

MINISTERE DE LA SANTE
REGION LORRAINE
INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE
DE NANCY

**REEDUCATION A LA MARCHE D'UNE PATIENTE
AMPUTÉE FÉMORALE : UTILISATION DU
LABORATOIRE D'ANALYSE DU MOUVEMENT**

Rapport de travail écrit personnel
présenté par Alya M'RAD
étudiante en 3^{ème} année de kinésithérapie
en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat
de Masseur-Kinésithérapeute
2003-2004

SOMMAIRE

RESUME	Page
1. INTRODUCTION	1
1. 1. Histoire de la maladie	1
1. 2. Traitement chirurgical.....	2
1. 3. Présentation du laboratoire d'analyse du mouvement.....	3
2. BILAN DE DEPART AU 29/09/03.....	4
2. 1. Bilan kinésithérapique.....	4
2. 1. 1. Anamnèse.....	4
2. 1. 2. Bilan cutané et trophique.....	4
2. 1. 3. Bilan de la sensibilité et de la douleur.....	5
2. 1. 4. Bilan articulaire.....	6
2. 1. 5. Bilan musculaire.....	6
2. 1. 6. Bilan de la prothèse.....	7
2. 1. 7. Bilan fonctionnel.....	8
2. 1. 8. Bilan de la marche.....	8
2. 1. 8. 1. Les caractéristiques de la marche d'un amputé fémoral.....	8
2. 1. 8. 2. Les caractéristiques de la marche de Mme W.....	9
2. 1. 9. Bilan psychologique.....	10
2. 2. Bilan au laboratoire d'analyse du mouvement.....	10
2. 2. 1. La longueur des demi-pas.....	11
2. 2. 2. La répartition des phases du cycle.....	11

2. 2. 3. La dissociation des ceintures.....	12
2. 3. Diagnostic kinésithérapique.....	13
2. 3. 1. Déficiences.....	13
2. 3. 2. Incapacités.....	13
2. 3. 3. Handicaps.....	13
2. 4. Objectifs de traitement.....	14
2. 4. 1. Objectifs à court terme.....	14
2. 4. 2. Objectifs à moyen et long termes.....	14
3. TECHNIQUES MASSO-KINESITHERAPIQUES.....	14
3. 1. Traitement du moignon.....	14
3. 2. Renforcement musculaire.....	15
3. 3. Rééducation de la marche.....	16
3. 3. 1. Exercice de transfert du poids du corps.....	16
3. 3. 2. Travail de dissociation des ceintures.....	16
3. 3. 3. Correction de la longueur des pas.....	17
3. 3. 4. Marche en terrain accidenté.....	17
4. BILAN DE FIN DE STAGE.....	18
4. 1. Bilan kinésithérapique au 20/10/03.....	18
4. 1. 1. Bilan cutané et trophique.....	18
4. 1. 2. Bilan de la sensibilité et de la douleur.....	18
4. 1. 3. Bilan musculaire.....	19
4. 1. 4. Bilan de la prothèse.....	19
4. 1. 5. Bilan de la marche.....	20

4. 2. Bilan au laboratoire du mouvement.....	20
4. 2. 1. La longueur des demi-pas.....	21
4. 2. 2. La répartition des phases du cycle.....	21
4. 2. 3. La dissociation des ceintures.....	22
5. DISCUSSION.....	22
6. CONCLUSION.....	24

RESUME

Mme W., âgée de 23 ans, a subi le 25/08/2003 une amputation fémorale droite de type Gritti. Le 29/09/2003, elle est prise en charge au centre de Réadaptation et de Préorientation de Gondreville pour la réalisation de sa prothèse et la rééducation à la marche.

D'après l'évaluation initiale, Mme W. présente une insuffisance globale de la force des muscles de la cuisse droite et une perturbation du schéma de marche.

Nous décidons donc de mettre en place une rééducation à la marche tout en nous intéressant aux apports du laboratoire d'analyse de la marche.

L'évaluation finale nous montre une amélioration de la marche et nous donne des éléments en faveur de l'utilisation du laboratoire.

Mots clés : amputation fémorale, rééducation à la marche, laboratoire d'analyse du mouvement.

1. INTRODUCTION :

De nombreuses méthodes sont disponibles pour observer ou enregistrer de manière quantitative la marche humaine. Les progrès de l'informatique autorisent actuellement le traitement de nombreuses informations à partir d'images vidéo en 2 dimensions pour en tirer des données en 3 dimensions : c'est l'analyse optocinétique.

Au cours de ce travail écrit, nous nous intéresserons à l'apport du laboratoire d'analyse du mouvement dans le cadre de la rééducation à la marche d'une patiente amputée fémorale.

1. 1. Histoire de la maladie :

En mai 2000, un sarcome d'Ewing (tumeur infantile : ostéome ostéoïde) a été découvert chez Mme W., 20 ans, à la partie supérieure du tibia.

Le traitement a consisté en une chimiothérapie (pendant 7 mois), puis une chimiothérapie intensive avec autogreffe de moelle, puis une radiothérapie (pendant 1 mois).

La patiente a également bénéficié :

- d'une autogreffe d'un lambeau vascularisé de fibula pour remplacer l'os excisé,
- d'une greffe de peau (greffon pris sur la cuisse droite),
- de la mise en place de 2 broches (ostéosynthèse).

En 2001, suite à une fracture de l'os et des broches, la patiente a bénéficié d'une nouvelle greffe osseuse (greffon pris au niveau de la crête iliaque droite) et du remplacement des deux broches.

En 2002, suite à une infection par staphylocoques, le matériel a été remplacé par un Ilizarov (à la partie supérieure) et un fixateur externe (à la partie inférieure).

Suite à une ostéite, la patiente a subi l'exérèse des plateaux tibiaux et le matériel a été remplacé par un clou avec ciment antibiotique.

Le 25/08/03, la patiente a subi une amputation de type Gritti.

1. 2. Traitement chirurgical (4 , 13) :

L'amputation de Gritti-Stokes est une ostéotomie transcondylienne avec solidarisation de la rotule à l'extrémité distale du fémur (fig. 1).

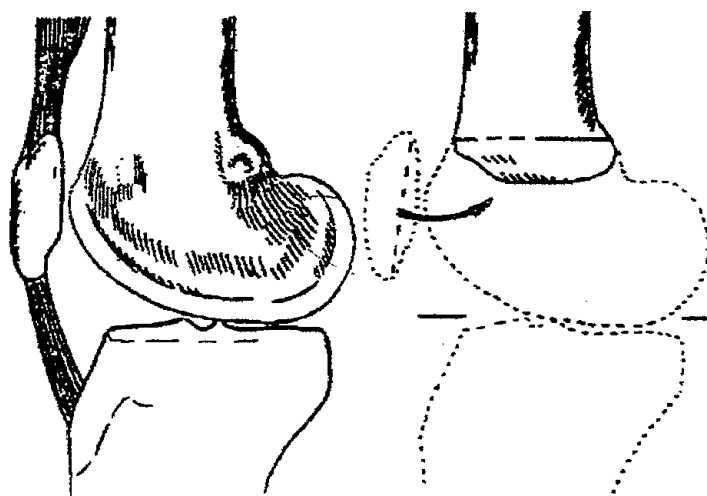


Figure 1 : Ostéotomie selon la technique Gritti Stokes (4).

Le compte-rendu opératoire de Mme W. est en ANNEXE I.

Les avantages de cette amputation par rapport à la désarticulation vraie de genou sont la forme conique du moignon (ce qui facilite son introduction dans l'emboîture) et un moignon

avec un bras de levier suffisant mais pas trop long (ce qui permet d'éviter un déséquilibre entre les segments crural et jambier lors de l'appareillage).

L'inconvénient principal est que l'appui terminal dans la prothèse est moins confortable suite à l'ostéotomie.

1. 3. Présentation du laboratoire d'analyse du mouvement (ANNEXE II) :

L'équipement comporte :

- un système d'analyse de mouvements en 3 dimensions VICON,
- trois plates-formes de forces à multiples degrés de liberté AMTI,
- un dispositif d'enregistrement électromyographique,
- une chaîne d'enregistrement vidéo.

Les paramètres mesurés dans notre cas sont :

- les paramètres cinématiques : les mouvements mis en jeu lors de la marche sont analysés à l'aide d'un modèle simplifiant la représentation du pelvis et des membres,
- les paramètres cinétiques,
- les paramètres de marche : ils sont calculés à partir de plusieurs cycles de marche.

