, Mallick M, Ring H. Phantom limb related phenomena and their rehabilitation after lower limb amputation. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. [Review]. 2009 December;45(4):559-66.
3. Reilly KT, Sirigu A. The motor cortex and its role in phantom limb phenomena. *Neuroscientist*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 2008 Apr;14(2):195-202.
4. Flor H, Birbaumer N. Phantom limb pain: cortical plasticity and novel therapeutic approaches. *Current Opinion in Anesthesiology*. 2000;13(5):561-4.
5. Weinstein SM. Phantom limb pain and related disorders. *Neurol Clin*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 1998 Nov;16(4):919-36.
6. Melzack. Phantom limb pain: implications for treatment of pathologic pain. *Anesthesiology*. 1971;35:409–19.
7. Alvarez DJ, Rockwell PG. Trigger points: diagnosis and management. *Am Fam Physician*. [Review]. 2002 Feb 15;65(4):653-60.
8. Sumitani M, Miyauchi S, Yozu A, Otake Y, Saitoh Y, Yamada Y. Phantom limb pain in the primary motor cortex: topical review. *J*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 2010 Apr;24(2):337-41.
9. Flor H, Nikolajsen L, Staehelin Jensen T. Phantom limb pain: a case of maladaptive CNS plasticity? *Nat Rev Neurosci*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 2006 Nov;7(11):873-81.
10. Richardson C, Glenn S, Nurmikko T, Horgan M. Incidence of phantom phenomena including phantom limb pain 6 months after major lower limb amputation in patients with peripheral vascular disease. *Clinical Journal of Pain*. 2006 May;22 (4):353-8.
11. Desmond D, Gallagher P, Henderson-Slater D, Chatfield R. Pain and psychosocial adjustment to lower limb amputation amongst prosthesis users. *Prosthetics and Orthotics International*. 2008 Jun;32 (2):244-52.
12. Dijkstra PU, Geertzen JHB, Stewart R, van der Schans CP. Phantom pain and risk factors: a multivariate analysis. *J Pain Symptom Manage*. 2002 Dec;24(6):578-85.
13. Nikolajsen L, Ilkjaer S, Kroner K, Christensen JH, Jensen TS. The influence of preamputation pain on postamputation stump and phantom pain. *Pain*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1997 Sep;72(3):393-405.
14. Kooijman CM, Dijkstra PU, Geertzen JH, Elzinga A, van der Schans CP. Phantom pain and phantom sensations in upper limb amputees: an epidemiological study. *Pain*. 2000 Jul;87(1):33-41.
15. Behr J, Friedly J, Molton I, Morgenroth D, Jensen MP, Smith DG. Pain and pain-related interference in adults with lower-limb amputation: comparison of knee-disarticulation, transtibial, and transfemoral surgical sites. *J Rehabil Res Dev*. [Comparative Study Multicenter Study Research Support, N.I.H., Extramural]. 2009;46(7):963-72.
16. Hanley MA, Jensen MP, Smith DG, Ehde DM, Edwards WT, Robinson LR. Preamputation Pain and Acute Pain Predict Chronic Pain After Lower Extremity Amputation. *Journal of Pain*. 2007 Feb;8 (2):102-9.
17. Houghton AD, Nicholls G, Houghton AL, Saadah E, McColl L. Phantom pain: natural history and association with rehabilitation. *Ann R Coll Surg Engl*. 1994 Jan;76(1):22-5.
18. Sherman RA SC. Prevalence and characteristics of chronic phantom limb pain among American veterans: results of a trial survey. *Am J Phys Med*. 1983;62:227–38.

19. Nikolajsen L, Staehelin Jensen T. Phantom limb pain. *Curr Rev Pain*. [Review]. 2000;4(2):166-70.
20. Schley MT, Wilms P, Toepfner S, Schaller H-P, Schmelz M, Konrad CJ, et al. Painful and nonpainful phantom and stump sensations in acute traumatic amputees. *J Trauma*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2008 Oct;65(4):858-64.
21. Bosmans JC, Geertzen JH, Post WJ, van der Schans CP, Dijkstra PU. Factors associated with phantom limb pain: a 31/2-year prospective study. *Clinical Rehabilitation*. 2010 May;24 (5):444-53.
22. Ramachandran VS, Hirstein W. The perception of phantom limbs. The D. O. Hebb lecture. *Brain*. [Lectures Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S. Review]. 1998 Sep;121(Pt 9):1603-30.
23. Roux FE, Ibarrola D, Lazorthes Y, Berry I. Virtual movements activate primary sensorimotor areas in amputees: report of three cases. *Neurosurgery*. [Case Reports]. 2001 Sep;49(3):736-41; discussion 41-2.
24. Willoch F, Rosen G, Tolle TR, Oye I, Wester HJ, Berner N, et al. Phantom limb pain in the human brain: unraveling neural circuitries of phantom limb sensations using positron emission tomography. *Ann Neurol*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2000 Dec;48(6):842-9.
25. Reilly KT, Mercier C, Schieber MH, Sirigu A. Persistent hand motor commands in the amputees' brain. *Brain*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. 2006 Aug;129(Pt 8):2211-23.
26. Ramachandran VS, Rogers-Ramachandran D, Stewart M. Perceptual correlates of massive cortical reorganization. *Science*. [Comment Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. 1992 Nov 13;258(5085):1159-60.
27. Lotze M, Flor H, Grodd W, Larbig W, Birbaumer N. Phantom movements and pain. An fMRI study in upper limb amputees. *Brain*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2001 Nov;124(Pt 11):2268-77.
28. Schwoebel J, Boronat CB, Branch Coslett H. The man who executed "imagined" movements: evidence for dissociable components of the body schema. *Brain Cogn*. [Case Reports Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2002 Oct;50(1):1-16.
29. Giummarra MJ, Gibson SJ, Georgiou-Karistianis N, Bradshaw JL. Central mechanisms in phantom limb perception: the past, present and future. *Brain Res*. [Review]. 2007 Apr;54(1):219-32.
30. Katz J, Melzack R. Pain 'memories' in phantom limbs: review and clinical observations. *Pain*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 1990 Dec;43(3):319-36.
31. Melzack R. From the gate to the neuromatrix. *Pain*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 1999 Aug;Suppl 6:S121-6.
32. Melzack R. Phantom limbs and the concept of a neuromatrix. *Trends Neurosci*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 1990 Mar;13(3):88-92.
33. Davis KD, Kiss ZHT, Luo L, Tasker RR, Lozano AM, Dostrovsky JO. Phantom sensations generated by thalamic microstimulation. *Nature*. [10.1038/34905]. 1998;391(6665):385-7.
34. Wilkins KL, McGrath PJ, Finley GA, Katz J. Phantom limb sensations and phantom limb pain in child and adolescent amputees. *Pain*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1998 Oct;78(1):7-12.
35. Anderson-Barnes VC, McAuliffe C, Swanberg KM, Tsao JW. Phantom limb pain--a phenomenon of proprioceptive memory? *Med Hypotheses*. 2009 Oct;73(4):555-8.
36. Ketz AK. Pain management in the traumatic amputee. *Crit Care Nurs Clin North Am*. [Review]. 2008 Mar;20(1):51-7, vi.

37. Martin G, Grant SA, Macleod DB, Breslin DS, Brewer RP. Severe phantom leg pain in an amputee after lumbar plexus block. *Reg Anesth Pain Med.* 2003 Sep-Oct;28(5):475-8.
38. Birbaumer N, Lutzenberger W, Montoya P, Larbig W, Unertl K, Topfner S, et al. Effects of regional anesthesia on phantom limb pain are mirrored in changes in cortical reorganization. *J Neurosci.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1997 Jul 15;17(14):5503-8.
39. Lacroix R, Melzack R, Smith D, Mitchell N. Multiple phantom limbs in a child. *Cortex.* [Case Reports Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1992 Sep;28(3):503-7.
40. Melzack R, Israel R, Lacroix R, Schultz G. Phantom limbs in people with congenital limb deficiency or amputation in early childhood. *Brain.* [Case Reports Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1997 Sep;120(Pt 9):1603-20.
41. Carlen PL WP, Nadvorna H, et al. Phantom limbs and related phenomena in recent traumatic amputations. *Neurology.* 1978;28:211-7.
42. Chabal C, Jacobson L, Russell LC, Burchiel KJ. Pain responses to perineuromal injection of normal saline, gallamine, and lidocaine in humans. *Pain.* [Clinical Trial Comparative Study Controlled Clinical Trial]. 1989 Mar;36(3):321-5.
43. Marshall HM, Jensen MP, Ehde DM, Campbell KM. Pain site and impairment in individuals with amputation pain. *Arch Phys Med Rehabil.* [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2002 Aug;83(8):1116-9.
44. Torrance GW, Feeny D, Furlong W. Visual Analog Scales. *Medical Decision Making.* 2001 August 1, 2001;21(4):329-34.
45. Ephraim PL, Wegener ST, MacKenzie EJ, Dillingham TR, Pezzin LE. Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey. *Arch Phys Med Rehabil.* [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2005 Oct;86(10):1910-9.
46. Curelli A, Brouard M, Antoine P. Role of psychological factors in post-amputation phantom pain and phantom sensations. [French]. *Douleurs.* 2007 Apr;8 (2):65-72.
47. Hill A, Niven CA, Knussen C. The role of coping in adjustment to phantom limb pain. *Pain.* 1995;62(1):79-86.
48. Sherman RA, Sherman CJ, Bruno GM. Psychological factors influencing chronic phantom limb pain: An analysis of the literature. *Pain.* 1987;28(3):285-95.
49. Arena JG, Sherman RA, Bruno GM, Smith JD. The relationship between situational stress and phantom limb pain: Cross-lagged correlational data from six month pain logs. *Journal of Psychosomatic Research.* 1990;34(1):71-7.
50. Darnall BD, Ephraim P, Wegener ST, Dillingham T, Pezzin L, Rossbach P, et al. Depressive symptoms and mental health service utilization among persons with limb loss: results of a national survey. *Arch Phys Med Rehabil.* [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2005 Apr;86(4):650-8.
51. Hayes C, Armstrong-Brown A, Burstal R. Perioperative intravenous ketamine infusion for the prevention of persistent post-amputation pain: a randomized, controlled trial. *Anaesth Intensive Care.* [Clinical Trial Randomized Controlled Trial]. 2004 Jun;32(3):330-8.
52. Elbert T, Flor H, Birbaumer N, Knecht S, Hampson S, Larbig W, et al. Extensive reorganization of the somatosensory cortex in adult humans after nervous system injury. *Neuroreport.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1994 Dec 20;5(18):2593-7.
53. Huse E, Larbig W, Flor H, Birbaumer N. The effect of opioids on phantom limb pain and cortical reorganization. *Pain.* [Clinical Trial Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2001 Feb 1;90(1-2):47-55.
54. Wu CL, Agarwal S, Tella PK, Klick B, Clark MR, Haythornthwaite JA, et al. Morphine versus mexiletine for treatment of postamputation pain: a randomized, placebo-



