

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

**RECURVATUM DU GENOU A LA MARCHE :
PROPOSITION D'APPAREILLAGE
A DISTANCE DE L'ARTICULATION**

Rapport de travail écrit personnel
présenté par **Cédric BOURGOIN**
étudiant en troisième année de kinésithérapie
en vue de l'obtention du diplôme d'état de
masseur kinésithérapeute 1994-1995.

SOMMAIRE

	page
RESUME	
1. INTRODUCTION	1
2. OBJETS DE REFLEXION ET DEDUCTION D'UNE TECHNIQUE	2
2. 1. Rappel biomécanique et analyse géométrique de la marche	2
2. 1. 1. Rappel biomécanique.....	2
2. 1. 2. Analyse géométrique	4
2. 2. Analyse biomécanique et géométrique de la marche en récurvatum.....	5
2. 2. 1. Analyse biomécanique	5
2. 2. 2. Analyse géométrique	6
2. 3. Déduction d'une technique adaptée.....	7
3. MATERIEL ET METHODE	11
3. 1. Matériel	11
3. 1. 1. Population	11
3. 1. 2. Matériel expérimental	11
3. 2. Méthodes.....	12
3. 2. 1. Comptabilisation des positions de récurvatum du genou.....	12
3. 2. 2. Mesure de la position du genou lors de l'appui unipodal.....	13
3. 2. 2. 1. Enregistrements vidéo de la marche.....	13
3. 2. 2. 2. Technique de mesure	14
4. RESULTATS.....	15
4. 1. Comptabilisation des positions de récurvatum du genou	15
4. 2. Mesure de la position du genou lors de l'appui unipodal.....	16

5. DISCUSSION.....	16
5. 1. Port de l'attelle	16
5. 2. Comptabilisation des positions de récurvatum du genou	17
5. 3. Mesure de la position du genou lors de l'appui unipodal.....	18
5. 4. Autre expérimentation	18
6. CONCLUSION	19

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

RESUME

En stage dans un Centre Hospitalier Spécialisé, pour faire face aux récurvatums de genou observés lors de la marche chez plusieurs patients, nous étions dans l'impossibilité de faire appel à des techniques d'appareillage classiques, trop lourdes et trop difficiles d'usage pour des sujets âgés ou fortement handicapés. Aussi, il nous est paru intéressant de rechercher un autre système plus léger et d'usage aisé.

Notre raisonnement, basé sur une analyse comparative de la marche physiologique et de la marche en récurvatum, a abouti à la conception d'un appareillage immobilisant l'articulation tibio-tarsienne à 5 degrés de flexion dorsale. En utilisant une attelle jambière postérieure, nous avons soumis cette technique à un patient qui présentait un récurvatum de genou majeur, et avons élaboré un protocole d'évaluation rigoureux afin d'en apprécier l'efficacité.

Nous avons jugé les résultats obtenus très satisfaisants, en observant la suppression de la déformation lors de l'appui unipodal, et la restitution d'une marche plus physiologique. De plus, l'appareillage a semblé parfaitement adapté, par sa légèreté et sa facilité d'utilisation, au cas précis du sujet auquel il était destiné.

1. INTRODUCTION

En stage dans un Centre Hospitalier Spécialisé comprenant divers secteurs psychiatriques et un service long séjour, nous constatons que plusieurs de nos patients présentent, lors de la marche, un récurvatum de genou (5) directement lié à une stabilisation active défaillante. Les sujets verrouillent donc leur genou passivement, provoquant lors de l'appui des contraintes exagérées au niveau des éléments capsulo-ligamentaires postérieurs (1). Après les multiples répétitions du mécanisme, ces derniers se laissent distendre et se dégradent, laissant tout naturellement un récurvatum s'installer et s'accroître progressivement (3).

Pour supprimer la déformation et enrayer ce phénomène, à l'exception de quelques genouillères spécifiques, les différentes techniques habituellement proposées se résument à des appareils cruro-pédieux articulés qui sont verrouillables ou à amplitude limitée par des systèmes variés (butée, ressort...), et dont l'armature, constituée de montants le plus souvent métalliques, est généralement fixée sur la chaussure par l'intermédiaire d'un tourillon ou d'un étrier (6).

Ce type d'appareillage lourd, peu confortable et difficile d'usage nous semble inadapté pour des patients dont l'âge, le degré de handicap et la faiblesse de l'état général entravent déjà de manière considérable leur autonomie. C'est pourquoi nous orientons notre réflexion sur les possibilités d'un système d'appareillage plus léger, facile à mettre en oeuvre et qui supprime le récurvatum afin de rendre la marche plus physiologique.