2. BILAN DE DEPART AU 29/09/03 :

2. 1. Bilan kinésithérapique (11) :

2. 1. 1. Anamnèse :

Mme W., 23 ans, a subi le 25/08/03 une amputation fémorale droite de type Gritti.

Sans profession, elle a un BEP/CAP vendeuse et envisage une formation en esthétique.

Elle n'a pas de permis de conduire.

Elle est actuellement en instance de divorce et a une fille de 4 ans (gardée par sa belle-mère).

Elle habite chez ses parents, dans une maison à un étage (avec un escalier à colimaçon).

Ses antécédents médico-chirurgicaux sont de multiples fractures de la rotule et du tibia droits.

Elle suit actuellement un régime amaigrissant (poids de départ : 74 kg, pour une taille de 1,67 m).

Ses loisirs antérieurs étaient la natation, le tennis, la danse et l'aïkido (pied d'appel : droit).

Ses attentes sont de remarcher sans canne et de reprendre la natation.

2. 1. 2. Bilan cutané et trophique :

Le moignon mesure 44 cm de long (du grand trochanter au point le plus distal du moignon).

Le galbe musculaire du moignon diffère de celui de la cuisse gauche : les périmètres sont moins importants à droite (ANNEXE III).

Le moignon ne présente pas de signe d'œdème.

La cicatrice mesure 31 cm de long, elle a une forme globale de U incurvé (fig. 2).

Elle présente des invaginations à sa partie postéro-interne et le palper rouler met en évidence 2 zones indurées et adhérentes correspondant à l'évasement des condyles fémoraux.

Elle ne présente pas de signe inflammatoire.

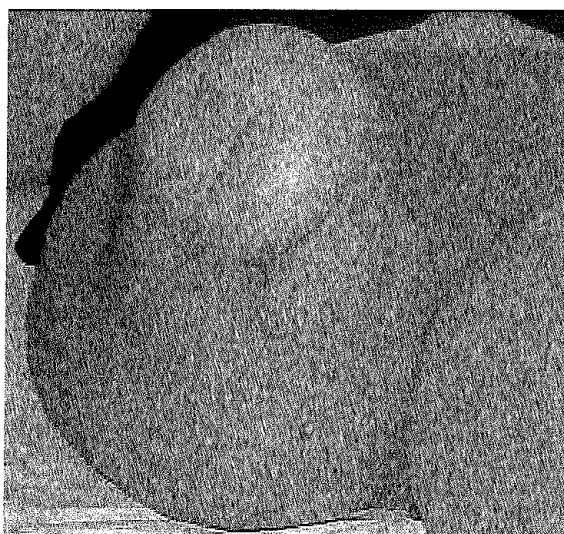


Figure 2 : Cicatrice du moignon.

Nous observons également une cicatrice de 10 cm de long sur 4 cm de large sur le 1/3 inférieur de la face antéro-externe de la cuisse droite, correspondant à la prise de greffe.

Après le port de la prothèse pendant deux heures, nous ne constatons aucune rougeur cutanée.

2. 1. 3. Bilan de la sensibilité et de la douleur :

Le moignon présente une sensibilité normale.

Mme W. ne se plaint d'aucune douleur spontanée, nous remarquons cependant que les deux zones indurées de la cicatrice sont légèrement douloureuses à la pression.

Les sensations de membre fantôme se limitent à des fourmillements au niveau du pied.

2. 1. 4. Bilan articulaire :

Les positions de référence utilisées sont celles de De Brunner, avec comme matériel un goniomètre de type Houdre.

Les amplitudes de hanche sont normales (ANNEXE IV).

2. 1. 5. Bilan musculaire :

Nous avons évalué la force des principaux muscles du membre inférieur à l'aide d'un pèse-personne (ou d'un dynamomètre dans le cas des adducteurs). L'installation de la patiente et du thérapeute ainsi que les résultats sont détaillés en ANNEXE V.

La difficulté principale rencontrée est la différence de poids des deux membres inférieurs. En effet, du fait de l'amputation, le membre inférieur droit pèse environ 4,5 kg de moins que le gauche (12). Les valeurs obtenues pour le côté droit devraient donc être diminuées avant de pouvoir comparer les deux membres inférieurs, mais nous pouvons quand même constater un déficit de force global et surtout du moyen fessier.

2. 1. 6. Bilan de la prothèse (3 , 4 , 6 , 14) :

La prothèse provisoire a été réalisée avant l'entrée de la patiente au centre.

Il s'agit d'une prothèse endosquelettique qui pèse 4 kg (fig. 3).

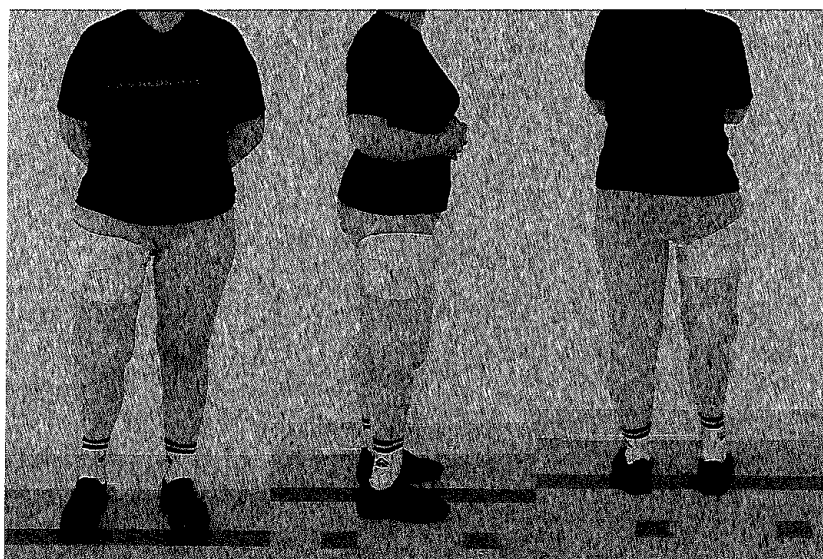


Figure 3 : Visualisation de la patiente en appui bipodal avec sa prothèse.

L'emboîture est réalisée en résine. Elle est de type Gritti : courte, à appui terminal, avec un rétrécissement au dessus des condyles pour l'accrochage, ce qui permet de libérer complètement la fesse.

Un manchon Easyliner (en silicone) permet d'amortir l'appui terminal.

Le genou est polycentrique (4 axes), à bielles longues, ce qui permet un raccourcissement du membre inférieur d'environ 1 cm lors de la flexion du genou et facilite le passage du pas.

Le pied est de type Sure-Flex® : pied dynamique endosquelettique comprenant une lame carbone qui accumule l'énergie au cours de la phase d'appui pour la restituer à l'élan.

Le recouvrement esthétique est constitué de mousse recouverte d'un bas jersey couleur chair.

2. 1. 7. Bilan fonctionnel :

Mme W. ne rencontre pas de difficulté particulière lors de ses activités quotidiennes : elle prend sa douche assise, chausse et déchausse sa prothèse seule.

Elle connaît les consignes de surveillance cutanée du moignon et d'entretien du manchon.

2. 1. 8. Bilan de la marche (2, 7) :

2. 1. 8. 1. Les caractéristiques de la marche d'un amputé fémoral (15) :

Nous décomposons le cycle de marche en 4 phases :

- Attaque du talon au sol (de 0 à 15 %) : l'extension du genou prothétique est assurée par le grand fessier seul et permet le verrouillage du genou.
- Pied à plat au sol (de 15 à 40 %) : l'appui dans l'emboîture est maximal. Cette phase nécessite un bon équilibre entre les abducteurs et les adducteurs pour permettre une stabilisation du moignon et éviter d'augmenter les pressions en externe ou interne. L'extension de hanche est maintenue.
- Décollement du talon puis des orteils (de 40 à 60 %) : l'extension de hanche est maintenue. Pour permettre le décollement des orteils en fin de phase, la hanche est fléchie essentiellement par l'iliopsoas.
- Phase oscillante (de 60 à 100 %) : l'iliopsoas accentue la flexion de hanche, ce qui permet l'extension du genou et compense l'absence de flexion dorsale de cheville.

2. 1. 8. 2. Les caractéristiques de la marche de Mme W. :

Le premier essai de marche a eu lieu le 30/09/03. Nous devons signaler qu'en dehors des appréhensions habituelles rencontrées à cette occasion, la patiente n'avait plus marché depuis plus d'un an.