- controlled, crossover trial. *Anesthesiology*. [Randomized Controlled Trial Research Support, N.I.H., Extramural]. 2008 Aug;109(2):289-96.
55. Wu CL, Tella P, Staats PS, Vaslav R, Kazim DA, Wesselmann U, et al. Analgesic effects of intravenous lidocaine and morphine on postamputation pain: a randomized double-blind, active placebo-controlled, crossover trial. *Anesthesiology*. [Clinical Trial Randomized Controlled Trial Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2002 Apr;96(4):841-8.
  56. Wiffen PJ, McQuay HJ, Edwards JE, Moore RA. Gabapentin for acute and chronic pain. *Cochrane Database Syst Rev*. [Meta-Analysis Review]. 2005(3):CD005452.
  57. Bone M, Critchley P, Buggy DJ. Gabapentin in postamputation phantom limb pain: a randomized, double-blind, placebo-controlled, cross-over study. *Reg Anesth Pain Med*. [Clinical Trial Randomized Controlled Trial]. 2002 Sep-Oct;27(5):481-6.
  58. Smith DG, Ehde DM, Hanley MA, Campbell KM, Jensen MP, Hoffman AJ, et al. Efficacy of gabapentin in treating chronic phantom limb and residual limb pain. *J Rehabil Res Dev*. [Randomized Controlled Trial Research Support, N.I.H., Extramural Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2005 Sep-Oct;42(5):645-54.
  59. Patterson JF. Carbamazepine in the treatment of phantom limb pain. *South Med J*. [Case Reports Review]. 1988 Sep;81(9):1100-2.
  60. Wilder-Smith CH, Hill LT, Laurent S. Postamputation pain and sensory changes in treatment-naive patients: characteristics and responses to treatment with tramadol, amitriptyline, and placebo. *Anesthesiology*. [Clinical Trial Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2005 Sep;103(3):619-28.
  61. Robinson LR, Czerniecki JM, Ehde DM, Edwards WT, Judish DA, Goldberg ML, et al. Trial of amitriptyline for relief of pain in amputees: results of a randomized controlled study. *Arch Phys Med Rehabil*. [Clinical Trial Multicenter Study Randomized Controlled Trial Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2004 Jan;85(1):1-6.
  62. Casale R, Ceccherelli F, Labeeb AAEM, Biella GEM. Phantom limb pain relief by contralateral myofascial injection with local anaesthetic in a placebo-controlled study: Preliminary results. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2009 May;41 (6):418-22.
  63. Schley M, Topfner S, Wiech K, Schaller HE, Konrad CJ, Schmelz M, et al. Continuous brachial plexus blockade in combination with the NMDA receptor antagonist memantine prevents phantom pain in acute traumatic upper limb amputees. *European Journal of Pain*. 2007 Apr;11 (3):299-308.
  64. Prantl L, Schreml S, Heine N, Eisenmann-Klein M, Angele P. Surgical treatment of chronic phantom limb sensation and limb pain after lower limb amputation. *Plastic and Reconstructive Surgery*. 2006 Dec;118 (7):1562-72.
  65. Krainick JU TU, Riechert T. . Spinal cord stimulation in postamputation pain. *Surg Neurol*. 1975;4:167-70.
  66. Wester K. Dorsal column stimulation in pain treatment. *Acta Neurol Scand*. 1987;75:151-5.
  67. Lang P. The treatment of chronic pain by epidural spinal cord stimulation--a 15 year follow up; present status. *Axon*. 1997 Jun;18(4):71-3.
  68. Kumar K, Nath R, Wyant GM. Treatment of chronic pain by epidural spinal cord stimulation: a 10-year experience. *J Neurosurg*. 1991 Sep;75(3):402-7.
  69. Viswanathan A, Phan PC, Burton AW. Use of Spinal Cord Stimulation in the Treatment of Phantom Limb Pain: Case Series and Review of the Literature. *Pain Practice*. 2010;10(5):479-84.
  70. Melzack R. Prolonged relief of pain by brief, intense transcutaneous somatic stimulation. *Pain Practice*. 1975;1:357-73.
  71. Kellerman RCW. Phantom limb pain: relief by application of TENS to contralateral extremity. *Arch Phys Med Rehabil*. 1985;66:466-7.

72. Finsen V, Persen L, Lovlien M, Veslegaard EK, Simensen M, Gasvann AK, et al. Transcutaneous electrical nerve stimulation after major amputation. *J Bone Joint Surg Br*. [Clinical Trial Randomized Controlled Trial]. 1988 Jan;70(1):109-12.
73. Ramachandran VS, Rogers-Ramachandran D. Synaesthesia in phantom limbs induced with mirrors. *Proc Biol Sci*. [Case Reports Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 1996 Apr 22;263(1369):377-86.
74. Darnall BD. Self-delivered home-based mirror therapy for lower limb phantom pain. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*. 2009 Jan;88 (1):78-81.
75. Chan BL, Witt R, Charrow AP, Magee A, Howard R, Pasquina PF, et al. Mirror therapy for phantom limb pain. *N Engl J Med*. [Comparative Study Letter Randomized Controlled Trial]. 2007 Nov 22;357(21):2206-7.
76. Rossi S, Tecchio F, Pasqualetti P, Olivelli M, Pizzella V, Romani GL, et al. Somatosensory processing during movement observation in humans. *Clin Neurophysiol*. [Clinical Trial Controlled Clinical Trial]. 2002 Jan;113(1):16-24.
77. Rizzolatti G, Fogassi L, Gallese V. Mirrors of the mind. *Sci Am*. 2006 Nov;295(5):54-61.
78. Ramachandran VS, Rogers-Ramachandran D. Sensations referred to a patient's phantom arm from another subjects intact arm: perceptual correlates of mirror neurons. *Med Hypotheses*. [Letter]. 2008;70(6):1233-4.
79. Raichle KA, Hanley MA, Molton I, Kadel NJ, Campbell K, Phelps E, et al. Prosthesis use in persons with lower- and upper-limb amputation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2008;45 (7):961-72.
80. Weiss T, Miltner WHR, Adler T, Brückner L, Taub E. Decrease in phantom limb pain associated with prosthesis-induced increased use of an amputation stump in humans. *Neuroscience Letters*. 1999;272(2):131-4.
81. Pezzin LE, Dillingham TR, MacKenzie EJ. Rehabilitation and the long-term outcomes of persons with trauma-related amputations. *Arch Phys Med Rehabil*. [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2000 Mar;81(3):292-300.
82. Mayer A, Kudar K, Bretz K, Tihanyi J. Body schema and body awareness of amputees. *Prosthet Orthot Int*. 2008 Sep;32(3):363-82.
83. Saitoh Y, Shibata M, Sanada Y, Mashimo T. Motor cortex stimulation for phantom limb pain. *Lancet*. [Case Reports Letter]. 1999 Jan 16;353(9148):212.
84. Hirayama A, Saitoh Y, Kishima H, Shimokawa T, Oshino S, Hirata M, et al. Reduction of intractable deafferentation pain by navigation-guided repetitive transcranial magnetic stimulation of the primary motor cortex. *Pain*. 2006;122(1-2):22-7.
85. Roux F-E, Ibarrola D, Lazorthes Y, Berry I. Chronic Motor Cortex Stimulation for Phantom Limb Pain: A Functional Magnetic Resonance Imaging Study: Technical Case Report. *Neurosurgery*. 2008;62(6):SHC978-SHC85  
10.1227/01.NEU.0000333765.28198.18.

### **Références section 3 : L'évaluation des amputés du membre inférieur**

1. Van Velzen JM, Van Bennekom CAM, Polomski W, Sloopman JR, Van Der Woude LHV, Houdijk H. Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: A systematic review. *Clinical Rehabilitation*. 2006;20 (11):999-1016.
2. Pedrinelli A, Saito M, Coelho RF, Fontes RBV, Guarniero R. Comparative study of the strength of the flexor and extensor muscles of the knee through isokinetic evaluation in normal subjects and patients subjected to trans-tibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International*. 2002 Dec;26 (3):195-205.
3. Raya MA, Gailey RS, Fiebert IM, Roach KE. Impairment variables predicting activity limitation in individuals with lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International*. 2010 March;34 (1):73-84.
4. Hebert JS, Wolfe DL, Miller WC, Deathe AB, Devlin M, Pallaveshi L. Outcome measures in amputation rehabilitation: ICF body functions. *Disabil Rehabil*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 2009;31(19):1541-54.
5. American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilitation. Guidelines for cardiac Rehabilitation and Secondary Prevention Programs. 4th Edition ed: Champaign: Human Kinetics; 2004.
6. Jones ME, Bashford GM, Bliokas W. Weight-bearing, pain and walking velocity during primary transtibial amputee rehabilitation. *Clinical Rehabilitation*. 2001;15 (2):172-6.
7. Ernberg LA, Adler RS, Lane J. Ultrasound in the detection and treatment of a painful stump neuroma. *Skeletal Radiology*. 2003 01 May;32 (5):306-9.
8. Foisneau-Lottin A, Martinet N, Henrot P, Paysant J, Blum A, Andre JM. Bursitis, adventitious bursa, localized soft-tissue inflammation, and bone marrow edema in tibial stumps: The contribution of magnetic resonance imaging to the diagnosis and management of mechanical stress complications. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003 01 May;84 (5):770-7.
9. Shankar H. Ultrasound demonstration of vascularity changes with changes in pain perception in a stump neuroma. *Clinical Journal of Pain*. 2009 March-April;25 (3):253-5.
10. Miller WC, Deathe AB, Speechley M. Lower extremity prosthetic mobility: A comparison of 3 self-report scales. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001;82 (10):1432-40.
11. Deathe AB, Miller WC. The L test of functional mobility: Measurement properties of a modified version of the timed "up & go" test designed for people with lower-limb amputations. *Phys Ther*. 2005 Jul;85 (7):626-35.
12. Hanspal RS, Fisher K, Nieveen R. Prosthetic socket fit comfort score. *Disability and Rehabilitation*. 2003 18 Nov;25 (22):1278-80.
13. Franchignoni F, Giordano A, Ferriero G, Orlandini D, Amoresano A, Perucca L. Measuring mobility in people with lower limb amputation: Rasch analysis of the mobility section of the prosthesis evaluation questionnaire. *J Rehabil Med*. 2007 Mar;39(2):138-44.
14. Deathe AB, Wolfe DL, Devlin M, Hebert JS, Miller WC, Pallaveshi L. Selection of outcome measures in lower extremity amputation rehabilitation: ICF activities. *Disability and Rehabilitation*. [Review]. 2009;31 (18):1455-73.
15. Dudek NL, Marks MB, Marshall SC, Chardon JP. Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. [Review]. 2005 Apr;86 (4):659-63.
16. Meulenbelt HEJ, Dijkstra PU, Jonkman MF, Geertzen JHB. Skin problems in lower limb amputees: A systematic review. *Disability and Rehabilitation*. [Review]. 2006 May;28 (10):603-8.