Après une analyse comparative de la marche physiologique et de la marche en récurvatum, à la fois biomécanique et géométrique, nous constatons que la déformation a une influence certaine sur l'angulation de l'articulation tibio-tarsienne. Nous en déduisons que le port d'un appareil maintenant celle-ci à 5 degrés de flexion dorsale serait susceptible de supprimer le récurvatum du genou à la marche.

2. OBJETS DE REFLEXION ET DEDUCTION D'UNE TECHNIQUE

2. 1. Rappel biomécanique et analyse géométrique de la marche

2. 1. 1. Rappel biomécanique

En faisant référence à l'étude de Plas, Viel et Blanc consacrée à la marche humaine (9), rappelons quelques éléments biomécaniques concernant le genou et la cheville dans un plan sagittal, et plus particulièrement de 0 à 40% du cycle de marche (fig. 1).

De 0 à 15%, les variations angulaires des articulations concernées sont extrêmement réduites. Le genou, en extension quasi complète lors de l'attaque du talon, se fléchit de quelques degrés sous le contrôle du quadriceps, avec une brève participation des ischio-jambiers. Quant à l'articulation tibio-tarsienne, au fur et à mesure que le pied se pose à plat au sol, elle est maintenue le plus souvent en position neutre par un déplacement antérieur du segment jambier.

De 15 à 40% du cycle de marche, le pied repose à plat au sol et le corps passe progressivement en avant de celui-ci. Durant cette période, le genou reste légèrement fléchi, stabilisé cette fois par les muscles quadriceps et soléaire, et c'est essentiellement l'articulation tibio-tarsienne qui permet la translation antérieure du corps par une flexion de la jambe sur le pied.

Au delà de 40%, le talon décolle du sol grâce à l'activité du triceps sural et la flexion du genou s'accroît avant la phase oscillante du membre inférieur.

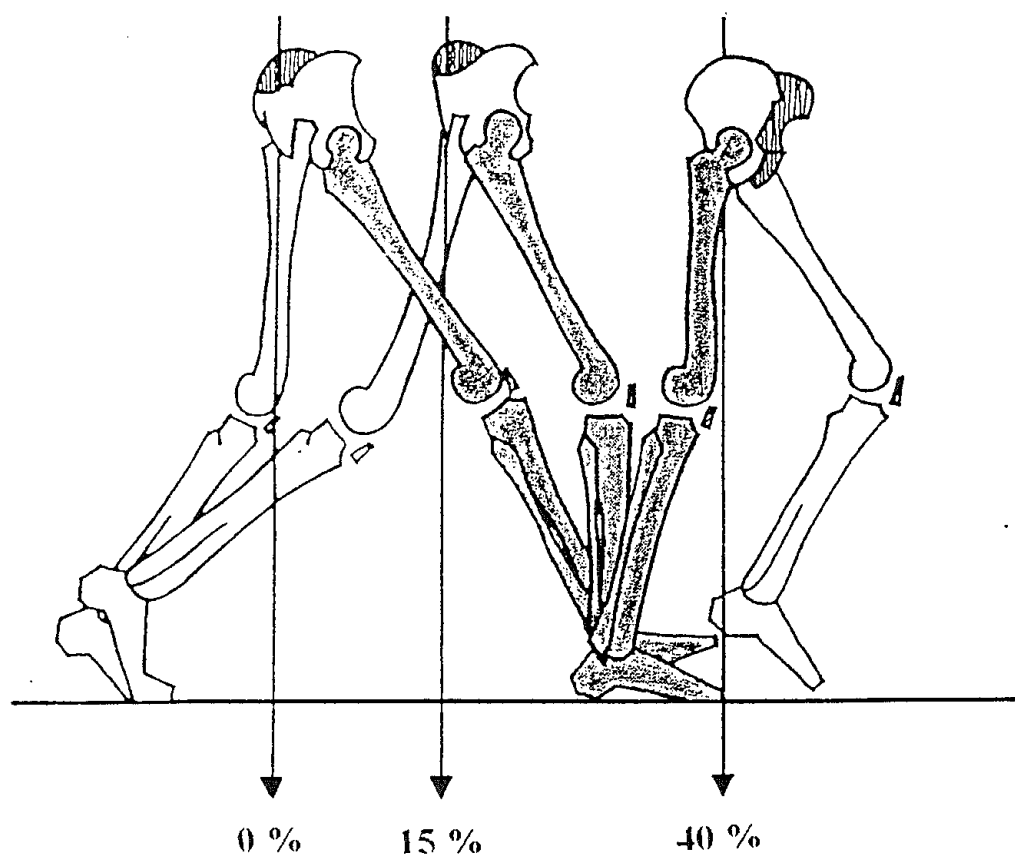


Figure 1 : Représentation schématique du cycle de marche, de 0 à 40%,
d'après Plas, Viel et Blanc

2. 1. 2. Analyse géométrique

Considérons un triangle inscrit dans un plan sagittal, ayant pour sommets les axes de flexion-extension des articulations coxo-fémorale, fémoro-tibiale et tibio-tarsienne, nommés respectivement H, G et C. Traçons ce triangle lorsque la hanche passe à l'aplomb de la cheville, alors que le pied repose à plat au sol et que le genou est fléchi comme nous l'avons vu précédemment (fig. 2).