Mme W. a effectué plusieurs aller-retours entre les barres parallèles, puis en terrain plat avec 2 cannes anglaises. Nous avons constaté à cette occasion d'importantes difficultés de contrôle du genou prothétique et une perturbation globale du schéma de marche. Le bilan n'a pas été plus détaillé lors de cet essai suite à un mauvais ajustement du moignon dans l'emboîture et à une longueur excessive de la prothèse. Les réglages se sont multipliés les jours suivants et ont donné lieu à plusieurs essais de marche.

Le bilan est réalisé finalement le 06/10/03, soit 6 jours après appareillage, avec une canne simple utilisée à gauche. Nous avons constaté :

- un pas antérieur droit (prothétique) trop long,
- un appui soulagé du côté droit,
- une absence de pas postérieur du côté droit et peu de dissociation des ceintures (absence de balancement du bras gauche et épaule gauche figée),
- les épaules sont surélevées (surtout la gauche) et enroulées en avant,
- le contrôle du genou prothétique est bon mais la patiente a tendance à regarder ses pieds pour s'assurer du verrouillage avant de prendre appui à droite.

Le périmètre de marche est d'environ 500 m sans pause.

Un test de six minutes nous donne un résultat de 327 m (ANNEXE VI).

Nous avons également effectué une montée et descente d'escaliers munis de 2 rampes : la patiente s'aide de la rampe et d'une canne simple mais y arrive facilement marche par

marche, en montant d'abord la jambe gauche et en descendant d'abord la jambe droite.

La seule difficulté rencontrée est d'éviter d'accrocher le bout du pied prothétique sur la contremarche lors de la montée.

La marche en terrain accidenté (pentes, gravier, sable) est aussi possible avec quelques déséquilibres suite à l'accrochage du pied droit sur les aspérités du terrain mais nécessite la présence de quelqu'un à proximité.

Mme W. a fait une chute lors de ces essais : elle est tombée sur les 2 genoux et a eu le réflexe d'amortir sa chute par les membres supérieurs. Pour se relever, elle est passée par la position de chevalier servant et ne semble pas effrayée par sa chute.

2. 1. 9. Bilan psychologique :

Mme W. est très motivée. Après avoir surmonté ses appréhensions liées à la reprise de la marche, elle est impatiente de faire des progrès et accepte de porter sa prothèse chez elle lors des week-ends.

2. 2. Bilan au laboratoire d'analyse du mouvement (5, 8, 10, 16) :

Ce bilan est réalisé le 07/10/03. L'ensemble des résultats est en ANNEXE VII mais nous nous intéresserons à 3 aspects particuliers de la marche avec une canne simple :

2. 2. 1. La longueur des demi-pas :

C'est la distance séparant les 2 talons lors du double appui. Par convention, le demi-pas droit correspond au pas antérieur droit.

D'après nos résultats, les demi-pas sont réguliers mais le droit est trop grand (62 cm à droite pour 56 cm à gauche), donc il y a inégalité des pas dans l'espace.

2. 2. 2. La répartition des phases du cycle :

Les différentes phases du cycle de marche normal sont rappelées sur la figure 4.

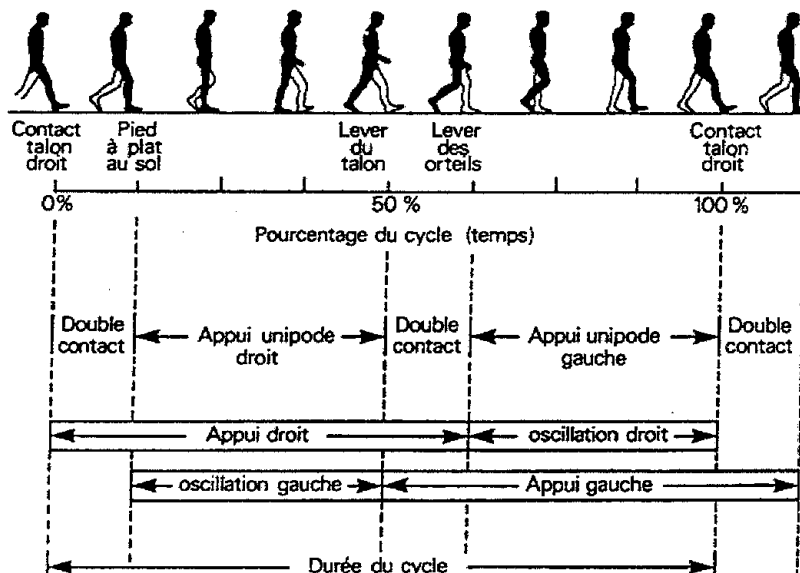


Figure 4 : Les divisions du cycle de marche (2).

Les résultats obtenus sont représentés dans le tableau I.

Tableau I : Répartition des phases du cycle de marche de Mme W.

	Côté droit		Côté gauche	
	Durée (ms)	Pourcentage	Durée (ms)	Pourcentage
Appui bipodal antérieur de réception	240	15,79	220	14,29
Appui unipodal	440	28,95	620	40,26
Appui bipodal postérieur d'élan	220	14,47	260	16,88
Oscillation	620	40,79	440	28,57
Cycle	1520	100	1540	100

Nous pouvons en conclure que si la durée du cycle est quasiment la même des deux côtés, la répartition est différente (inégalité dans le temps) : il y a un net raccourcissement de l'appui unipodal et un allongement de l'oscillation droits.

2. 2. 3. La dissociation des ceintures :

Nous avons noté l'angle entre les 2 ceintures dans le plan horizontal : il est de 4,8° seulement lors du pas antérieur droit alors qu'il atteint 13,8° lors du pas antérieur gauche.

Nous nous sommes donc intéressés à chaque ceinture pour expliquer cette différence :

- La ceinture scapulaire : l'épaule droite passe bien en avant de la gauche lors du pas antérieur gauche, mais l'épaule gauche reste en arrière quelle que soit la phase du cycle.
- La ceinture pelvienne : l'épine iliaque antéro-supérieure (EIAS) gauche passe bien en avant de la droite lors du pas antérieur gauche (83,7 mm au maximum) mais l'EIAS droite reste toujours en arrière par rapport à la gauche (14,9 mm au minimum) lors du pas antérieur droit.

Nous pouvons en conclure que le problème de dissociation lors du pas antérieur droit se retrouve au niveau des deux ceintures.

2. 3. Diagnostic kinésithérapique (1, 19) :

2. 3. 1. Déficiences :

- Déficience du squelette : amputation sus-condylienne du fémur droit.
- Déficience musculaire : insuffisance globale de la force des muscles de la cuisse droite et particulièrement du moyen fessier.
- Déficience esthétique : amputation, prise de greffe au niveau de la cuisse.

2. 3. 2. Incapacités :

- Incapacités de la locomotion : marche avec une canne, marche en terrain accidenté limitée.
- Incapacités des soins corporels : nécessité d'utiliser un siège pour se doucher.

2. 3. 3. Handicaps :

- Handicap de mobilité.
- Handicap d'occupation : nécessité de confier sa fille pendant la durée de la rééducation.

2. 4. Objectifs de traitement :

2. 4. 1. Objectifs à court terme :

- Entretenir la trophicité du moignon.
- Améliorer la marche.
- Renforcer les muscles affaiblis.

2. 4. 2. Objectifs à moyen et long termes :

- Réaliser un réentraînement à l'effort sur manivelle ergométrique.
- Permettre un retour définitif à domicile.
- Suivre une formation professionnelle.
- Reprendre le sport.

3. TECHNIQUES MASSO-KINESITHERAPIQUES (11, 17, 18) :

3. 1. Traitement du moignon :

Nous traitons l'ensemble du moignon par le massage et la mobilisation en insistant sur sa partie distale et sur la cicatrice.

Nous commençons par un effleurage qui permet de prendre contact avec la patiente et de préparer la peau, puis nous réalisons des frictions (le contre-appui est assuré par la paume de

la main et la manœuvre par le majeur et l'index) sur les zones indurées de façon à obtenir un réchauffement local. Nous pouvons alors effectuer un palper rouler (mobilisation d'un pli de peau avec la pulpe des doigts) sur l'ensemble de la cicatrice afin de la mobiliser.

L'entretien de la mobilité globale du moignon est assurée par une mobilisation de son extrémité en exerçant un couple de forces (mains à plat sur la peau pour la tracter) vers l'avant, l'arrière puis vers les côtés. Nous pouvons combiner cet exercice avec un entretien du quadriceps et des ischio-jambiers en demandant à la patiente d'aider la mobilisation en contractant les muscles correspondants.