17. Czerniecki JM. Rehabilitation in limb deficiency. 1. Gait and motion analysis. Arch Phys Med Rehabil. 1996 March 1996;77(University of Washington School of Medicine, Seattle):S-3-S-8.
18. Kim HC, Kim JS, Lee KH, Lee HS, Choi ES, Yu JY. Development of Korean Academy of Medical Sciences Guideline rating the physical impairment: lower extremities. Journal of Korean medical science. 2009 May;24 Suppl 2:S299-306.
19. Meulenbelt HE, Geertzen JH, Jonkman MF, Dijkstra PU. Determinants of Skin Problems of the Stump in Lower-Limb Amputees. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2009 January;90 (1):74-81.
20. Lee BJ, Jo OJ, Park SR, Han JY. A clinical study of skin problems of the amputee. [Korean]. Korean Journal of Dermatology. 2003 01 Apr;41 (4):435-9.
21. Hitz-Lindenmuller I, Lambrecht JT. Leucoplasie verruqueuse proliférative. Mens Suisse Odontostomatol. 2006 05/2006;vol 116:516-20.
22. Baars ECT, Dijkstra PU, Geertzen JHB. Skin problems of the stump and hand function in lower limb amputees: A historic cohort study. Prosthetics and Orthotics International. 2008 Jun;32 (2):179-85.
23. Chakrabarty BK. An audit of the quality of the stump and its relation to rehabilitation in lower limb amputees. Prosthetics and Orthotics International. [Conference Paper]. 1998 Aug;22 (2):136-46.
24. Ozcakar L, Komurcu E, Safaz S, Goktepe AS, Yazicioglu K. Evaluation of the patellar tendon in transtibial amputees: A preliminary sonographic study. Prosthetics and Orthotics International. 2009 December;33 (4):324-8.
25. Portnoy S, Yarnitzky G, Yizhar Z, Kristal A, Oppenheim U, Siev-Ner I, et al. Real-time patient-specific finite element analysis of internal stresses in the soft tissues of a residual limb: a new tool for prosthetic fitting. Ann Biomed Eng. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2007 Jan;35(1):120-35.
26. Bae TS, Choi K, Hong D, Mun M. Dynamic analysis of above-knee amputee gait. Clinical Biomechanics. 2007 Jun;22 (5):557-66.
27. Croisier JL, Maertens de Noordhout B, Maqueta D, Camus G, Hac S, Feron F, et al. Isokinetic evaluation of hip strength muscle groups in unilateral lower limb amputees. Isokinetics and Exercise Science. 2001;9 (4):163-9.
28. Yoshimasa SJ, Katia T, Stephane A, Andre T, Nicolas V, Eric W. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. Gait Posture. [article in press]. 2011;GAIP0S-3211:16.
29. Perry J, Weiss WB, Burnfield JM, Gronley JK. The supine hip extensor manual muscle test: A reliability and validity study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2004 Aug;85 (8):1345-50.
30. Adam P, Beguin L, Grosclaude S, Jobard B, Fessy MH. [Functional range of motion of the hip joint]. Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l Appareil Moteur. [English Abstract]. 2008 Jun;94(4):382-91.
31. Shinozaki T, Suzuki K, Yamaji T, Ichikawa A, Inoue T, Takagishi K, et al. Evaluation of muscle metabolic activity in the lower limb of a transfemoral amputee using a prosthesis by using <sup>18</sup>F-FDG PET imaging - An application of PET imaging to rehabilitation. Journal of Orthopaedic Research. 2004;22 (4):878-83.
32. Norkin CC, Joyce WD. Measurement of joint motion; A guide to goniometry. 3rd Edition ed. Company D, editor. Philadelphia2003.
33. 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. Journal of rehabilitation research and development. [Review]. 2008;45 (1):15-29.

34. Lloyd CH, Stanhope SJ, Davis IS, Royer TD. Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. *Gait and Posture*. 2010 July;32 (3):296-300.
35. Su PF, Gard SA, Lipschutz RD, Kuiken TA. Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations. *Journal of rehabilitation research and development*. 2007;44 (4):491-501.
36. Highsmith MJ, Kahle JT, Bongiorno DR, SUTTON BS, GROER S, KAUFMAN KR. Safety, energy efficiency, and cost efficacy of the C-Leg for transfemoral amputees: A review of the literature. *Prosthetics and Orthotics International*. [journal article]. 2010 December 2010;vol 34(4):362-77.
37. Gronley JK, Perry J. *Gait Analysis Techniques* Rancho Los Amigos Hospital Gait Laboratory. Pathokinesiology laboratory, Rancho Los amigos Hospital. 2002 December 1984;Volume 64:1-8.
38. Hamamura S, Chin T, Kuroda R, Akisue T, Iguchi T, Kohno H, et al. Factors affecting prosthetic rehabilitation outcomes in amputees of age 60 years and over. *J Int Med Res*. 2009 Nov-Dec;37(6):1921-7.
39. Miller WC, Deathe AB, Speechley M, Koval J. The influence of falling, fear of falling, and balance confidence on prosthetic mobility and social activity among individuals with a lower extremity amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001 Sep;82(9):1238-44.
40. 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 and Posture*. 2008 August;28 (2):222-8.
41. 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 and Posture*. 2007 Feb;25 (2):250-8.
42. Kovac I, Medved V, Kasovic M, Heimer Z, Luzar-Stiffler V, Pecina M. Instrumented joint mobility analysis in traumatic transtibial amputee patients. *Periodicum Biologorum*. 2010 March;112 (1):25-31.
43. van Keeken HG, Vrieling AH, Hof AL, Halbertsma JPK, Schoppen T, Postema K, et al. Controlling propulsive forces in gait initiation in transfemoral amputees. *Journal of Biomechanical Engineering*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2008 Feb;130(1):011002.
44. Goujon-Pillet H, Sapin E, Fode P, Lavaste F. Three-Dimensional Motions of Trunk and Pelvis During Transfemoral Amputee Gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008 Jan;89 (1):87-94.
45. Miller WC, Speechley M, Deathe AB. Balance confidence among people with lower-limb amputations. *Phys Ther*. 2002 Sep;82 (9):856-65.
46. Miller WC, Speechley M, Deathe B. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001;82 (8):1031-7.
47. Hillman SJ, Donald SC, Herman J, McCurrach E, McGarry A, Richardson AM, et al. Repeatability of a new observational gait score for unilateral lower limb amputees. *Gait and Posture*. 2010 May;32 (1):39-45.
48. Neumann DA, Kelly ER, Kiefer G, Martens K, Grosz CM. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. 2nd ed. system el, editor. Milwaukee, Wisconsin: Mosby Elsevier; 2010.
49. Coutts F. Gait analysis in the therapeutic environment. *Manual Therapy*. [Review]. 1999;4(1):2-10.
50. Toro B, Nester C, Farren P. A review of observational gait assessment in clinical practice. *Physiotherapy Theory and Practice*. [Review]. 2003;19(3):137-49.

51. Barnett C, Vanicek N, Polman R, Hancock A, Brown B, Smith L, et al. Kinematic gait adaptations in unilateral transtibial amputees during rehabilitation. *Prosthet Orthot Int.* [Comparative Study Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2009 Jun;33(2):135-47.
52. Leardini A, Belvedere C, Astolfi L, Fantozzi S, Viceconti M, Taddei F, et al. A new software tool for 3D motion analyses of the musculo-skeletal system. *Clinical Biomechanics.* 2006 Oct;21(8):870-9.
53. Eastlack ME, Arvidson J, Snyder-Mackler L, Danoff JV, McGarvey CL. Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. *Phys Ther.* 1991;71(6):465-72.
54. Rawicki B. Gait analysis and technology. *Internal Medicine Journal.* [Conference Abstract]. 2010;40:46.
55. Boonstra AM, Fidler V, Eisma WH. Walking speed of normal subjects and amputees: aspects of validity of gait analysis. *Prosthet Orthot Int.* 1993 Aug;17(2):78-82.
56. Goneau C, Grand M, Hudon É, Lefebvre M-H. La Marche chez un amputé trans-tibial, diabétique, âgé et ayant une maladie vasculaire périphérique. *Travail synthèse.* [Travail synthèse]. 2005 7 juin 2005:82.
57. Goujon H, Cadilhac C, Azoulay D, Cazorla C, Fode P, Lavaste F. 3D gait analysis of transfemoral amputee. *Archives of Physiology and Biochemistry.* [Conference Paper]. 2004 Sep;112 (SUPPL.):149.
58. Sjødahl C, Jarnlo GB, Soderberg B, Persson BM. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthetics and Orthotics International.* 2002;26 (2):101-12.
59. Fang L, Jia X, Wang R. Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment. *Clinical Biomechanics.* 2007 Dec;22 (10):1125-31.
60. Grumillier C, Martinet N, Paysant J, Andre JM, Beyaert C. Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees. *Journal of Biomechanics.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2008 Oct 20;41(14):2926-31.
61. Deathe B, Miller WC, Speechley M. The status of outcome measurement in amputee rehabilitation in Canada. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2002;83 (7):912-8.
62. Rossier P, Wade DT. Validity and reliability comparison of 4 mobility measures in patients presenting with neurologic impairment. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2001;82 (1):9-13.
63. Parker K, Kirby RL, Adderson J, Thompson K. Ambulation of people with lower-limb amputations: relationship between capacity and performance measures. *Arch Phys Med Rehabil.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2010 Apr;91(4):543-9.
64. Lin SJ, Bose NH. Six-Minute Walk Test in Persons With Transtibial Amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2008 December;89 (12):2354-9.
65. Schoppen T, Boonstra A, Groothoff JW, De Vries J, Goeken LNH, Eisma WH. The timed 'up and go' test: Reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 1999 Jul;80 (7):825-8.
66. Gailey RS, Roach KE, Applegate EB, Cho B, Cunniffe B, Licht S, et al. The Amputee Mobility Predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2002;83 (5):613-27.

67. Brooks D, Parsons J, Hunter JP, Devlin M, Walker J. The 2-minute walk test as a measure of functional improvement in persons with lower limb amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001;82 (10):1478-83.
68. Datta D, Ariyaratnam R, Hilton S. Timed walking test - an all-embracing outcome measure for lower-limb amputees? *Clinical Rehabilitation*. 1996;10 (3):227-32.
69. Miller WC, Deathe AB, Speechley M. Psychometric properties of the Activities-specific Balance Confidence Scale among individuals with a lower-limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. [Validation Studies]. 2003 May;84(5):656-61.
70. Perry J. *Gait analysis, Normal and pathological function*. Slack ink. 1992(Thorafore, NJ).