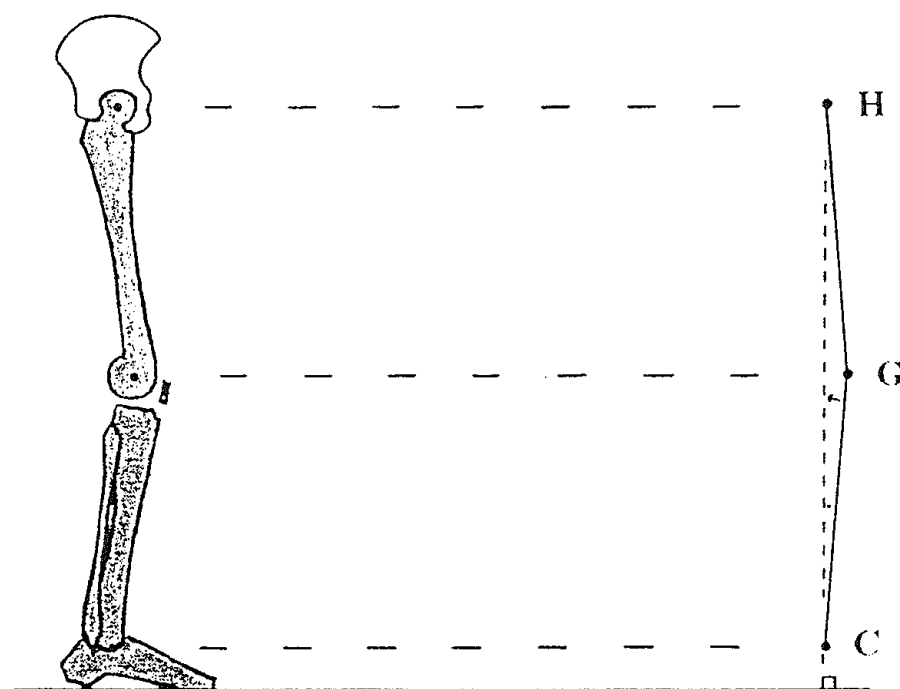


Figure 2 : Tracé du triangle HGC, lorsque la hanche passe à l'aplomb de la cheville au cours d'un cycle de marche

L'orientation de l'angle \widehat{GCH} détermine la position du point G en avant de la droite (HC). Elle traduit la flexion du genou, mais comme le pied repose au sol et que (HC) est perpendiculaire à ce dernier, elle place également l'articulation tibio-tarsienne en flexion dorsale.

Ainsi, lorsque la hanche passe à l'aplomb de la cheville, la flexion du genou et une dorsiflexion du pied sont rigoureusement indissociables dans la mesure où toutes deux sont déterminées par l'orientation de l'angle \widehat{GCH} .

2. 2. Analyse biomécanique et géométrique de la marche en récurvatum

2. 2. 1. Analyse biomécanique

Chez un sujet présentant un récurvatum de genou, nous avons observé, à partir d'enregistrements vidéo, les mouvements du genou et de la cheville dans un plan sagittal lors de l'appui unipodal.

Nous constatons qu'à l'attaque du talon, le segment jambier, dirigé vers le haut et l'arrière, demeure ainsi au fur et à mesure que le pied se pose à plat au sol, ce qui positionne l'articulation tibio-tarsienne en flexion plantaire. Dans le même temps, le genou insuffisamment stabilisé par le quadriceps et les ischio-jambiers, se place en récurvatum.

Une fois le genou verrouillé, la translation du corps en avant du pied porteur semble se réaliser en deux étapes distinctes. Dans un premier temps, le corps progresse uniquement en réalisant une extension de la cuisse sur la jambe, ce qui accentue le récurvatum, pendant que la flexion plantaire est maintenue constante. Dans un deuxième temps, quand le récurvatum est supposé à son maximum, la progression se poursuit par un mouvement de flexion de la jambe sur le pied.

Plus tard, lorsque le corps est passé nettement en avant du pied, le talon décolle du sol, le genou revient vers la rectitude avant de passer en flexion, et la phase oscillante du membre inférieur peut débuter.

2. 2. 2. Analyse géométrique

Traçons à nouveau le triangle HGC quand la hanche passe à l'aplomb de la cheville, alors que le genou est en hyperextension et que le pied repose à plat au sol comme nous l'avons vu précédemment (fig. 3).