3. 2. Renforcement musculaire :

La priorité ayant été donnée à la marche, nous n'avons pas réalisé de renforcement analytique de façon suivie, mais uniquement lorsque la marche n'était pas possible (suite à des problèmes d'adaptation de la prothèse). Dans ces cas-là, les exercices consistent en un travail actif résisté du moyen fessier et du grand fessier.

Pour le moyen fessier, la patiente est installée en latérocubitus gauche, le membre inférieur gauche étant fléchi pour assurer une bonne stabilité et le moignon placé sur un gros coussin rigide, nous plaçons un poids de 10 kg au dessus du genou droit . Mme W. doit décoller le moignon du coussin et maintenir la position d'abduction pendant 6 secondes avant de le reposer pendant 6 secondes. Elle réalise 4 séries de 10 mouvements.

Pour le grand fessier, la patiente est installée en procubitus, nous plaçons un poids de 10 kg sur le moignon. Mme W. doit décoller la cuisse de la table et maintenir l'extension pendant 6 secondes avant de la reposer pendant 6 secondes. Elle réalise 4 séries de 10 mouvements.

3. 3. Rééducation de la marche :

3. 3. 1. Exercice de transfert du poids du corps :

Debout, chaque pied placé sur un pèse-personne, Mme W. doit commencer par équilibrer l'appui sur les 2 membres inférieurs en regardant les poids indiqués, puis sans regarder. Le but de cet exercice est de lui faire prendre conscience de la différence d'appui sur son membre sain et sur sa prothèse.

3. 3. 2. Travail de dissociation des ceintures :

Le premier exercice est une correction du pas pelvien : pendant que Mme W. marche avec une canne simple, nous nous plaçons derrière elle de façon à placer une main sur chaque crête iliaque, et nous accentuons le mouvement du bassin (par un couple de forces) à chaque pas . Le but de cet exercice est de faire prendre conscience à la patiente du mouvement correct. Progressivement, nous diminuons la force appliquée pour laisser la patiente contrôler le mouvement jusqu'à la laisser marcher seule.

Le deuxième exercice est statique : Mme W. est debout face à nous, nous plaçons une main contre une de ses épaules et l'autre contre l'hémi bassin controlatéral.

Mme W. doit pousser contre les 2 mains, ce qui simule un début de dissociation des ceintures. Nous changeons de côté de façon à alterner les 2 mouvements.

Le troisième exercice consiste en une application en dynamique du précédent : Mme W. marche en essayant de conserver cette dissociation, nous exerçons un simple rappel

du mouvement au niveau des épaules. Pour faciliter cet exercice, nous plaçons un miroir au bout du couloir pour permettre à la patiente de contrôler visuellement le mouvement.

3. 3. 3. Correction de la longueur des pas :

La première étape de cette correction s'est faite par l'équilibration des appuis et le travail des pas pelviens.

Mme W. ayant tendance à observer ses pieds pour contrôler la longueur des pas, nous plaçons un miroir en bout de couloir pour lui permettre ce contrôle tout en gardant le regard horizontal. En plus, nous nous plaçons derrière la patiente avec une main sur chaque héli-bassin de façon à pouvoir freiner le pas antérieur droit qui est souvent trop grand suite à l'élan donné à la prothèse pour tendre le genou. Dans un deuxième temps, nous éliminons le miroir, puis enfin le rappel manuel pour laisser Mme W. marcher seule en lui signalant simplement quand elle allonge trop le pas droit.

3. 3. 4. Marche en terrain accidenté :

Nous disposons d'une piste de marche en extérieur comprenant 3 séries de pentes (montée et descente) d'inclinaison croissante, une piste de gravier de 10 m et une piste pavée aux reliefs inégaux de 10 m. Mme W. effectue ce parcours quotidiennement avec une canne simple, nous l'accompagnons de façon à pouvoir éviter une chute en cas de mauvais contrôle du genou prothétique. La patiente a besoin d'un appui supplémentaire sur la dernière série de pentes mais ne rencontre pas de difficulté particulière sur le reste du parcours.

Nous associons également ce parcours à des montées et descentes d'escaliers et à des parcours en terrain plat de façon à augmenter l'endurance et donc le périmètre de marche de Mme W.

4. BILAN DE FIN DE STAGE :

4. 1. Bilan kinésithérapique au 20/10/03 :

Nous ne développerons que les éléments modifiés.

4. 1. 1. Bilan cutané et trophique :

Nous avons repris les mesures centimétriques du moignon (ANNEXE III). Nous notons une diminution de la circonférence d'environ 2 cm sur les parties basse et moyenne du moignon.

Au niveau cutané, l'ajout de nombreuses cales à l'intérieur de l'emboîture pour pallier à la diminution de volume du moignon a provoqué des rougeurs en latéral, mais de façon très transitoire (elles ont disparu dès rectification de l'emboîture).

La cicatrice est moins indurée au niveau des condyles.

4. 1. 2. Bilan de la sensibilité et de la douleur :

Les 2 zones correspondant à l'évasement des condyles ne sont plus douloureuses à la pression. Par contre, Mme W. a eu des problèmes d'adaptation de la prothèse : un bourrelet

se formait à la face interne de la cuisse (en dehors de l'emboîture), ce qui a occasionné des douleurs et une gêne importante à la marche .

Mme W. se plaint également d'une douleur d'origine musculaire à la face postérieure du moignon.

4. 1. 3. Bilan musculaire :

L'ensemble des résultats est présenté en ANNEXE IV.

Nous constatons une légère augmentation de force musculaire au niveau du moignon.

4. 1. 4. Bilan de la prothèse :

Nous avons rencontré de nombreux problèmes d'adaptation de l'emboîture au moignon qui ont conduit dans un premier temps à l'ajout de plusieurs cales, et dans un deuxième temps à la réalisation d'une nouvelle emboîture (du même type que la précédente) le 16/10/03.

Cette nouvelle emboîture a permis de pallier aux problèmes de volume mais a eu pour conséquence de « créer » un bourrelet à la face interne de la cuisse, ce qui est à la fois inesthétique et douloureux. Les prothésistes pensent ajouter un volet à l'emboîture actuelle pour permettre de rentrer les chairs à l'intérieur.

4. 1. 5. Bilan de la marche :

Ce bilan est réalisé avec une canne simple. Nous avons constaté que :

- la longueur des pas est égale,
- l'appui semble égal des 2 côtés,
- le pas postérieur droit est réalisé mais la dissociation des ceintures n'est pas encore automatisée,
- les épaules sont un peu plus relâchées mais l'épaule gauche est toujours figée,
- le contrôle du genou prothétique est acquis et l'appui à droite ne nécessite plus de contrôle visuel.

Le périmètre de marche a augmenté (environ 1 km) et Mme W. marche avec beaucoup plus d'assurance.

Un test de six minutes nous donne un résultat de 410 m (ANNEXE VI).

Les « accrochages » du pied prothétique sont beaucoup plus rares et les déséquilibres qu'ils occasionnent sont facilement rattrapés par la patiente.

4. 2. Bilan au laboratoire d'analyse du mouvement :

Ce bilan est réalisé le 21/10/03, la patiente marchant avec une canne simple.

L'ensemble des résultats est en ANNEXE VIII, mais nous nous intéresserons à trois aspects particuliers de la marche.

4. 2. 1. La longueur des demi-pas :

D'après nos résultats, les demi-pas sont réguliers et quasiment symétriques (62,7 cm à droite, 61,4 cm à gauche).

4. 2. 2. La répartition des phases du cycle :

Les résultats obtenus sont représentés dans le tableau II.

	Côté droit		Côté gauche	
	Durée (ms)	Pourcentage	Durée (ms)	Pourcentage
Appui bipodal antérieur de réception	220	16, 18	180	13, 24
Appui unipodal	420	30, 88	540	39, 71
Appui bipodal postérieur d'élan	180	13, 24	220	16, 18
Oscillation	540	39, 71	420	30, 88
Cycle	1360	100	1360	100

Tableau II : Répartition des phases du cycle de marche de Mme W.

Nous pouvons en conclure que, même s'il persiste un déséquilibre dans la répartition des phases à droite, il y a une légère amélioration du temps d'appui sur la prothèse.

4. 2. 3. La dissociation des ceintures :

Nous avons noté l'angle entre les deux ceintures dans le plan horizontal : il est de $8,3^\circ$ (au maximum) lors du pas antérieur droit et de $10,2^\circ$ (au maximum) lors du pas antérieur gauche.