#### **Références section 4 : Le traitement des amputés du membre inférieur**

1. Richardson C, Glenn S, Nurmikko T, Horgan M. Incidence of phantom phenomena including phantom limb pain 6 months after major lower limb amputation in patients with peripheral vascular disease. *Clinical Journal of Pain*. 2006 May;22 (4):353-8.
2. Desmond D, Gallagher P, Henderson-Slater D, Chatfield R. Pain and psychosocial adjustment to lower limb amputation amongst prosthesis users. *Prosthetics and Orthotics International*. 2008 Jun;32 (2):244-52.
3. Kooijman CM, Dijkstra PU, Geertzen JH, Elzinga A, van der Schans CP. Phantom pain and phantom sensations in upper limb amputees: an epidemiological study. *Pain*. 2000 Jul;87(1):33-41.
4. Hanley MA, Jensen MP, Smith DG, Ehde DM, Edwards WT, Robinson LR. Pre-amputation Pain and Acute Pain Predict Chronic Pain After Lower Extremity Amputation. *Journal of Pain*. 2007 Feb;8 (2):102-9.
5. Ephraim, P. L., S. T. Wegener, et al. (2005). "Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: results of a national survey." *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 86(10): 1910-1919.
6. Smith, E., C. Comiskey, et al. (2008). "Prevalence and patterns of back pain and residual limb pain in lower limb amputees at the National Rehabilitation Hospital." *Irish Journal of Medical Science* 177(1): 53-57.
7. Umphred DA. The limbic system: influence over motor control and learning. In Umphred DA (ed), *Neurological Rehabilitation*, 4th ed. St. Louis: Mosby, 2001. pp. 149-177.
8. Jackson-Wyatt O. Brain function, aging, and dementia. In Umphred DA (ed), *Neurological Rehabilitation*, 4th ed. St. Louis: Mosby, 2001. pp. 790-816.
9. Kuiken T. Perioperative rehabilitation of the transtibial and transfemoral amputee. *Phys Med Rehabil State Art Rev* 2002;16(3):521-537.
10. Ciccone CD. Geriatric pharmacology. In Guccione AA (ed), *Geriatric Rehabilitation*, 3rd ed. St. Louis: Mosby, 2001. pp. 182-208.
11. Edelstein JE. Preprosthetic management of patients with lower- or upper-limb amputation. *Prosthet Phys Med Rehabil Clin North Am* 1991;2(2):285-297.
12. Convery, P. and K. D. Murray (2001). "Ultrasound study of the motion of the residual femur within a trans-femoral socket during daily living activities other than gait." *Prosthetics & Orthotics International* 25(3): 220-227.
13. Ozcakar, L., E. Komurcu, et al. (2009). "Evaluation of the patellar tendon in transtibial amputees: a preliminary sonographic study." *Prosthetics & Orthotics International* 33(4): 324-328.
14. Finsen, V., L. Persen, et al. (1988). "Transcutaneous electrical nerve stimulation after major amputation." *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 70(1):
15. Salim M. Transcutaneous electrical nerve stimulation in phantom limb pain. *Altern Ther Clin Pract* 1997;4(4):135-137.
16. Long D. Fifteen years of transcutaneous electrical stimulation for pain control. *Stereotact Funct Neurosurg* 1991;56(1):2-19.
17. Lusardi MM, Nielsen CC. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2nd ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2007.
18. Burgess EM. Immediate postsurgical prosthetic fitting; a system of amputee management. *Phys Ther* 1971;51(2):139-143.
19. Walsh TL. Custom removable immediate postoperative prosthesis. *J Prosthet Orthot* 2003;15(4):158-161.



20. Woodburn KR, Sockalingham S, Gilmore H, et al. A randomized trial of rigid stump dressing following transtibial amputation for peripheral arterial insufficiency. *Prosthet Orthot Int* 2004;28(1):22-27.
21. Smith DG, McFarland LV, Sangeorzan BJ, et al. Postoperative dressing and management strategies for transtibial amputations: a critical review. *J Rehabil Res Dev* 2003;40(3):213-224.
22. Folsom D, King T, Rubin JR. Lower extremity amputation with immediate postoperative prosthetic placement. *Am J Surg* 1992;164(4):320-322.
23. Mooney V, Harvey IP, McBride E, et al. Comparison of postoperative stump management: plaster vs. Soft dressings. *J Bone Joint Surg* 1971;53A(2):241-249.
24. Mueller, M. J. (1982). "Comparison of removable rigid dressings and elastic bandages in preprosthetic management of patients with below-knee amputations." *Physical therapy* 62(10): 1438-1441.
25. Wu Y, Krick H. Removable rigid dressing for below-knee amputees. *Clin Prosthet Orthop* 1987;23(1):452-456.
26. Wu Y. An innovative removable rigid dressing technique for below knee amputation. *J Bone Joint Surg Am* 1979;61(5):724-729.
27. Palma T, Owens L, Jennings S. Removable rigid dressing protocol. Hartford, CT: Department of Rehabilitation, Hartford Hospital, 1990.
28. Swanson VM. Below knee polyethylene semirigid dressing. *J Prosthet Orthot* 1993;5(1):10-15.
29. Wong CK. Unna and elastic post-operative dressings: comparison of their effects on function of adults with amputation and vascular disease. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81(9):1191-1198.
30. Barraclough BH, Coupland GA, Reeve TS. Air splints used as immediate post operative prostheses after long posterior flap below knee amputation. *Med J Aust* 1972;2(14):764-767.
31. Bonner FJ, Green RF. Pneumatic airleg prosthesis: report of 200 cases. *Arch Phys Med Rehabil* 1982;63(8):383-385.
32. May BJ. Post surgical management. In *Amputation and Prosthetics: A Case Study Approach*, 2nd ed. Philadelphia: F.A. Davis, 2002. pp. 74-108.
33. Muilenburg AL, Wilson AB. *A manual for Below-knee Amputees*, 4th ed. Alexandria, VA: American Academy of Orthotists and Prosthetists, 1993.
34. Kempczinski RF. *The Ischemic Leg*. Chicago: Year Book, 1985. pp. 553-568.
35. Lewin-Kowalik, J., W. Marcol, et al. (2006). "Prevention and management of painful neuroma." *Neurologia Medico-Chirurgica* 46(2): 62-67; discussion 67-68.
36. Wu, J. and D. T. Chiu (1999). "Painful neuromas: a review of treatment modalities." *Annals of Plastic Surgery* 43(6): 661-667.
37. Kisner C, Colby LA. *Therapeutic Exercise Foundations and Techniques*. Philadelphia: F.A. Davis, 2002.
38. Berger N, Edelstein JE, Fishman S, et al. *Lower-Limb Prosthetics*. New-York : Prosthetics and Orthotics, New-York University, Post Graduate Medical School, 1987.
39. Gailey RS, Gailey AM. *Stretching and Strengthening for Lower Extremity Amputees*. Miami: Advanced Rehabilitation Therapy; 1994.
40. Seymour R. Development of an exercise/functional program. In Seymour R (ed), *Prosthetics and Orthotics: Lower Limb and Spinal*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002. pp. 143-174.
41. Karacoloff LA, Mannersley CS, Snchneider FJ (ed). *Lower Extremity Amputation: A Guide to Functional Outcomes in Physical Therapy Management*, 2nd ed. Austin, TX:Pro-Ed, 2005.

42. Jaegers S, Hans Arendzen J, deJongh HJ. Changes in hip muscles after above-knee amputation. *Clin Ortho* 1995;Oct(319):276-284.
43. Winter DA, Sienko SE. Biomechanics of below-knee amputee gait. *Biomechanics* 1988;21(5):361-367.
44. Powers CM, Boyd LA, Fontaine CA, Perry J. The influence of lower-extremity muscle force on gait characteristics in individuals with below-knee amputations secondary to vascular disease. *Phys Ther* 1996;76(4):369-377.
45. Gailey RS, Clark CR. Physical therapy. In Smith DG, Michael JW, Bowker JH (eds), *Atlas of Amputation and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, 3rd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004. pp. 589-620.
46. Adler SS, Beckers D, Buck M. *PNF in Practice: an Illustrated Guide*, 2nd ed. New York: Springer, 2000.
47. Voss DE, Ionta MK, Myers BJ. *Proprioceptive neuromuscular facilitation patterns and techniques*, 3rd ed. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 1985.
48. Chin, T., S. Sawamura, et al. (2001). "Effect of endurance training program based on anaerobic threshold (AT) for lower limb amputees." *Journal of Rehabilitation Research & Development* 38(1): 7-11.
49. Bossier, G., N. Martinet, et al. (2008). "Le réentraînement à l'effort chez l'amputé de membre inférieur." *Annales de Readaptation et de Medecine Physique* 51(1): 50-56.
50. Miller WC, Deathe B, Speechley M, Koval J. The influence of falling, fear of falling, and balance confidence on prosthetic mobility and social activity among individuals with a lower extremity amputation. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82(9):1238-1244.
51. Miller WC, Speechley M, Deathe AB. Balance confidence among people with lower-limb amputations. *Phys Ther* 2002;82(9):856-865.
52. Gailey RS, Gailey AM. *Balance, Agility and Coordination for Lower Extremity Amputees*. Miami: Advanced Rehabilitation Therapy; 1994.
53. Gentile AM. Skill acquisition: action, movement, and neuromotor processes. In Carr J, Shepherd R (eds), *Movement Science: Foundations for Physical Therapy in Rehabilitation*, 2nd ed. Gaithersburg, MD: Aspen, 2000. pp. 111-187.
54. Schmitz TJ. Preambulation and gait training. In O'Sullivan SB, Schmitz TJ (eds), *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment*, 4th ed. Philadelphia: F.A. Davis, 2001. pp. 411-444.
55. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: issues and theories. In *Motor control: Theory and Practical Applications*, 2nd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. pp. 1-25.
56. Long-lasting body leanings following neck muscle isometric contractions. Duclos C, Roll R, Kavounoudias A, Roll, J-P. 2004, *Experimental Brain Research*, 158(1) : 58-66.
57. Static and dynamic postural changes after sustained neck muscle contraction in persons with a lower leg amputation Duclos C, Roll R, Kavounoudias A, Roll J-P, Forget R, soumis pour publication dans *Physical Therapy*.
58. Vibration-induced posteffects: a means to improve postural asymmetry in lower leg amputees ? Duclos C, Roll R, Kavounoudias A, Roll J-P, Forget R, en revision pour publication dans *Gait & Posture*.
59. Isakov, E. (2007). "Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb." *Europa Medicophysica* 43(1): 21-26.
60. Winstein CJ, Gardner ER, McNeal DR, et al. Standing balance training :effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Arch Phys Med Rehabil* 1989;70(10):755-762.

61. Schmidt RA. Motor learning principles for physical therapy. In Contemporary Management of Motor Control Problems: Proceedings of the II-STEP Conference. Alexandria, VA: Foundation for Physical Therapy, 1991. pp. 49-64.
62. Bae TS, Choi K, Hong D, Mun M. Dynamic analysis of above-knee amputee gait. *Clinical Biomechanics*. 2007 Jun;22 (5):557-66.
63. Yoshimasa SJ, Katia T, Stephane A, Andre T, Nicolas V, Eric W. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. *Gait Posture*. [article in press]. 2011;GAIPOS-3211:16.
64. Su PF, Gard SA, Lipschutz RD, Kuiken TA. Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations. *Journal of rehabilitation research and development*. 2007;44 (4):491-501.
65. Eisert O, Tester OW. Dynamic exercises for lower extremity amputees. *Arch Phys Med Rehab* 1954;35(11):695-704.
66. Gailey RS, McKenzie A. Prosthetic Gait Training Program for the Lower Extremity Amputees. Miami: University of Miami Department of Orthopedics, 1991.