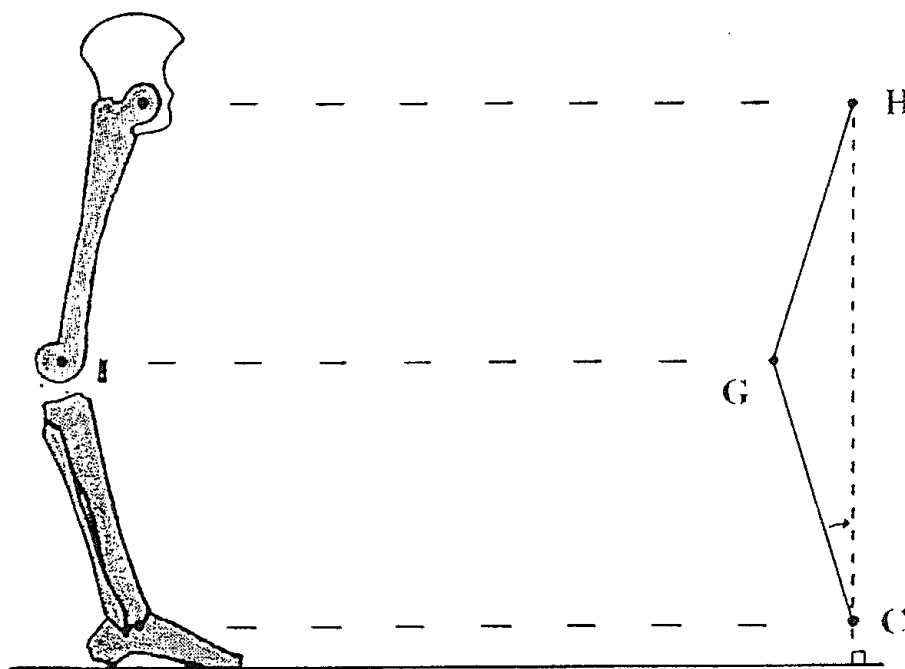


Figure 3 : Tracé du triangle HGC, lorsque la hanche passe à l'aplomb de la cheville, lors de la marche en récurvatum

La position du point G, cette fois en arrière de la droite (HC), inverse l'orientation de l'angle \widehat{GCH} . Ceci traduit le récurvatum, mais comme le pied est au sol et que (HC) est perpendiculaire à ce dernier, ceci traduit également une flexion plantaire de l'articulation tibio-tarsienne.

Ainsi, lorsque la hanche est à l'aplomb de la cheville, le récurvatum du genou place le pied en flexion plantaire, puisque ces deux positions sont déterminées géométriquement par l'orientation non physiologique de l'angle \widehat{GCH} .

Notons que, lors d'une étude consacrée aux arthrodèses des articulations tibio-tarsiennes (2), l'observation clinique de la marche des sujets arthrodésés en équin semble confirmer le mécanisme réciproque, à savoir que la flexion plantaire du pied place le genou en récurvatum lors de l'appui unipodal.

2. 3. Déduction d'une technique adaptée

Nous venons de voir, d'une part que flexion du genou et dorsiflexion du pied sont associées lors de la marche physiologique, d'autre part que récurvatum et flexion plantaire le sont pour les cas pathologiques. Nous avons de plus constaté que ceci est plus particulièrement observable lorsque l'articulation coxo-fémorale passe à l'aplomb de la tibio-tarsienne, dans la mesure où à cet instant précis, l'orientation de l'angle \widehat{GCH} détermine à la fois la position du genou par rapport à la rectitude et la position du pied par rapport à la position neutre (tibio-tarsienne à 90°).

Dans l'objectif de supprimer le récurvatum à la marche, et mieux encore en espérant replacer le genou fléchi lors de l'appui unipodal, nous allons donc tenter d'intervenir sur la mobilité de l'articulation tibio-tarsienne, par le biais d'un appareillage dont nous allons déterminer les caractéristiques.

Son premier rôle, purement mécanique, est d'interdire toute position de flexion plantaire en restituant le déplacement du segment jambier lorsque le pied se pose à plat au sol. Pour cela, il est évident que notre système d'appareillage doit faire preuve d'une extrême rigidité pour résister aux contraintes majeures que vont lui soumettre les forces liées aux déplacements du centre de gravité.

Son second rôle est de replacer le genou fléchi lorsque la hanche passe à l'aplomb de la cheville. Nous le savons maintenant, rendre à l'angle \widehat{GCH} son orientation physiologique à cet instant précis correspond à placer l'articulation tibio-tarsienne en dorsiflexion. Nous allons donc déterminer le degré de flexion dorsale nécessaire à notre système d'appareillage.