Nous avons observé plus précisément chaque ceinture :

- La ceinture scapulaire : l'épaule gauche reste toujours en arrière quelle que soit la phase.
- La ceinture pelvienne : l'EIAS gauche passe en avant de la droite (71,7 mm au maximum) lors du pas antérieur gauche et l'EIAS droite passe en avant de la gauche (2,5 mm au maximum) lors du pas antérieur droit.

Nous pouvons en conclure qu'il y a eu une bonne amélioration du pas pelvien droit (même s'il reste insuffisant) mais que le mouvement de la ceinture scapulaire est toujours déséquilibré.

5. DISCUSSION (9, 20) :

Au terme des trois semaines de prise en charge, le bilan de la marche de Mme W. est positif : elle marche avec une canne simple, ses pas sont de longueur et de durée comparables, elle a amélioré son pas pelvien droit et l'appui sur sa prothèse, et son endurance est meilleure. La persistance d'un déficit de dissociation des ceintures et de l'appui unipodal droit peuvent s'expliquer par une perturbation du schéma corporel autant en statique qu'en dynamique, la patiente n'ayant pas marché depuis plus d'un an lors de son appareillage. De plus, les difficultés d'adaptation de l'emboîture ont occasionné des douleurs qui ont empêché

momentanément une reprise d'appui, et par conséquent de marche, correctes. La correction de ces défauts, une fois les difficultés d'appareillage résolues, nécessiterait un travail plus approfondi de la proprioception et sur une durée plus longue.

En ce qui concerne le moignon, il est en cours de stabilisation et la prothèse définitive n'est donc pas encore envisagée.

Le renforcement musculaire n'était pas prioritaire lors de notre prise en charge et nous avons donc noté une faible amélioration de la force musculaire. Si le déficit de force se maintenait, une reprise intensive de la marche occasionnerait une boiterie. Il faudrait donc envisager un renforcement analytique des muscles en cause (notamment du moyen fessier).

Nous avons essayé de montrer l'intérêt de l'utilisation du laboratoire d'analyse de la marche dans la rééducation de Mme W.

Pour ce qui est du bilan de la marche, l'apport du laboratoire a été clair :

- en confirmant l'inégalité de la longueur des pas dans un premier temps et leur égalité dans un deuxième temps,
- en précisant la perturbation des différentes phases du cycle de marche droit,
- en précisant à quels niveaux se situaient les perturbations de dissociation des ceintures,
- en fournissant des données chiffrées précises pour évaluer la progression de Mme W.

Pour ce qui est de la rééducation, l'apport du laboratoire a été moins important du fait de l'intervalle très court entre les deux bilans (deux semaines), mais il a tout de même permis de préciser les points spécifiques à travailler.

Nous devons également signaler que la précision des données fournies par le laboratoire se heurte aux nombreux facteurs susceptibles de faire varier la marche d'un amputé, mais ces

variations se retrouvent aussi lors d'une observation visuelle et font partie des difficultés de prise en charge d'un amputé après appareillage.

6. CONCLUSION :

Ce travail écrit n'avait pas pour but de démontrer l'intérêt du laboratoire d'analyse du mouvement dans une étude statistique, mais de proposer cet instrument comme un complément du bilan et du traitement kinésithérapiques de Mme W. Nous avons obtenu des résultats qui confirment l'intérêt du laboratoire, du moins en ce qui concerne le bilan. Pour ce qui est de son intérêt dans le traitement, il aurait été intéressant de réaliser des bilans à intervalles réguliers et sur une plus longue période afin de vérifier l'efficacité des techniques utilisées lors de cette rééducation et de pouvoir les modifier si nécessaire.

Il serait également intéressant pour un autre mémoire d'étudier un point que nous n'avons pas développé : Mme W., comme beaucoup d'amputés fémoraux, a un temps de latence entre l'extension de son genou prothétique et l'attaque du talon, ce qui n'est décelable qu'en laboratoire et conduit à une perte de vitesse.

En ce qui concerne l'accessibilité du laboratoire d'analyse du mouvement de Gondreville, il n'est pour l'instant possible d'obtenir une analyse de la marche que pour les patients des centres de rééducation, mais il est question d'établir une tarification qui permettrait aux kinésithérapeutes libéraux d'utiliser cet outil pour leurs patients.

Depuis la fin de notre prise en charge, les prothésistes ont effectué différentes modifications d'emboîture, notamment l'ajout d'un volet, et Mme W. bénéficie maintenant d'une prothèse bien adaptée autant fonctionnellement qu'esthétiquement.

BIBLIOGRAPHIE

1. **ANTOINE J.-M., CZERNICHOW P., HOUSSET B., VARET B.** - Handicap, incapacité, dépendance. - Paris : Masson, 2002. - 128 p. - Collection : Abrégés modules transversaux.
2. **ASENCIO G., BLANC Y., CASILLAS J. M., ESNAULT M., LAASSEL E. M., MESURE S., PELISSIER J., PENNECOT G. F., PLAS F., TARDIEU C., VIEL E.** - La marche humaine, la course et le saut : Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements . - Paris : Masson, 2000. - 267 p.
3. **ATLANI L., BEN AHMED H., BERTERA BLANCHARD C., DELARQUE A., TOURET B., BENEZET P., BARDOT A.** - Classification des différents types de pieds prothétiques. - CODINE P., BRUN V., ANDRE J. M. - Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. - Paris : Masson, 1996. - p. 253 - 260. - Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.
4. **BACCIALONE V., PIERREJEAN C. H., SENGLER J.** - L'appareillage des désarticulations de genou. - CODINE P., BRUN V., ANDRE J. M. - Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. - Paris : Masson, 1996. - p. 194 - 206. - Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.
5. **BOISSON D., GAUDIN A.** - Le système 3D d'analyse du mouvement VICON-VX. - PELISSIER J., BRUN V. - La marche humaine et sa pathologie : explorations et rééducation. - Paris : Masson, 1994. - p. 94 - 99. - Collection de pathologie locomotrice ; 27.
6. **BRUNEL P., HEULS-BERNIN B.** - Classification des genoux prothétiques : Intérêt en pratique courante. - CODINE P., BRUN V., ANDRE J. M. - Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. - Paris : Masson, 1996. - p. 211 - 221. - Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.
7. **D'ANGELI-CHEVASSUT M., GAVIRIA M.** - La marche humaine : description et repères sémantiques. - PELISSIER J., BRUN V. - La marche humaine et sa pathologie : explorations et rééducation. - Paris : Masson, 1994. - p. 9 - 20. - Collection de pathologie locomotrice ; 27.
8. **DUJARDIN F.** - Dynamique pelvienne durant la marche habituelle. - PELISSIER J., BRUN V. - La marche humaine et sa pathologie : explorations et rééducation. - Paris : Masson, 1994. - p. 99 - 103. - Collection de pathologie locomotrice ; 27.
9. **DUJARDIN F.** - Etude de la marche au laboratoire : implications et perspectives cliniques. - DUPARC J. - Conférences d'enseignement 1997. - Paris : Expansion Scientifique Publications, 1997. - p. 281 - 298. - Cahiers d'enseignement de la SOFCOT ; 62.
10. **ENJALBERT M., LUIGI A., MICALLEFF J.-P., PERUCHON E., MAITRE M., KOTZKI N., RABISCHONG P., PELISSIER J.** - Cinématique et cinétique de la marche chez l'amputé des membres inférieurs. - PELISSIER J., BRUN V. - La marche humaine et sa

pathologie : explorations et rééducation. - Paris : Masson, 1994. - p. 267 - 273. - Collection de pathologie locomotrice ; 27.

11. **GENOT C., NEIGER H., LEROY A., PIERRON G., DUFOUR M., PENINO G.** - Kinésithérapie membre inférieur : bilans, techniques passives et actives. - Paris : Flammarion Médecine Sciences, 1983. - 461 p.

12. **GENOT C., NEIGER H., LEROY A., PIERRON G., DUFOUR M., PENINO G.** - Kinésithérapie principes : bilans, techniques passives et actives de l'appareil locomoteur. - Paris : Flammarion Médecine Sciences, 1983. - 148 p.

13. **LACROIX B., AVEQUE B., FOUQUET B., EYSSETTE M.** - Les différents genoux prothétiques : indications, résultats sur la qualité de la marche et la dépense énergétique. - **CODINE P., BRUN V., ANDRE J. M.** - Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. - Paris : Masson, 1996. - p. 222 - 230. - Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.

14. **MENAGER D.** Amputations du membre inférieur et appareillage. Encycl Méd Chir, Appareil locomoteur, 15- 896-A-10, 2002, 15p.