## APPENDICES

### Annexe de la section 1

#### Annexe 1.1 : Tableau récapitulatif de l'influence générale des facteurs prédictifs de la récupération locomotrice

Facteurs prédictifs	Section				
		++	+	-	--
Âge avancé	1.1.1				√
Amputation d'origine vasculaire	1.1.2.1			√	
MVP	1.1.2.2.1				√
Maladies coronariennes	1.1.2.2.2			√	
Diabète	1.1.2.2.3				√
VO <sub>2</sub> max estimé ≥50%	1.1.2.3.1	√			
Équilibre et appui unipodal côté sain et atteint	1.1.2.3.2	√			
Statut ambulatoire et fonctionnel limité avant l'amputation	1.1.2.3.3				√
Tabagisme	1.1.2.4.1			√	
AVC (atteintes motrices)	1.1.2.4.2			√	
Insuffisance rénale	1.1.2.4.4			√	
Difficultés d'apprentissage	1.1.3.1			√	
Motivation	1.1.3.2		√		
Niveau trans-tibial	1.2.1.1	√			
Présence de lésions cutanées	1.3.1				√
Douleur résiduelle	1.3.2				√

## Annexe 1.2 : Symptômes d'hypoglycémie

<b>Tableau 1. Symptômes d'hypoglycémie</b>	
<b><i>Symptômes neurogènes (autonomes)</i></b>	<b><i>Symptômes neuroglycopéniques</i></b>
Tremblements	Troubles de la faculté d'attention
Palpitations	Confusion
Transpiration	Faiblesse
Anxiété	Somnolence
Faim	Altérations de la vue
Nausées	Troubles de l'élocution
Picotements	Maux de tête
	Étourdissements

Tableau modifié de : Berard, L. D., et coll. (2008). "Lignes directrices de pratique clinique 2008 de l'Association canadienne du diabète pour la prévention et le traitement du diabète au Canada." Canadian Journal of Diabetes 32(1): p.68. (23)

Annexe 1.3 : Bras de levier des différents adducteurs de la hanche

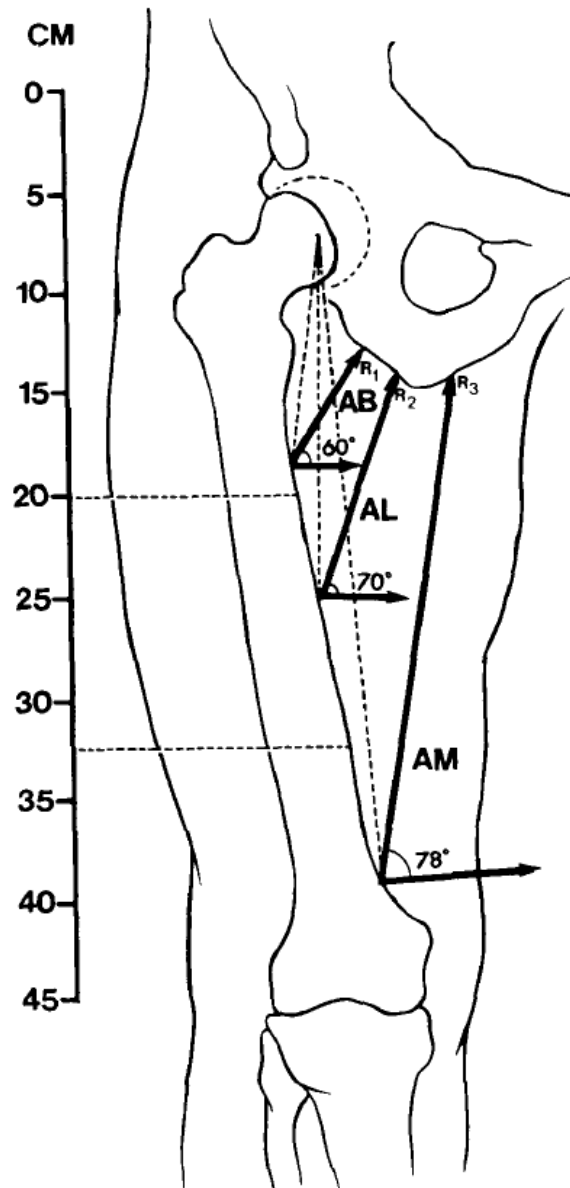


Fig 4. The resultant forces of the adductor group of muscles showing the components producing adduction. The moment arms are depicted by the interrupted line. (AM=adductor magnus, AL=adductor longus, AB=adductor brevis.) (Reprinted with permission. Gottschalk *et al.*, J Prosthet Orthot, 1989.)

Image modifiée de: Gottschalk, F. A. and M. Stills (1994). "The biomechanics of trans-femoral amputation." *Prosthetics & Orthotics International* **18**(1): p.14 (1)

**Annexe de la section 3**

**Annexe 3.1 : Évaluation du moignon par Chakrabarty**

Prosthet Orthot Int Downloaded from informahealthcare.com by University of Montreal on 04/13/11  
For personal use only.

138 B. K. Chakrabarty

Name ..... DoB ..... Ref.No .....

Operator..... Hospital.....

Date of Amp..... Amp.Site R/L Level .....

Date of Assessment .....

<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">Healed</td><td style="width: 30%;">+10</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>Unhealed</td><td>-5</td><td></td></tr> <tr><td>Infected</td><td>-10</td><td></td></tr> </table>	Healed	+10		Unhealed	-5		Infected	-10		<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">None</td><td style="width: 30%;">+10</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>Moderate</td><td>+5</td><td></td></tr> <tr><td>Severe</td><td>-10</td><td></td></tr> </table>	None	+10		Moderate	+5		Severe	-10							
Healed	+10																								
Unhealed	-5																								
Infected	-10																								
None	+10																								
Moderate	+5																								
Severe	-10																								
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">None</td><td style="width: 30%;">+10</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>Minimal</td><td>+5</td><td></td></tr> <tr><td>Significant</td><td>-5</td><td></td></tr> </table>	None	+10		Minimal	+5		Significant	-5		<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">None</td><td style="width: 30%;">+10</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>&lt;20°</td><td>+5</td><td></td></tr> <tr><td>&gt;20°</td><td>-20</td><td></td></tr> </table>	None	+10		<20°	+5		>20°	-20							
None	+10																								
Minimal	+5																								
Significant	-5																								
None	+10																								
<20°	+5																								
>20°	-20																								
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">Fully Mobile</td><td style="width: 30%;">+10</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>&lt;1/4 Adherent</td><td>-5</td><td></td></tr> <tr><td>&gt;1/4 &lt;1/2 Adherent</td><td>-6</td><td></td></tr> <tr><td>&gt;1/2 Adherent</td><td>-10</td><td></td></tr> </table>	Fully Mobile	+10		<1/4 Adherent	-5		>1/4 <1/2 Adherent	-6		>1/2 Adherent	-10		<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">Satisfactory</td><td style="width: 30%;">+10</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>Acceptable</td><td>+5</td><td></td></tr> <tr><td>Unsatisfactory</td><td>-10</td><td></td></tr> <tr><td>Bone End Exposed</td><td>-20</td><td></td></tr> </table>	Satisfactory	+10		Acceptable	+5		Unsatisfactory	-10		Bone End Exposed	-20	
Fully Mobile	+10																								
<1/4 Adherent	-5																								
>1/4 <1/2 Adherent	-6																								
>1/2 Adherent	-10																								
Satisfactory	+10																								
Acceptable	+5																								
Unsatisfactory	-10																								
Bone End Exposed	-20																								
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">Sensate</td><td style="width: 30%;">+6</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>Insensate</td><td>-6</td><td></td></tr> <tr><td>Insufficient</td><td>-6</td><td></td></tr> </table>	Sensate	+6		Insensate	-6		Insufficient	-6		<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">None</td><td style="width: 30%;">+6</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>Minimal</td><td>0</td><td></td></tr> <tr><td>Significant</td><td>-6</td><td></td></tr> </table>	None	+6		Minimal	0		Significant	-6							
Sensate	+6																								
Insensate	-6																								
Insufficient	-6																								
None	+6																								
Minimal	0																								
Significant	-6																								
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">Suitable*</td><td style="width: 30%;">+10</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>Acceptable</td><td>+5</td><td></td></tr> <tr><td>Unsuitable</td><td>-10</td><td></td></tr> </table>	Suitable*	+10		Acceptable	+5		Unsuitable	-10		<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">None</td><td style="width: 30%;">+6</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>Minimal</td><td>3</td><td></td></tr> <tr><td>Significant</td><td>-6</td><td></td></tr> </table>	None	+6		Minimal	3		Significant	-6							
Suitable*	+10																								
Acceptable	+5																								
Unsuitable	-10																								
None	+6																								
Minimal	3																								
Significant	-6																								
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">Conical/Cylindrical</td><td style="width: 30%;">+6</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>Bulbous</td><td>-6</td><td></td></tr> </table>	Conical/Cylindrical	+6		Bulbous	-6		<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr><td style="width: 20%;">No</td><td style="width: 30%;">+6</td><td style="width: 50%;"></td></tr> <tr><td>Yes</td><td>-6</td><td></td></tr> </table>	No	+6		Yes	-6													
Conical/Cylindrical	+6																								
Bulbous	-6																								
No	+6																								
Yes	-6																								

(†To affect prosthetic fitting)

\*For trans-femoral stump, at least 10 cm of space available above the knee joint line. 14-16 cm distal to the knee joint line or 30 cm above the ground level, whichever is longer for trans-tibial stump.

Maximum Points = 100

Photo Yes/No

**Figure 1** : Chakrabarty, B. K. (1998) "An audit of the quality of the stump and its relation to rehabilitation in lower limb amputees." Prosthetics and Orthotics International **22 (2)**: 136-146. (23)

### Annexe 3.2 : Appareillage (Biodex) et position d'évaluation de la force musculaire

Biodex :



**Figure 5:** Tiré de Riblette, P. et Vincent, D. Le Biodex : Intérêts dans l'évaluation et la rééducation musculaire (2006), Orthosport.fr, L'Association Médico-Chirurgicale spécialisée de la traumatologie du sport. <http://www.cmcparisv.fr/CMC-orthosport/HTML/Fiches/index-fiches-biodex-RF.htm>. (28-05-2011)



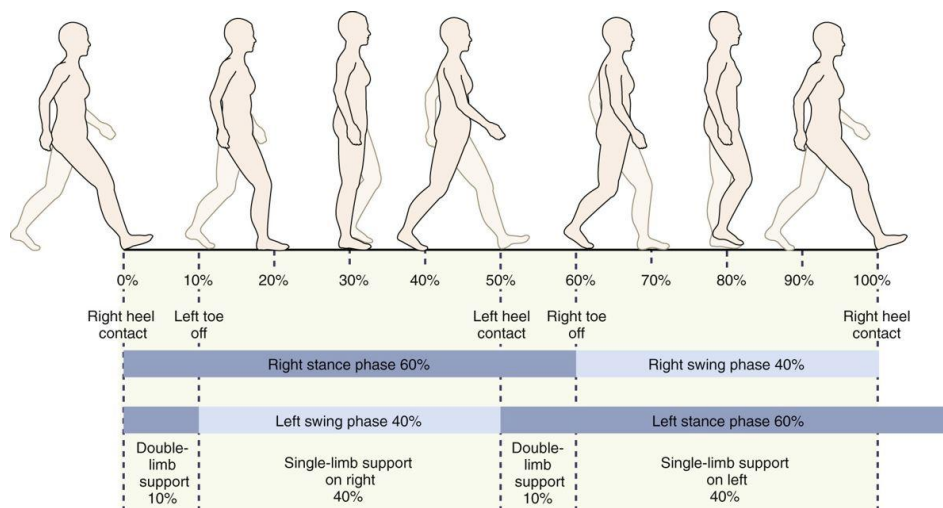
**Figure 6 :** Raya, M. A., Gailey, et Coll. positionning for measurement of hip extensor strength (2010). Prosthetics and Orthotics International (3)