Dans le triangle HGC (fig. 2), exprimons l'angle \widehat{GCH} en fonction de l'angle \widehat{HGC} qui représente la flexion du genou, et de HG et GC qui sont des mesures constantes et mesurables sur les sujets. En utilisant la relation mathématique d'Al Kashi, nous parvenons à l'égalité suivante (ann. I) :

$$\cos^2 \widehat{GCH} = \frac{(GC - HG \cdot \cos \widehat{HGC})^2}{HG^2 + GC^2 - 2HG \cdot GC \cdot \cos \widehat{HGC}}$$

Afin de simplifier cette égalité, nous avons réalisé une étude complémentaire consistant à mesurer les longueurs des segments mécaniques de la cuisse et de la jambe sur une trentaine de sujets. Notre protocole de mesure, ainsi que le traitement statistique des données, font l'objet d'un développement annexe (ann. II). A la lecture des résultats, il semble qu'il existe un rapport de 0,988 entre HG et GC. Nous pouvons donc considérer approximativement HG égal à GC. En utilisant cette relation, nous parvenons à une nouvelle égalité (ann. III) :

$$\cos^2 \widehat{GCH} = \frac{1 - \cos \widehat{HGC}}{2}$$

Nous savons que le bassin passe à l'aplomb du pied porteur à environ 30% du cycle de marche (9). Ainsi, après observation de la courbe représentant les variations angulaires du genou au cours du cycle de marche, nous décidons de restituer une flexion de 10 degrés ($\widehat{HGC}=170^\circ$) lorsque la hanche passe précisément à l'aplomb de la cheville (fig. 4). Cela correspond, d'après la dernière relation mathématique établie, au port d'un appareillage à 5 degrés de dorsiflexion. Notons par ailleurs, qu'en observant la courbe représentant la variation angulaire de la cheville lors du cycle de marche (fig. 5), nous retrouvons approximativement ces 5 degrés de flexion dorsale à 30%.

Précisons pour en finir avec la présentation de notre démarche, que d'autres auteurs ont déjà tenté, avec une attelle à 5 degrés de dorsiflexion, de supprimer le récurvatum du genou provoqué par une spasticité du triceps sural (7). Sans réellement expliquer le raisonnement qui aboutit à la conception de l'appareil, ils ont montré par un protocole bien différent de celui que nous allons

proposé, que cette technique présente des résultats honorables sur la marche de nombreux sujets.

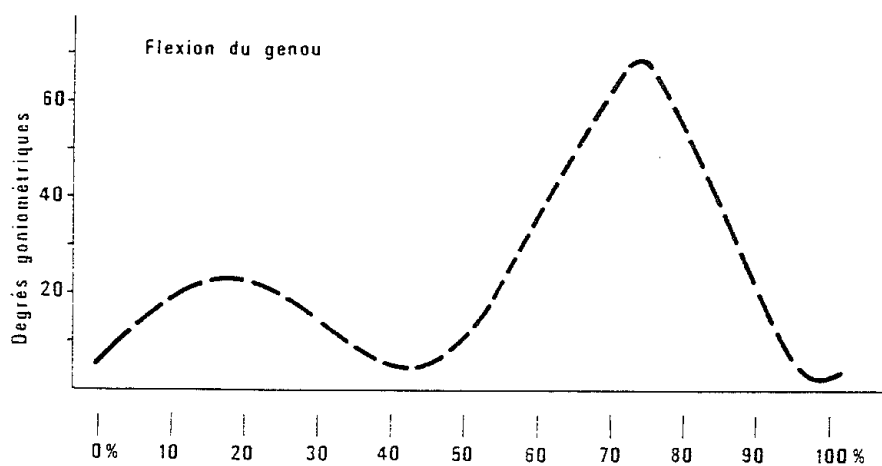


Figure 4 : Courbe des variations angulaires du genou au cours d'un cycle de marche, d'après Plas, Viel et Blanc

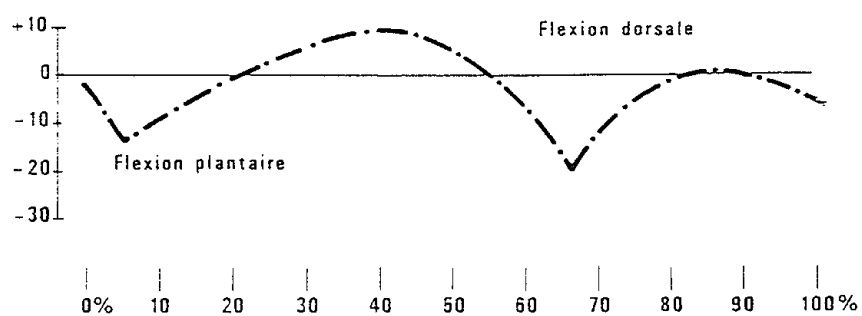


Figure 5 : Courbe des variations angulaires de la cheville au cours d'un cycle de marche, d'après Plas, Viel et Blanc

3. MATERIEL ET METHODES

3. 1. Matériel

3. 1. 1. Population

Nous avons soumis cette technique d'appareillage à un sujet qui présente un récurvatum du genou droit, observé systématiquement à chaque pas de la marche lors de l'appui unipodal. Il s'agit d'un homme de 63 ans, souffrant d'une polynévrite éthylique compliquée d'un syndrome cérébelleux important. Son autonomie de marche est des plus restreinte et nécessite l'utilisation d'un déambulateur.