15. **PAQUIN J.-M., ANDRE J.-M., MARTINET N., ORHAN B.** - Les anomalies de la marche des amputés fémoraux et tibiaux. - **CODINE P., BRUN V., ANDRE J.-M.** - Amputation du membre inférieur : Appareillage et rééducation. - Paris : Masson, 1996. - p. 350 - 359. - Collection de pathologie locomotrice et de médecine orthopédique ; 32.

16. **PELISSIER J., BOISSON D.** - Les paramètres de la marche humaine : Techniques actuelles d'exploration. - **PELISSIER J., BRUN V.** - La marche humaine et sa pathologie : explorations et rééducation. - Paris : Masson, 1994. - p. 41 - 55. - Collection de pathologie locomotrice ; 27.

17. **RAUPP J.-C., GRUMLER B., LARDRY J.-M.** - La rééducation et l'appareillage des amputés. - Paris : Masson, 1991. - 112 p. - Dossiers de kinésithérapie.

18. **SERGENT S., GEORGET C.** - Rééducation de deux amputés fémoraux. - Kinésithérapie, les cahiers, 202, 8 - 9, p. 59 - 64.

19. **VIEL E.** - Le diagnostic kinésithérapique : conception, réalisation et transcription en pratique libérale et hospitalière. - 2ème éd - Paris : Masson, 1999. - 127 p. - Le point en rééducation.

20. **ZILVOLD G., KLEISSEN R.** - Perspectives pour l'analyse de la marche : le point de vue du clinicien. - **PELISSIER J., BRUN V.** - La marche humaine et sa pathologie : explorations et rééducation. - Paris : Masson, 1994. - p. 118 - 121. - Collection de pathologie locomotrice ; 27.

ANNEXES

ANNEXE I

COMPTE RENDU OPERATOIRE

Chirurgie Infantile Orthopédique
Hôpital d'Enfants – C. H. U. de Nancy

SPM

DATE : 25/08/2003

N° : 1901

NOM :

Née le : 08/03/1980

Intervention :

KC : **KCC** : 60 **AreK** : 25 **Z** :

Opérateurs :

Anesthésistes :

Instrumentistes/panseuses :

Matériel implanté :

Entrée : 08:20

Incision : 09:35

Sortie : 11:25

Amputation supracondylienne du fémur droit. Dans un contexte de sarcome d'Ewing de tibia proximal traité par reconstruction. L'évolution défavorable avec une probable ostéomyélite chronique et sur la demande insistante de la patiente, après plusieurs avis autorisés, l'indication d'amputation est retenue.

INTERVENTION

Sous AG, garrot bande d'Esmach, valve antérieure reprenant la cicatrice dans sa partie proximale, et la valve postérieure passe en regard de la tubérosité tibiale. Section du fascia, section ligature de la veine grande saphène, section du tendon rotulien, ouverture de l'articulation et du retinaculum. Il existe un état très inflammatoire de l'articulation et on commence par scier dans le plan frontal la patella de façon à assurer une synevectomie totale du cul-de-sac sous quadricipital. Section à la limite de l'évasement des condyles fémoraux, ceci compte tenu de l'aspect de la scintigraphie osseuse qui montrait une hyperfixation importante et de l'impossibilité d'abaisser la rotule plus bas pour une amputation de Gritti. Section du fémur à ce niveau et émondage de sa corticale antérieure de façon à pouvoir positionner la patella en dessous bien au contact. Poursuite de l'amputation par section ligature de l'artère et de la veine fémorales, puis du nerf sciatique qui est tiré pour être recouqué le plus haut possible. Les muscles biceps, sartorius, gracile et demi-tendineux ont également été sectionnés.

La fermeture se fait après lavage, des points transosseux pour accrocher la patella au fémur, réfection musculaire en matelassant cette région avec les muscles de la patte d'oie rabattus vers le biceps, un redon, sous peau points séparés cutanés au fil à peau non résorbable.

ANNEXE II

PRESENTATION DU LABORATOIRE DE LA POSTURE ET DU MOUVEMENT

I. PRESENTATION DE L'EQUIPEMENT

L'équipement comporte le système d'analyse de mouvements en 3 dimensions VICON, trois plates-formes de forces à multiples degrés de liberté AMTI, un dispositif d'enregistrement électromyographique et une chaîne d'enregistrement vidéo.

A – Le matériel VICON

Le système d'analyse du mouvement en 3 dimensions VICON (développé par la société *Oxford Metrics* – Angleterre et distribué en France par la société *Biometrics*) repose sur l'utilisation de marqueurs réfléchissants et de caméras vidéo avec éclairage infrarouge (système opto-électronique). Les marqueurs sphériques légers sont placés sur la peau à différents endroits conventionnels et réfléchissent dans les mêmes directions les rayons infrarouges émis par les 7 caméras placées autour de la pièce d'enregistrement. L'équipement comprend une unité ETHERBOX dont la fonction est la détection, la génération et le stockage en temps réel des coordonnées 2D provenant des caméras vidéo à une fréquence de 50 Hz. La phase de reconstruction permet de calculer la position tridimensionnelle des différents marqueurs dans un couloir d'environ 6 mètres de long, de 2,5 m de large et de 2 m de haut. Le logiciel VICON 370 permet ensuite de visualiser et d'identifier les marqueurs de façon automatique selon un modèle préalablement défini. Il offre des outils d'analyse en 3D : position absolue ou relative des marqueurs, position de segments définis par 2 marqueurs, angle entre 2 segments définis par 3 ou 4 marqueurs.

L'unité ETHERBOX associée au logiciel VICON 370 permet aussi d'acquérir et de visualiser de façon synchrone des données analogiques issues des plates-formes de forces et des enregistrements électromyographiques.

B – Les plates-formes de forces AMTI

Les plates-formes AMTI permettent de mesurer simultanément en temps réel les trois composantes de force le long des axes XYZ (coordonnées cartésiennes) et les trois composantes de moment (force de torsion) autour des axes XYZ. La force de réaction du sol est la force opposée à la force d'appui au sol. La plate-forme AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc.) est constituée d'un châssis de base sur lequel sont fixés aux quatre coins des capteurs (jauges de contrainte). L'appui du pied se fait sur une plaque métallique rigide posée sur les capteurs. Les jauges forment 6 ponts de WHEATSTONE, 3 des tensions de sortie sont proportionnelles à la force et 3 sont proportionnelles aux moments. Ces signaux analogiques sont amplifiés puis numérisés.

Le laboratoire est équipé d'une grande plate-forme (121,9 cm, l 61 cm) placée parallèlement à deux petites plates-formes (L 50,8 cm, l 46,4 cm) ; cette disposition permet assez facilement d'enregistrer une marche où les pieds posent chacun sur une plate-forme.

C – Dispositif électromyographique

Le dispositif est constitué d'un boîtier qui peut recevoir et amplifier 12 signaux analogiques provenant d'électrodes bipolaires amplificatrices (préamplificateur de type B&L) posées sur la peau couvrant les muscles superficiels à analyser (électromyographie de surface). Le boîtier, posé sur la face dorsale d'un gilet, émet en continu un signal multiplexé par un câble optique très léger relié à une station traitant le signal. L'activité de chaque voie d'électromyographie (EMG) est visualisable en temps réel puis est numérisée par la station ETHERBOX. La bande passante du signal analogique est large (20 à 1000 Hz), la fréquence de numérisation est modulable. L'électromyographie de surface permet de déterminer les périodes d'activité musculaire, rapportées au cycle de marche, mais non d'évaluer l'intensité de l'activité. L'activité EMG peut être visualisée en affichant soit le signal brut soit la courbe enveloppe (obtenue par la moyenne pas à pas d'une période de valeur efficace du signal).

D – Enregistrement vidéographique

Un enregistrement vidéo de la marche est réalisé à l'aide d'un caméscope à sortie analogique continue connecté à une interface permettant de numériser les images. Un affichage multifenêtre permet ensuite de visualiser de façon synchrone la vidéo, l'animation de la reconstruction tridimensionnelle des marqueurs et les différents signaux analogiques numérisés.

II. PARAMETRES MESURES

A - Paramètres cinématiques

Ils caractérisent les mouvements mis en jeu lors de la marche dans les trois plans de l'espace, sans se préoccuper des forces à l'origine de ces mouvements. Concernant la marche, les mouvements angulaires du pelvis, des hanches, genoux, chevilles et pieds sont à analyser. L'objectif est d'estimer les mouvements angulaires des articulations à partir de marqueurs placés à la surface de la peau. Pour ce faire, un modèle est utilisé par le logiciel VICON Clinical Manager (VCM) simplifiant la représentation du pelvis ainsi que des membres limités chacun à trois segments (cuisse, jambe, pied) et trois centres articulaires (hanche, genou, cheville).