**Figure 7** : Raya, M. A., Gailey, et Coll. positioning for measurement of hip abductor strength (2010). *Prosthetics and Orthotics International* (3)

### Annexe 3.3 Le cycle de marche normal



**Figure 8 :** Tiré de Neumann, Donald A. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation, 2nd Edition*. Mosby, 122009. 22 (48)

### Annexe 3.4 : Grille d'évaluation à la marche du Rancho Los Amigos



Reference Limb:  
L  R

	Weight Accept		Single Limb Support		Swing Limb Advancement				Major Problems
	IC	LR	MSt	TSt	PSw	ISw	MSw	TSw	
<b>Trunk</b>	Lean: B/F Lateral Lean: R/L Rotates: B/F								
<b>Pelvis</b>	Hikes Tilt: P/A Lacks Forward Rotation Lacks Backward Rotation Excess Forward Rotation Excess Backward Rotation Ipsilateral Drop Contralateral Drop								
<b>Hip</b>	Flexion: Limited Excess Inadequate Extension Past Retract Rotation: IR/ER AD/ABduction: Ad/Ab								
<b>Knee</b>	Flexion: Limited Excess Inadequate Extension Wobbles Hyperextend Extension Thrust Varus/Valgus: Vr/Vl Excess Contralateral Flex								
<b>Ankle</b>	Forefoot Contact Foot Flat Contact Foot Slap Excess Plantar Flexion Excess Dorsiflexion Inversion/Eversion: Iv/Ev Heel Off No Heel Off Drag Contralateral Vaulting								
<b>Toes</b>	Up Inadequate Extension Clawed								

**Major Problems**

Weight Acceptance

Single Limb Support

Swing Limb Advancement

Excessive UE Weight Bearing

Name \_\_\_\_\_

Patient # \_\_\_\_\_

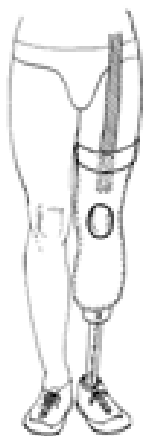
Diagnosis \_\_\_\_\_

**Figure 9** : Tiré de : Perry, J (1992). Gait analysis, Normal and pathological function, Slack Inc., Thorafore, NJ., Fig. 16.1 (70)

## Annexe de la section 4

### **Annexe 4.1 : Méthodes de contention**

Figure 10 : Prothèse postopératoire immédiate



Copyright © The McGraw-Hill Companies

McGraw-Hill Companies. 2011. *Access Medicine : hindfoot amputation*. En ligne. <http://accessmedicine.net/search/searchAMResultImg.aspx?searchStr=hindfoot+amputation&fullTextStr=hindfoot+amputation&searchType=2>. Consulté le 24 mai 2011.

Figure 11 : Pansement rigide amovible



Copyright © 2011 SLACK Inc. All Rights Reserved.

O&P Business News. 2005, 1 avril. «Improving Outcomes With Immediate Postoperative Prostheses». In *Clinical Prosthetics*. En ligne. <<http://www.oandpbusinessnews.com/view.aspx?rid=58287>>. Consulté le 24 mai 2011.

Figure 12 : Pansement semi-rigide



Cornell Orthotics & Prosthetics Inc. «PSRD: Polyethylene Semi-Rigid Removable Dressing – Instructions». In *Prosthetics*. En ligne. <<http://www.cornelloandp.com/psrd.html>>. Consulté le 24 mai 2011.

Figure 13 : Prothèse postopératoire pneumatique



Médecus Orthopedic Laboratory inc. © All rights reserved 2008

Laboratoire Orthopédique Médecus. 2008. «Prothetics». In *Orthotics & Prosthetics : Products*. En ligne. <[http://www.medicus.ca/medicus-en/prod\\_protheses.php](http://www.medicus.ca/medicus-en/prod_protheses.php)>. Consulté le 24 mai 2011.



Figure 14 : Air cast

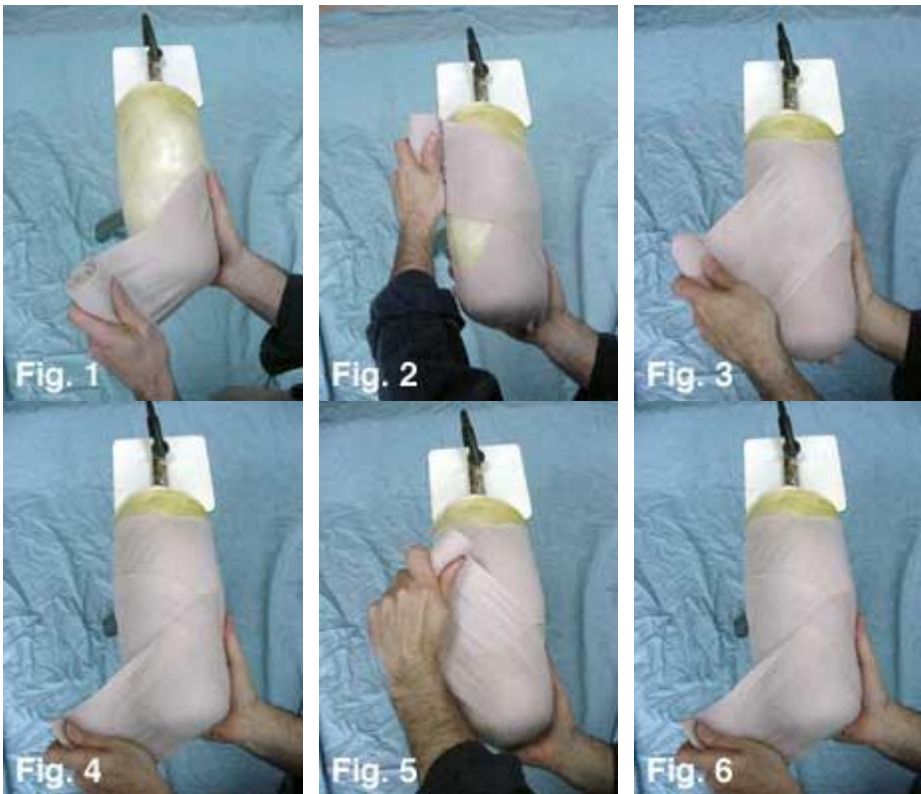


Copyright © 2011 SLACK Inc. All Rights Reserved.

O&P Business News. 2005, 1 avril. «Improving Outcomes With Immediate Postoperative Prostheses». In *Clinical Prosthetics*. En ligne.

<<http://www.oandpbusinessnews.com/view.aspx?rid=58287>>. Consulté le 24 mai 2011.

Figure 15 : Bandage élastique



Cornell Orthotics & Prosthetics Inc. «Below Knee Ace Wrap-Instructions». In *Prosthetics*. En ligne. <<http://www.cornelloandp.com/psrd.html>>. Consulté le 24 mai 2011.

Figure 16 : Tubigrip



Modifiée de : American Academy of Orthotists and Prosthetists. «Five Postoperative Strategies». In *Postoperative Management of The Lower Extremity Amputation*. En ligne. <[http://www.oandp.org/olc/lessons/html/SSC\\_02/04poststrat.asp?frmCourseSectionId=FA075B7C-C76B-4162-8690-E8A316264EE9](http://www.oandp.org/olc/lessons/html/SSC_02/04poststrat.asp?frmCourseSectionId=FA075B7C-C76B-4162-8690-E8A316264EE9)>. Consulté le 24 mai 2011.

## Annexe 4.2 : Prévention des contractures

Figure 17 : Positionnement

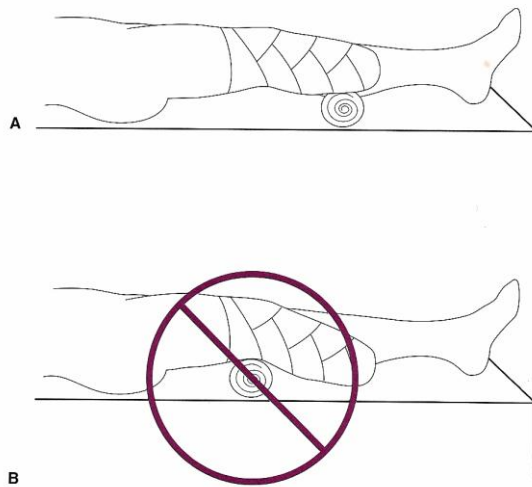
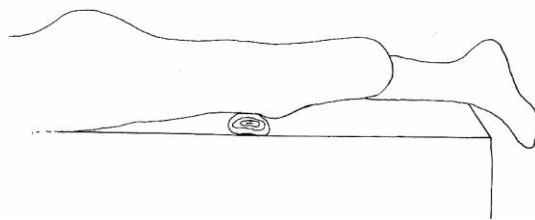


Figure 23-20

*The optimal position for individuals with recent transtibial amputation is in full extension. A, A small rolled towel, bolster, or pillow placed under the distal posterior residual limb encourages knee extension, while (B) support under the knee makes development of knee flexion contracture more likely.*



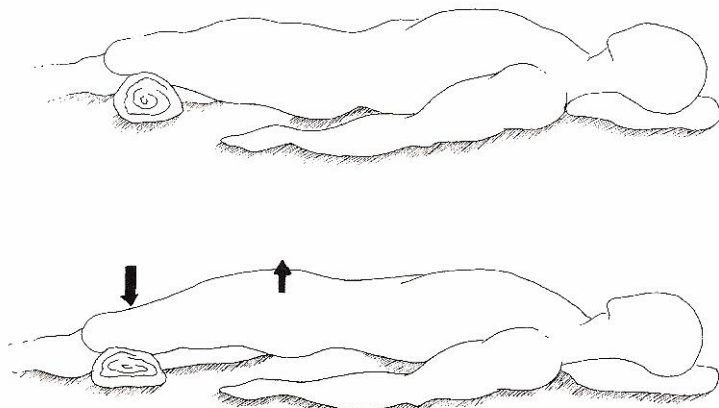
Copyright © 2007, 2000 by Elsevier Inc.

Modifiée de : Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2<sup>nd</sup> ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2007.