3. 1. 2. Matériel expérimental

Nous avons fait concevoir une attelle pédieuse postérieure à 5 degrés de dorsiflexion susceptible d'être glissée dans une chaussure du commerce. Après avoir au préalable réalisé un positif plâtré de la jambe et du pied de notre patient en charge, elle a été moulée en utilisant un matériau thermoformable particulièrement rigide et solide. Pesant 317 grammes, elle s'étend du tiers supérieur de la jambe jusqu'aux têtes métatarsiennes. Nous compensons son épaisseur sous la plante du pied par la mise en place d'une semelle classique dans la chaussure controlatérale (ann. IV).

Afin de juger l'efficacité de notre technique, nous réalisons deux évaluations. Dans un premier temps, pour détecter l'éventuelle présence d'un récurvatum à la marche, nous nous proposons d'utiliser un bioback®, appareil initialement destiné à la rééducation et mettant en oeuvre les techniques de biofeedback. Il s'agit en fait d'un capteur angulaire à placer au niveau du genou, relié à un boîtier qui comptabilise et indique par un signal sonore et un voyant lumineux, tout dépassement au delà de la position de rectitude.

Dans un second temps, pour vérifier la légère flexion du genou souhaitée lors de l'appui unipodal, nous utilisons un enregistrement vidéo de la marche de notre sujet appareillé. Nous mesurons sur écran l'amplitude du genou lorsque la hanche passe à l'aplomb de la cheville à l'aide d'un goniomètre de Cochin.

3. 2. Méthodes

3. 2. 1. Comptabilisation des positions de récurvatum du genou

Nous appareillons notre sujet de son attelle et équipons son genou droit du capteur angulaire relié à son boîtier. Après avoir ajusté les différents réglages de l'appareil et supprimé l'élément de rétrocontrôle (signal sonore) qui indiquerait au patient la position vicieuse en récurvatum, nous laissons celui-ci déambuler et comptabilisons le nombre de cycles de marche effectués. Nous nous refusons à déterminer un périmètre de marche expérimental à l'avance, aussi préférons nous réaliser l'évaluation sur plusieurs séances en tenant compte de la fatigabilité et de la coopération du patient.

3. 2. 2. Mesure de la position du genou lors de l'appui unipodal

3. 2. 2. 1. Enregistrements vidéo de la marche

Nous réalisons deux enregistrements vidéo de la marche. Le premier, réalisé sans appareillage, nous permet de mesurer le récurvatum du genou. Le second, réalisé avec le port de l'attelle, nous permet de mesurer la nouvelle position de l'articulation et de comparer celle-ci avec l'hyperextension initiale et avec la flexion théoriquement souhaitée. Cinq mesures sont réalisées à partir de ce deuxième enregistrement.

Pour que nos mesures goniométriques soient précises sur écran, il est nécessaire que le genou soit le plus parfaitement possible dans l'axe de l'objectif lors des enregistrements vidéo de la marche. Par conséquent, nous décidons de filmer les membres inférieurs du sujet dans les barres parallèles en plaçant l'objectif comme figuré ultérieurement (fig. 6).

Nous effectuons nos mesures sur écran, en réalisant des arrêts de l'image lorsque la hanche passe à l'aplomb de la cheville, alors que le pied repose au sol sur la ligne préalablement tracée entre les barres parallèles.