1. Centres articulaires et segments définis dans le modèle VCM

Dans ce modèle, les articulations sont réduites à des points de rotation simplifiant l'étude des mouvements angulaires dans les trois plans de l'espace. Le calcul de la position des centres articulaires repose sur un positionnement conventionnel de 15 marqueurs sur la peau (figure 1) et sur certaines mesures anthropomorphiques (taille, longueur des membres

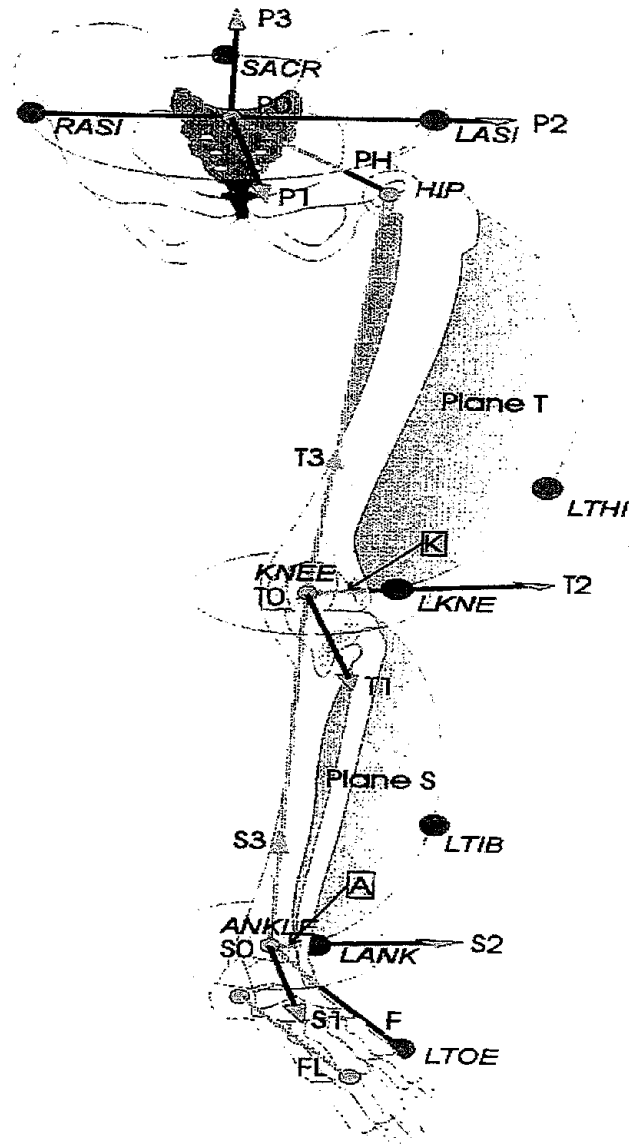


Figure 24 : Modèle cinématique du VCM, illustré pour le pelvis et le membre inférieur gauche. Quatre segments (pelvis, cuisse, jambe et pied) sont articulés autour de 3 centres articulaires : hanche (*HIP*), genou (*KNEE*) et cheville (*ANKLE*). Le pelvis, la cuisse et la jambe sont orientés selon 3 axes orthogonaux dont l'origine est respectivement *PO*, *TO* et *SO*. Le pied est défini par un seul vecteur dont l'origine est le centre articulaire de la cheville. Les ronds noirs représentent les marqueurs posés sur la peau.

inférieurs, largeur des genoux et chevilles) . Les centres articulaires et les segments du modèle ne sont que partiellement définis ci-après et sont illustrés dans la figure 1.

- Le centre articulaire de la hanche est calculé à partir de la taille du pelvis et de la longueur du membre inférieur (Davis R., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J. A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science, 1990, 10, 575-587) .

- Les centres du genou et de la cheville sont calculés à partir de marqueurs (*KNE, ANK*) et de la largeur de l'articulation correspondante.

- Le pelvis est modélisé à partir de 3 marqueurs : 1 sur chaque épine iliaque antérosupérieure (*LASI, RASI*), 1 au niveau des épines iliaques postérosupérieures (*SACR*).

- La cuisse est modélisée à partir des centres articulaires de la hanche et du genou et d'un marqueur placé sur la cuisse (*THI*). Ce dernier détermine l'orientation de l'axe de flexion du genou. Cet axe peut être précisé avec une plus grande fiabilité en utilisant un outil annexe (Knee Alignment Device ou KAD) lors de la position statique du sujet.

- La jambe est modélisée à partir des centres articulaires du genou et de la cheville et d'un marqueur placé sur la jambe (*TIB*) orientant l'axe de flexion de la cheville. Ce dernier peut être aussi déterminé en utilisant le KAD et en précisant l'angle entre les axes de flexion du genou et de la cheville (torsion tibiale) .

- Le pied est défini par un seul vecteur, joignant le centre articulaire de la cheville à un marqueur placé en regard du tiers proximal du 2ème métatarsien (*TOE*). L'alignement relatif de ce vecteur par rapport à l'axe longitudinal du pied est calculé lors d'un enregistrement en position statique à partir d'un marqueur placé derrière le talon. Ce modèle de pied, réduit à un seul vecteur, ne considère pas les différentes articulations du pied et donc ne distingue pas les malformations complexes possibles correspondantes. De plus on ne peut pas mesurer la rotation de ce vecteur, correspondant aux mouvements d'abduction-adduction de la cheville.

2. Variables cinématiques

Les variables cinématiques sont rapportées au cycle de marche. Au cours d'une marche, les différents cycles de marche droits et gauches peuvent être déterminés à l'aide de contacteurs posés à la surface plantaire ou à l'aide de plateaux de force. Dans cette 2ème méthode que nous avons utilisée sont détectés l'attaque du talon et le décollement d'orteil d'un pied posé sur une plate-forme. Ces événements sont ensuite détectés automatiquement dans les autres cycles par la méthode d'auto corrélation, à partir d'une variable très cyclique telle que la hauteur de la cheville par rapport au sol.

Les variables cinématiques sont exprimées par rapport à un référentiel. Le référentiel absolu du laboratoire est utilisé pour les mouvements du pelvis et l'alignement du pied par rapport à l'axe de progression de la marche. Les mouvements angulaires au niveau des hanche, genou et cheville sont des mouvements relatifs du segment distal par rapport au segment proximal.

ANNEXE III

CENTIMETRIES DU MOIGNON ET DU MEMBRE SAIN

Les centimétries sont prises en décubitus.

Les niveaux indiqués sont mesurés à partir de l'extrémité inférieure du moignon pour le côté droit et du milieu de la patella pour le côté gauche.

Tableau I : Centimétries du moignon et du membre sain.

Niveaux	Bilan de départ (06/09/03)		Bilan de fin (20/10/03)	
	Cuisse droite	Cuisse gauche	Cuisse droite	Cuisse gauche
5 cm	39 cm	46 cm	39.5 cm	46 cm
10 cm	46.5 cm	50 cm	43.5 cm	50 cm
15 cm	50 cm	54 cm	48 cm	54 cm
20 cm	54.5 cm	60.5 cm	54 cm	60.5 cm
25 cm	59 cm	66 cm	58 cm	66 cm
30 cm	65 cm	68 cm	63.5 cm	68 cm
35 cm	66 cm	67.5 cm	65.5 cm	67.5 cm

ANNEXE IV

BILAN ARTICULAIRE

Tableau I : Résultats du bilan articulaire.

	Hanche droite	Hanche gauche
F/E en actif	120/0/0	110/0/5
F/E en passif	*140/0/5	*130/0/10
ABD/ADD en actif	40/0/20	40/0/20
ABD/ADD en passif	45/0/20	45/0/20
RM/RL en actif		30/0/20
RM/RL en passif		30/0/20

* La flexion est limitée par le contact de la cuisse sur le thorax

ANNEXE V

BILANS MUSCULAIRES

Le bilan est réalisé sans la prothèse.

L'installation de la patiente :

- latérocubitus controlatéral pour l'évaluation du moyen fessier (nous n'avons pas tenu compte de la participation du carré des lombes),
- décubitus, avec utilisation d'un dynamomètre, pour l'évaluation des adducteurs,
- procubitus, avec genou fléchi du côté gauche, pour l'évaluation du grand fessier,
- assise en bord de table pour l'évaluation de l'iliopsoas.