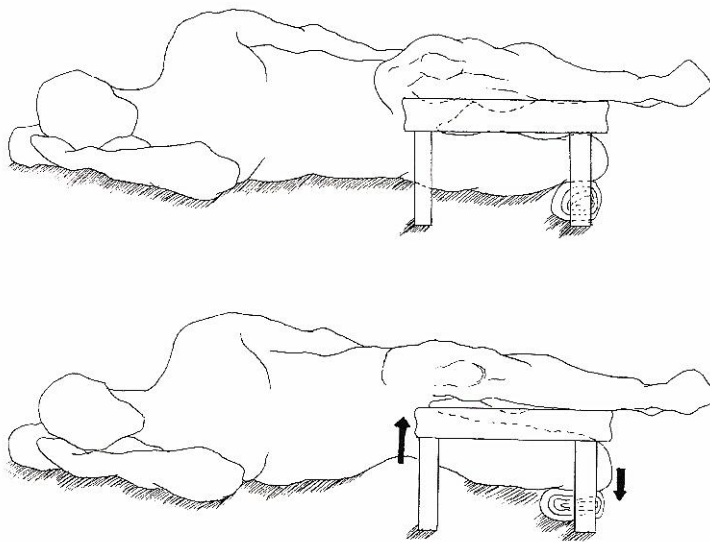
### Annexe 4.3 : Exercices de renforcement

Figure 18 : Renforcement des extenseurs de la hanche du membre amputé



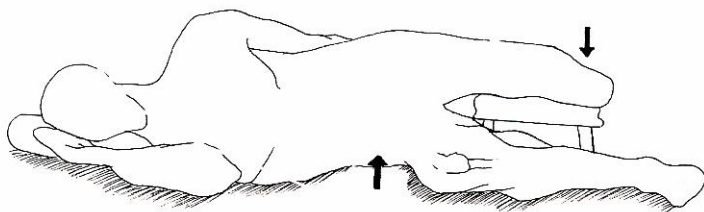
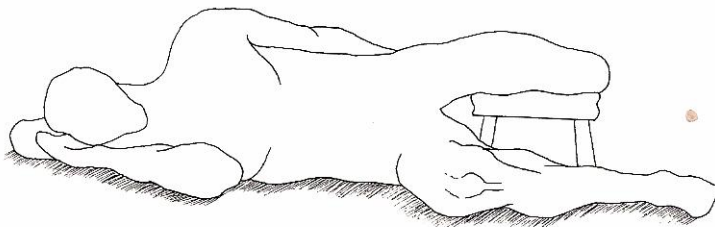
Copyright © 2007, 2000 by Elsevier Inc.  
Modifiée de : Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2<sup>nd</sup> ed.  
St. Louis: Saunders Elsevier; 2007.

Figure 19 : exercice de renforcement des abducteurs de la hanche du membre amputé



Copyright © 2007, 2000 by Elsevier Inc.  
Modifiée de : Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2<sup>nd</sup> ed.  
St. Louis: Saunders Elsevier; 2007.

Figure 20 : exercice de renforcement des adducteurs de la hanche du membre amputé

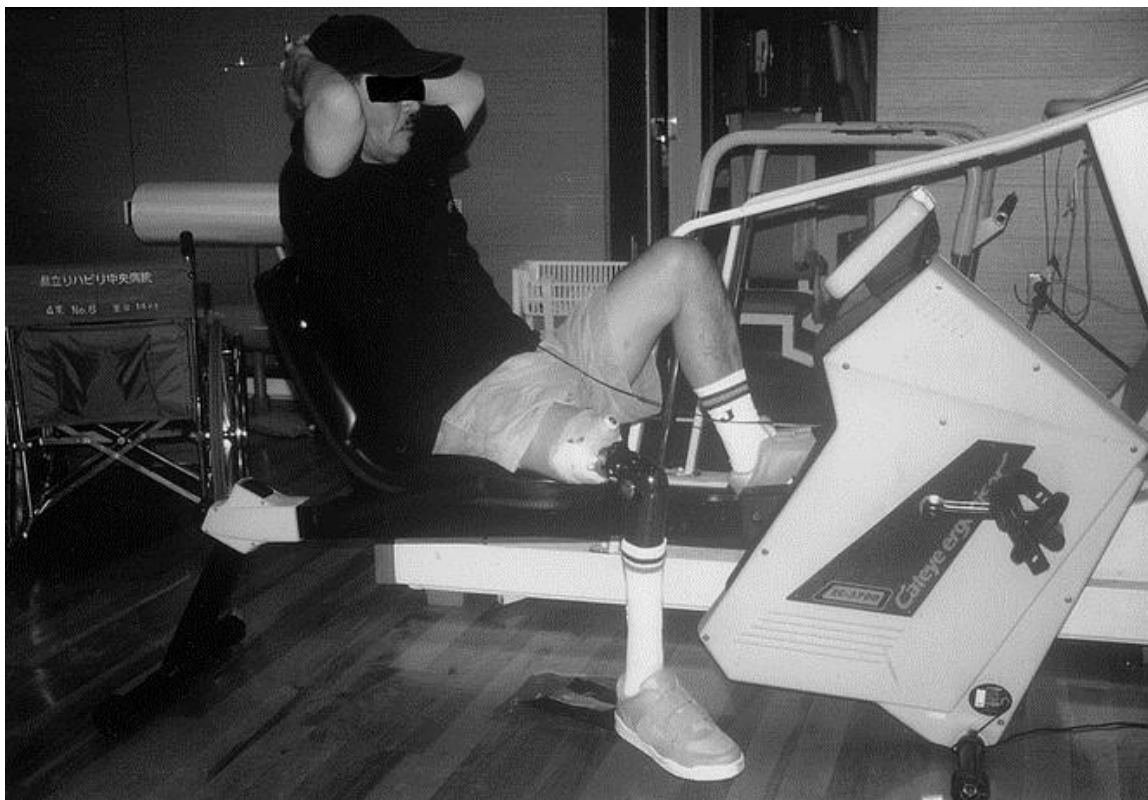


Copyright © 2007, 2000 by Elsevier Inc.

Modifiée de : Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2<sup>nd</sup> ed.  
St. Louis: Saunders Elsevier; 2007.

#### Annexe 4.4 : Endurance cardiorespiratoire

Figure 21 : Entraînement en endurance sur cyclo-ergomètre du membre inférieur sain

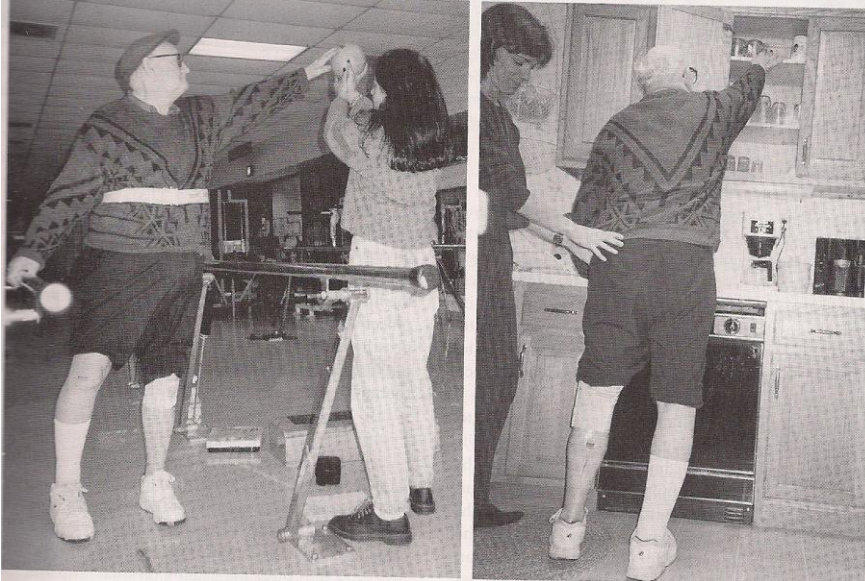


Copyright (c) 2000-2011 [Ovid Technologies, Inc.](http://www.ovidtechnologies.com)

Chin, T., S. Sawamura, et al. (2001). "Effect of endurance training program based on anaerobic threshold (AT) for lower limb amputees." Journal of Rehabilitation Research & Development **38**(1): 7-11.

## Annexe 4.5 : Équilibre assis et debout

Figure 22 : Mouvements d'atteinte debout (« reaching »)



Copyright © 2007, 2000 by Elsevier Inc.

Modifiée de : Lusardi MM, Nielsen CC. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2<sup>nd</sup> ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2007.

Figure 23 : Smart Step



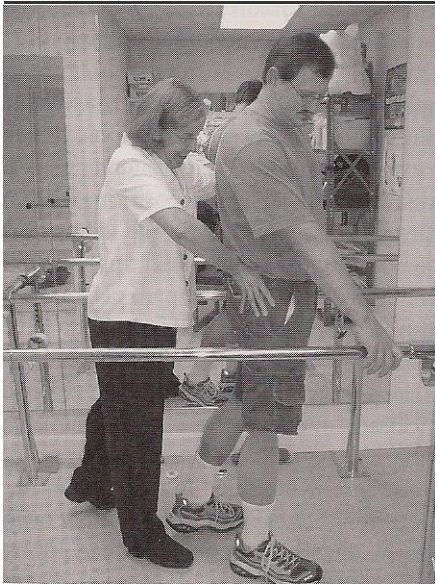
Copyright © 2010 Andante Medical Devices, Inc.

Andante Medical Devices Inc. 2010. «Testimonials». In *Smartstep*. En ligne. <<http://www.andantemedical.com/Testimonials.html>>. Consulté le 25 mai 2011



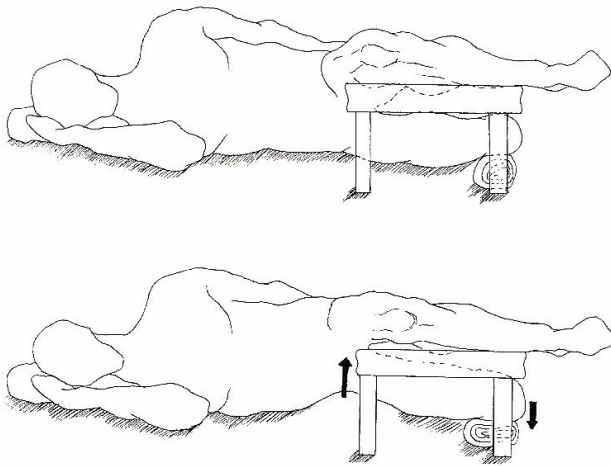
#### Annexe 4.6 : Entraînement à la marche prothétique

Figure 24 : Phase DAAR : Facilitation de l'extension de la hanche du membre amputé et de la rotation antérieure du bassin dans le plan transverse



Copyright © 2007, 2000 by Elsevier Inc.  
Modifiée de : Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2<sup>nd</sup> ed.  
St. Louis: Saunders Elsevier; 2007.

Figure 25 : Phase d'appui unilatéral : Facilitation des abducteurs de la hanche du membre amputé et augmentation de la MEC sur le membre prothétique



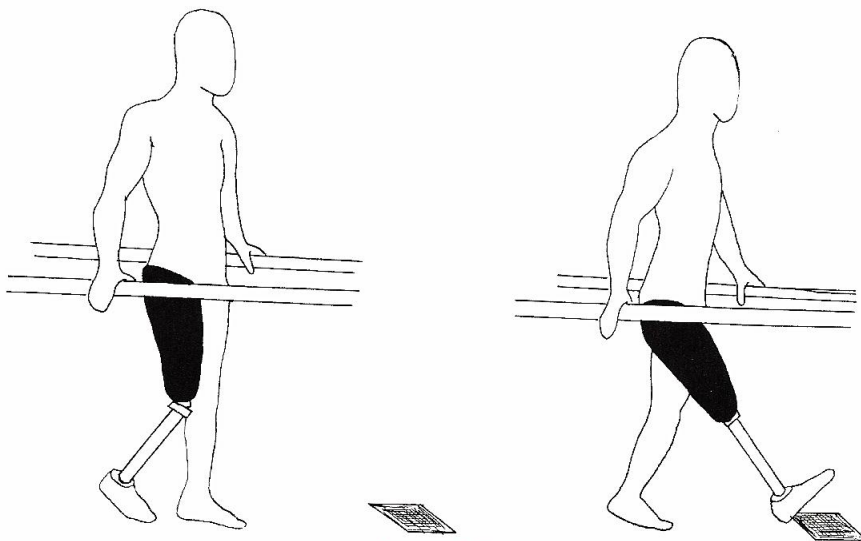
Copyright © 2007, 2000 by Elsevier Inc.  
Modifiée de : Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2<sup>nd</sup> ed.  
St. Louis: Saunders Elsevier; 2007.