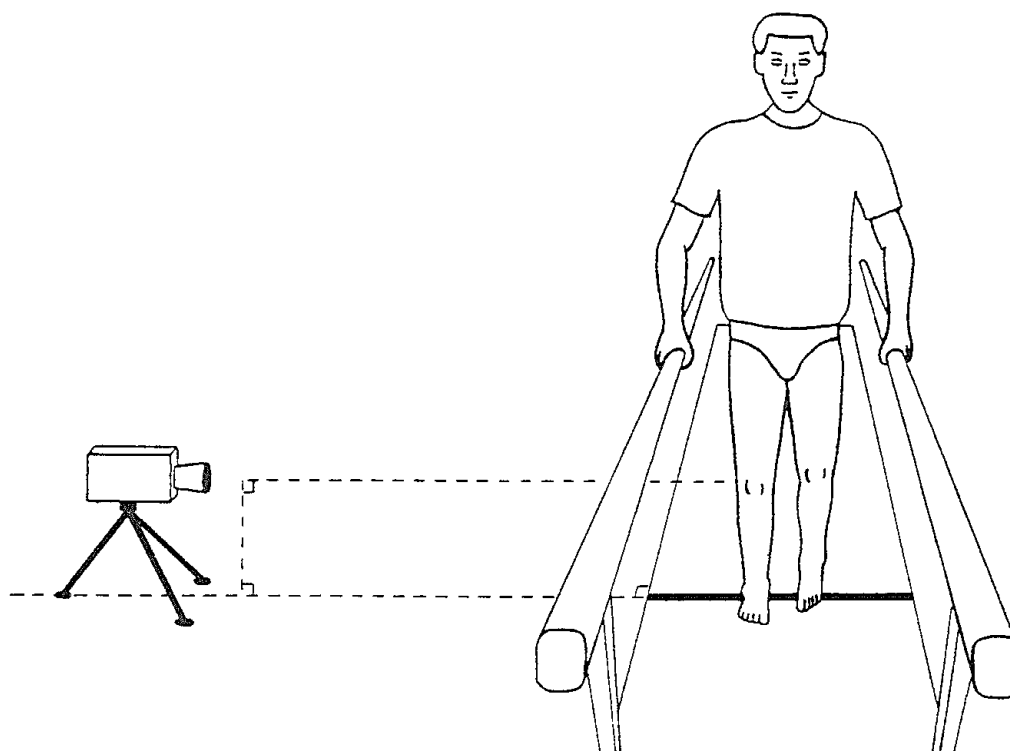


Figure 6 : Placement de l'objectif lors des enregistrements vidéo de la marche

3. 2. 2. 2. Technique de mesure

Pour réaliser les mesures des amplitudes du genou dans le plan sagittal, nous utilisons les repères osseux classiquement utilisés en goniométrie, à savoir le milieu du grand trochanter, la tubérosité du condyle externe et le milieu de la malléole externe. Ces différents repères représentent cliniquement les points H, G et C mentionnés lors de la présentation de notre démarche (8). Pour faciliter leur visualisation sur écran, leur projection cutanée est, au préalable, nettement mise en évidence sur le sujet lors des enregistrements vidéo de la marche. La fiabilité de ce procédé demeure cependant discutable, étant donné les

glissements du plan superficiel cutané sur le plan profond provoqués par les mouvements du membre inférieur.

4. RESULTATS

4. 1. Comptabilisation des positions de récurvatum du genou

Tableau I : Nombre de passages en récurvatum de genou comptabilisés lors de la marche appareillée

Nombre de cycles de marche	Nombre de passages en récurvatum de genou
61	6
76	5
75	7
51	6
68	6
59	7
70	5
64	7
58	6
64	8

Nombre total de cycles de marche : 646

Pourcentage de passages en récurvatum de genou : 9,75%

4. 2. Mesure de la position du genou lors de l'appui unipodal

Mesure du récurvatum sur le premier enregistrement vidéo : 20°

Tableau II : Mesures des amplitudes du genou sur le deuxième enregistrement vidéo

Mesures	n° 1	n° 2	n° 3	n° 4	n° 5
Amplitude du genou	flexion 9°	flexion 10°	flexion 9°	flexion 10°	flexion 10°

Moyenne : 9,6° de flexion

Ecart type : 0,490

5. DISCUSSION

5. 1. Port de l'attelle

Lors des essais de marche avec l'appareillage, le patient a semblé éprouver quelques difficultés dans l'exécution des premiers pas. Nous avons vu, par cette gêne, un problème d'adaptation nettement explicable dans la mesure où la présence de l'attelle a modifié brutalement le schéma de marche de notre sujet.

C'est pourquoi nous avons décidé de retarder l'exécution de nos protocoles d'évaluation. Nous avons laissé le patient librement déambuler avec son

appareillage durant deux journées, en s'assurant régulièrement de la bonne tolérance de celui-ci.

5. 2. Comptabilisation des positions de récurvatum du genou

A la lecture des résultats, nous pouvons constater un succès de la technique proposée sur environ 90% des cycles de marche. Cependant, l'observation attentive du patient lors de notre évaluation révèle que le capteur angulaire n'a strictement détecté de récurvatums qu'à la fin des phases oscillantes du membre inférieur ou aux moments de l'attaque du talon. Nous savons fort bien que l'attelle n'a aucune action sur le genou lors de ces différents mouvements, dans la mesure où le pied ne se posant pas encore à plat au sol, il ne peut y avoir une restitution du déplacement antérieur du segment jambier.

Ces positions vicieuses sont en fait de légères hyperextensions, d'un angle réduit, comptabilisées et observées par de très brèves émissions du voyant lumineux de l'appareil. Nous pensons qu'elles surviennent également lorsque notre patient ne porte pas l'attelle et s'expliquent essentiellement par l'hypotonie et la dyschronométrie qui s'expriment dans le syndrome cérébelleux (4).