L'installation du thérapeute : debout sur un pèse-personne.

La résistance est appliquée juste au dessus du genou et l'évaluation de la force musculaire se base sur « l'allègement » du poids indiqué sur le pèse-personne.

Tableau I : Résultats des bilans musculaires.

	Bilan de départ (29/09/03)		Bilan de fin (20/10/03)	
	Côté droit	Côté gauche	Côté droit	Côté gauche
Moyen fessier	18 kg	26 kg	19 kg	25 kg *
Grand fessier	18 kg	16 kg	19 kg	22 kg
Adducteurs	12 kg	13 kg	18 kg	18 kg
Iliopsoas	18 kg	20 kg	19 kg	17 kg *

* La limitation est due à une douleur du moignon qui a empêché un bon contre-appui.

ANNEXE VI

RESULTATS DES TESTS DE 6 MINUTES

Age : 23 ans

D 6 min Théo : 712,6 m

Sexe : F

D lim inf : 573,6 m

Taille (cm) : 166

Rapport P/T : 27,22

Poids : 75 kg

Tableau I : Résultats des tests de 6 minutes.

Temps	Distance (mètres)		Fréquence cardiaque (pulsations/minute)		Tension artérielle (cm Hg)	
	06/10/03	24/10/03	06/10/03	24/10/03	06/10/03	24/10/03
0 minute	0	0	91	105	10/6	10,5/6
1 minute	57	65	116	131		
2 minutes	114	140	125	143		
3 minutes	165	205	132	145		
4 minutes	220	270	136	146		
5 minutes	272	340	136	149		
6 minutes	327	410	137	150	11/5	14,5/8,5

ANNEXE VII

BILAN DU 07/10/03 AU LABORATOIRE D'ANALYSE DU MOUVEMENT

Bilan statique sans canne :

- L'épine iliaque antéro-supérieure (EIAS) droite est plus basse que la gauche de 7 mm.
- La rotation du bassin : l'EIAS droite est en arrière de 67 mm par rapport à la gauche.
- L'appui spontané est de 326 N à droite et 401 N à gauche.

Marche avec une canne simple :

- Le demi-pas droit est régulier et fait 62 cm.
Le demi-pas gauche est régulier et fait 56 cm.
- Les phases de la marche :

Tableau I : Répartition des phases du cycle.

	Côté droit		Côté gauche	
	Durée (ms)	Pourcentage	Durée (ms)	Pourcentage
Appui bipodal antérieur de réception	240	15, 79	220	14, 29
Appui unipodal	440	28, 95	620	40, 26
Appui bipodal postérieur d'élan	220	14, 47	260	16, 88
Oscillation	620	40, 79	440	28, 57
Cycle	1520	100	1540	100

- La dissociation des ceintures :

Lors du pas antérieur gauche :

- l'angle entre les 2 ceintures (plan horizontal) est de $13,8^\circ$,
- l'épaule droite passe en avant de la gauche,
- l'EIAS gauche passe en avant de la droite (83,7 mm maximum).

Lors du pas antérieur droit :

- l'angle entre les 2 ceintures est de $4,8^\circ$,
- l'épaule gauche reste en arrière de la droite,
- l'EIAS droite reste en arrière de la gauche (14,9 mm minimum).

- L'appui sur la canne est de 90 N.
- L'oscillation haut /bas du bassin dans le plan frontal est de 70 mm au total.
- L'ascension de l'hémi-bassin se fait du côté oscillant.
- L'oscillation droite/gauche du sacrum dans le plan frontal est de 60 mm au total.
- L'oscillation droite/gauche de la tête dans le plan frontal est de 60 mm au total.
- La vitesse moyenne de marche est de 3,038 km/h.
- Le temps perdu entre l'extension du genou et l'attaque du talon est de 80 ms à gauche et 200 ms à droite.

Marche sans canne :

- Le demi-pas droit est régulier et fait 60 cm.

Le demi-pas gauche est irrégulier et fait de 47 à 53 cm.

- La répartition des phases du cycle :

Phase d'appui : 880 ms à droite et 1060 ms à gauche.

Durée d'un cycle : 1460 ms à droite et 1500 ms à gauche.

- La dissociation des ceintures :

Lors du pas antérieur gauche :

- l'angle entre les 2 ceintures est de 14° ,
- l'épaule droite passe en avant de la gauche,
- l'EIAS gauche passe en avant de la droite.

Lors du pas antérieur droit :

- l'angle entre les 2 ceintures est de 2° ,
- l'épaule gauche reste en arrière de la droite,
- l'EIAS droite reste en arrière de la gauche.

- L'oscillation haut /bas du bassin dans le plan frontal est de 100 mm au total.

- L'ascension de l'hémi-bassin se fait du côté oscillant.

- L'oscillation droite/gauche du sacrum dans le plan frontal est de 100 mm au total.

- L'oscillation droite/gauche de la tête dans le plan frontal est de 160 mm au total.

- La vitesse moyenne de marche est de 2,934 km/h.

- Le temps perdu entre l'extension du genou et l'attaque du talon est de 40 ms à gauche et 180 ms à droite.

ANNEXE VIII

BILAN DU 21/10/03 AU LABORATOIRE D'ANALYSE DU MOUVEMENT

Bilan statique sans canne :

- L'épine iliaque antérosupérieure (EIAS) droite est plus basse que la gauche de 3 mm.
- La rotation du bassin : l'EIAS droite est en arrière de 24,4 mm par rapport à la gauche.
- L'appui spontané est de 263 N à droite et 467 N à gauche.

Marche avec une canne simple :

- Le demi-pas droit est régulier et fait 62,7 cm.
- Le demi-pas gauche est régulier et fait 61,4 cm.
- Les phases de la marche :

Tableau I : Répartition des phases du cycle.

	Côté droit		Côté gauche	
	Durée (ms)	Pourcentage	Durée (ms)	Pourcentage
Appui bipodal antérieur de réception	220	16, 18	180	13, 24
Appui unipodal	420	30, 88	540	39, 71
Appui bipodal postérieur d'élan	180	13, 24	220	16, 18
Oscillation	540	39, 71	420	30, 88
Cycle	1360	100	1360	100

- La dissociation des ceintures :

Lors du pas antérieur gauche :

- l'angle entre les 2 ceintures (plan horizontal) est de $10,2^\circ$ maximum,
- l'épaule droite passe en avant de la gauche,
- l'EIAS gauche passe en avant de la droite (71,7 mm maximum).

Lors du pas antérieur droit :

- l'angle entre les 2 ceintures est de $8,3^\circ$,
- l'épaule gauche reste en arrière de la droite,
- l'EIAS droite passe en avant de la gauche (2,5 mm maximum).

- L'appui sur la canne est de 64 N.

- L'ascension de l'hémi-bassin se fait du côté oscillant.

- L'oscillation droite/gauche du sacrum dans le plan frontal est de 100 mm au total.

- L'oscillation droite/gauche de la tête dans le plan frontal est de 130 mm au total.

- La vitesse moyenne de marche est de 3,466 km/h.

- Le temps perdu entre l'extension du genou et l'attaque du talon est de 40 ms à gauche et 160 ms à droite.

Marche sans canne :

- Le demi-pas droit est régulier et fait 60 cm.

Le demi-pas gauche est régulier et fait 60 cm.

- La répartition des phases du cycle :

Phase d'appui : 740 ms à droite et 900 ms à gauche.

Durée d'un cycle : 1260 ms à droite et 1140 ms à gauche.

- La dissociation des ceintures :

Lors du pas antérieur gauche :

- l'angle entre les 2 ceintures est de 14° ,
- l'épaule droite passe en avant de la gauche,
- l'ÉIAS gauche passe en avant de la droite (60 mm).

Lors du pas antérieur droit :

- l'angle entre les 2 ceintures est de 3° ,
 - l'épaule gauche reste en arrière de la droite,
 - l'ÉIAS droite passe en avant de la gauche (30 mm maximum).
- L'oscillation haut /bas du bassin dans le plan frontal est de 100 mm au total.
 - L'ascension de l'hémi-bassin se fait du côté oscillant.
 - L'oscillation droite/gauche du sacrum dans le plan frontal est de 100 mm au total.
 - L'oscillation droite/gauche de la tête dans le plan frontal est de 130 mm au total.
 - La vitesse moyenne de marche est de 3,520 km/h.
 - Le temps perdu entre l'extension du genou et l'attaque du talon est de 40 ms à gauche et 140 ms à droite.