Figure 26 : Phase de propulsion : Facilitation du transfert de la MEC vers le membre sain (exercice de la marche croisée vers l'avant)



Copyright © 2007, 2000 by Elsevier Inc.  
Modifiée de : Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2<sup>nd</sup> ed.  
St. Louis: Saunders Elsevier; 2007.

Figure 27 : Phase d'oscillation : Facilitation de la flexion rapide de la hanche du membre amputé ainsi que la rotation antérieure du bassin dans le plan transverse



Copyright © 2007, 2000 by Elsevier Inc.  
Modifiée de : Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2<sup>nd</sup> ed.  
St. Louis: Saunders Elsevier; 2007.

## GLOSSAIRE

### A

**Abduction de la hanche** : mouvement qui écarte du corps le membre inférieur rattaché à la hanche dans le plan frontal.

**Amputation** : action d'enlever un membre ou une partie d'un membre par une opération chirurgicale.

**Ankylose** : Disparition complète ou partielle des mouvements d'une articulation.

**Appui unipodal** : La mise en charge se trouve répartie totalement sur le membre inférieur en appui, l'autre n'ayant pas de contact avec le sol

**Asymétrie** : sans symétrie. L'un n'est pas le miroir de l'autre. Il y a un manque d'harmonie entre les hémicorps droit et gauche lors de la marche.

### B

**Balancement initial** : Débute la phase de balancement, compte pour environ 15-20% du cycle de marche. Avancée de la cuisse, déroulement du pied et décollement des orteils

**Balancement terminal** : Termine la phase de balancement, compte pour environ 15-20% du cycle de marche. Le genou est étendu, la jambe se prépare à prendre la MEC au contact initial de la phase d'appui.

### C

**Cadence** : Rythme d'exécution d'une tâche d'une tâche, d'une fonction. Plus spécifiquement, la cadence des pas est évaluée dans la marche.

**Calcification** : Apport et fixation de sels de calcium dans les tissus organiques.

**Centre de masse** : Point central de la force interne exprimant le poids du corps.

**Cinématique** : Étude des mouvements, nécessitant l'enregistrement de données temporelles et spatiales, l'angulation des articulation et leur accélération au travers le temps. (données spatio-temporelles)

**Cinétique** : Concerne principalement les forces et les moments entre le pied et le sol. Peut également interpréter les vecteurs associés à la position des forces de réaction du sol relatifs à chaque articulation.

**Claudication intermittente** : Action de boiter, altération pathologique de la marche en raison d'une douleur importante au niveau des membres inférieurs d'origine vasculaire. Cette douleur peut également se présenter au repos et se classifie selon le niveau d'effort auquel apparaissent les symptômes.



**Compensation** : Mécanisme par lequel un organe ou l'organisme tout entier pallie l'altération d'une fonction physiologique.

**Contact initial** : Moment où le talon touche le sol suite à l'oscillation accompagné d'une absorption des forces d'impact du sol par le pad graisseux du talon. Début de la phase d'appui

**Contusion** : Meurtrissure sans déchirure de la peau, ni fracture des os.

**Cycle de marche** : Chaque cycle est séparé en deux grande phases, soit l'oscillation et la phase d'appui, qui sont chacune séparées par des sous-phases.

## D

**Dépense énergétique** : Quantité d'énergie requise pour accomplir une tâche d'une certaine durée.

**Douleur Chimique** : Douleur caractérisée par des phénomènes inflammatoires. Elle est influencée par la consommation de médication anti-inflammatoire et son intensité n'est pas liée au niveau d'activité du sujet. Elle n'est pas soulagée par le repos.

**Douleur Mécanique** : Douleur caractérisée par des gestes, mouvements ou répétition de mouvements précis et reproductibles. Elle est diminuée, voire presque absente dans certains cas lorsque la zone douloureuse est en position de repos.

**Douleur** : Sensation pénible, désagréable ressentie dans une partie du corps. Expérience sensorielle et émotionnelle désagréable résultant d'une lésion tissulaire réelle ou potentielle ou décrite en de tels termes.

## E

**Électromyographie (EMG)** : Technique permettant d'enregistrer l'activité électrique lors du mouvement. L'enregistrement peut s'effectuer à partir d'un fil fin, d'aiguilles ou d'électrodes de surface.

**Étalon** : une mesure «vraie ou réelle» du concept. Object ou instrument qui matérialise une unité de mesure et sert de référence.

## F

**Fidélité** : C'est la reproductibilité lorsqu'on parle de fidélité test-retest, intra ou inter-évaluateurs. La fidélité est respectivement une mesure de la variation des résultats de l'individu lors de la répétition du test, d'un même évaluateur et entre deux ou plusieurs évaluateurs. La consistance interne est le second aspect de la fidélité et indique que les différents items qui composent l'outil évaluent le même élément. On peut également employer le terme d'homogénéité.

**Fin de la phase d'appui** : Moment où les orteils quittent le sol.

**Fonction cardio-respiratoire** : Qui concerne le cœur et le système cardio-respiratoire.

**Fonction cardiovasculaire** : Qui concerne le cœur et les vaisseaux.

**Force musculaire** : Degré de puissance d'un groupe musculaire ou d'un muscle.

## G

**Goniomètre** : Instrument servant à mesurer des angles.

## H

**Hyperplasie Verruqueuse** : affection pernicieuse qui, en raison d'un diagnostic initial anodin (en général «hyperkératose»), est souvent méconnue. Elle se caractérise par une propension à la prolifération vers les régions adjacentes.

**Hypoxémie** : Diminution du taux d'oxygène dans le sang.

**Hypoxie** : Anoxie, diminution ou suppression de l'oxygène dans les tissus.

## I

**Imagerie par résonance magnétique (IRM)** : L'imagerie médicale permet l'examen interne du corps humain et l'obtention d'une image pour le diagnostic médical. L'imagerie par résonance magnétique permet cette vision par l'utilisation de champs magnétiques.

**Inflammation** : Réaction consécutive à une agression traumatique, chimique ou microbienne de l'organisme, et qui se manifeste par divers signes ou symptômes (chaleurs, rougeur, douleur, tuméfaction, etc.)

**Isocinétiq**ue : Se dit d'une contraction musculaire telle que la vitesse du muscle ne change pas alors que la force développée par le muscle, de même que sa longueur, se modulent en fonction de la variation d'angulation.

**Isométrique** : Se dit d'une contraction musculaire telle que la longueur du muscle ne change pas alors que la force développée par le muscle augmente.

## M

**Mise en charge (MEC)** : Le poids du corps est transféré vers l'avant ou sur un ou les deux membres inférieurs.

**Mi-appui** : Le corps est supporté par une jambe.

**Mi-Balancement** : La cuisse continue à avancer et le genou, après avoir atteint un maximum de flexion, s'allonge en maintenant le pied sans contact avec le sol.

**Moignon** : Ce qui reste d'un membre coupé ou amputé, membre rudimentaire.

## O

**Objectivité** : Qualité de ce qui est conforme à la réalité, de ce qui décrit avec exactitude.

**Œdème** : Accumulation anormale de liquide séreux dans les espaces intercellulaires du tissu conjonctif.

**Ostéomyélite** : Inflammation des os et de la moëlle osseuse en raison d'une infection.

## **P**

**Phase d'appui** : comprend le contact initial, la mise en charge, la phase de mi-appui, l'appui terminal, la fin de phase d'appui et la phase de transition.

**Phase de balancement ou d'oscillation** : comprend la phase de balancement initiale, le mi-balancement et le balancement terminal.

**Phase de transition** : Changement rapide du poids d'un MI vers l'autre.

**Prothèse** : Pièce ou appareil ayant pour objet le remplacement partiel ou total d'un membre.

## **R**

**Restrictions articulaires** : Limitation, réduction de la quantité d'amplitude articulaire.

## **S**

**Sensibilité** : Aptitude à réagir ou ressentir des stimuli internes et externes.

**Subjectivité** : Qui relève du sujet défini comme être pensant. Se dit de ce qui est individuel et susceptible de varier en fonction de la personnalité de chacun.

## **T**

**Tissus mous** : inclut les structures contractiles et non-contractiles et exclut les organes et les os. Les tissus mous, tels que les muscles, les vaisseaux, les tissus adipeux et les ligaments, ont pour fonction de supporter les structures et les organes du corps.

## **U**

**Ultrasonographie (US)** : Technique d'imagerie médicale utilisant la réflexion (écho) d'un faisceau d'ultrason par les organes. (Échographie)

## **V**

**Validité** : La validité est souvent décrite par la question «Est-ce que l'instrument évalue ce qu'il prétend mesurer?». On en dénombre quatre types, soit celle de contenu, de construit, de critère ou apparente (face validity).

**Validité apparente** : jugement à savoir si l'outil semble pertinent pour mesurer ce qu'il prétend mesurer.

**Validité de construit** : la validité de construit c'est lorsque la corrélation est faite avec d'autres construits évaluant théoriquement le même concept. Comme il ne s'agit plus alors d'un gold standard, la validité diminue en termes de qualité

**Validité concomitante** : définit la comparaison simultanée avec une mesure étalon

**Validité de contenu** : La validité de contenu est présente lorsque l'outil couvre de façon représentative et pertinente les domaines du concept évalué.

**Validité de convergence** : démontre la présence d'une association avec une autre mesure du même concept. Quoi qu'il en soit, une validité de convergence trop élevée n'est pas idéale non plus, puisque alors il ne servirait à rien de posséder un second outil évaluant le même concept, à moins que l'objectif soit de diminuer des coûts.

**Validité de critère** : Les plus fréquemment rencontrés sont la validité concomitante (concurrent validity), de convergence ou de divergence, discriminative, évaluative et prédictive. (*gold standard*).

**Validité discriminative** : indique que l'outil est apte à faire la distinction entre des groupes ou des individus. Elle sert également à confirmer qu'il n'y a pas de corrélation avec ce que l'outil ne devrait pas évaluer. D'ailleurs, certains auteurs évoquent le fait qu'elle peut référer à la validité de divergence.

**Validité de divergence** : s'assure que l'outil n'évalue pas un concept différent que celui qu'il prétend mesurer.

Validité prédictive : illustre la comparaison avec une mesure étalon obtenue plus tard dans le temps.

**Validité évaluative** : permet de suivre l'évolution de l'individu à travers le temps.

**Vitesse de marche** : rapport entre la distance parcourue et le temps pour la parcourir. Se mesure généralement en mètre par seconde (m/sec)