A la fin de la phase oscillante du membre inférieur, nous proposons l'hypothèse qu'une trop faible contraction des ischio-jambiers, ou un retard de celle-ci, ne freine pas suffisamment l'extension du genou, qui par conséquent passe en récurvatum. Au moment de l'attaque du talon, nous pouvons penser que le même mécanisme, relatif au quadriceps, entraîne cette fois une stabilisation défailante à l'origine de la position vicieuse.

5. 3. Mesure de la position du genou lors de l'appui unipodal

Les cinq mesures réalisées sur le deuxième enregistrement vidéo montrent des résultats tout à fait satisfaisants. Au moment où la hanche passe à l'aplomb de la cheville, le récurvatum majeur a disparu et la flexion théoriquement souhaitée est établie.

Cependant, il faut préciser que la mesure sur écran demeure approximative étant donné que d'une part, les repères osseux utilisés ne sont pas tous dans l'axe de l'objectif, d'autre part une quantification goniométrique d'un angle aussi restreint est très délicate. Aussi nous considérons les première et troisième mesures réalisées comme conformes aux résultats désirés.

Précisons que le second enregistrement vidéo aurait pu être utilisé afin d'analyser, d'une manière plus globale, la totalité du cycle de marche appareillée, et de comparer celle-ci à la marche physiologique. L'importance du syndrome cérébelleux présenté par notre patient, rendant la marche très irrégulière, nous a contraint à renoncer à une observation plus précise.

5. 4. Autre expérimentation

Nous n'avons pas limité l'expérience au port d'une attelle jambière postérieure. Pour un jeune patient de 16 ans qui présente, dans le cadre des séquelles d'une encéphalopathie herpétique, un récurvatum du genou droit à la marche si important qu'il rend cette dernière quasi impossible, nous avons fait concevoir une chaussure orthopédique immobilisant l'articulation tibio-tarsienne à 5 degrés de flexion dorsale.

Si nous n'avons pas pu soumettre ce sujet à nos protocoles d'évaluation, du fait de certains troubles majeurs du comportement, nous observons la suppression de la déformation et la restitution d'une légère flexion du genou lors de l'appui unipodal. A cette nette efficacité s'est associée une imprévisible et considérable augmentation du périmètre de marche.

6. CONCLUSION

Pour supprimer le récurvatum du genou présenté par notre patient lors de la marche, la technique d'appareillage que nous proposons, immobilisant l'articulation tibio-tarsienne à 5 degrés de dorsiflexion, nous donne pleine satisfaction. D'une part, elle est efficace sur notre sujet et les résultats obtenus lors de nos évaluations sont proches de ceux théoriquement souhaités, d'autre part, elle lui semble parfaitement adaptée par sa légèreté et sa facilité de mise en oeuvre.

Si nous considérons, de plus, l'apparente réussite de notre seconde expérimentation, et la rigueur de notre démarche, basée sur des analyses biomécaniques et géométriques, cette présente étude semble par conséquent constituer un travail abouti.

Cependant, nous ne pouvons pas affirmer que la technique proposée supprime dans tous les cas l'hyperextension du genou à la marche. En effet, nous avons déduit notre technique à partir de l'analyse de la marche pathologique d'un seul sujet, et l'avons évalué sur ce seul et même sujet. Il apparaît évident qu'une observation et une évaluation précises, portant sur une population importante et

hétérogène, est indispensable pour déterminer si notre principe d'appareillage est indiqué pour supprimer tout récurvatum, quelles que soient les étiologies.

BIBLIOGRAPHIE

1. **BOUCHET A., CULLERET J.** - Anatomie : le membre supérieur, le membre inférieur - 1ère éd. - Lyon-Villeurbanne/Paris : Simep, 1983. - 569 p.
2. **BRESLER F.** - Arthrodèse tibio-tarsienne : aspect technique et retentissement à long terme. - Thèse med : Nancy : 1988. - 242 p
3. **CASTAING J., BURDIN P.** - Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur : le genou. - 1ère éd. - Paris : Vigot, 1979. - 83 p.
4. **GOULON-GOEAU C., LAPRESLE J.** - Syndrome cérébelleux - Encycl. méd. chir. neuro., 1988, fasc. 17040, A10, 8 p.
5. **KAPANDJI I. A.** - Physiologie articulaire : le membre inférieur - 5ème éd. - Paris : Maloine, 1989 - 270 p.
6. **MOIGNEU D.** - Etude de l'appareillage du genou - Diplôme universitaire d'appareillage des handicapés moteurs : Nancy : 1993. - 80 p.
7. **OSHAWA S., IKEDA S., TANAKA S., TAKAHASHI T., TAKEUCHI T., UTSUNOMIYA M., UENO R., OHKURA M., ITO Y., KATAGI Y., UETA M., HIRANO T.** - A new model of plastic ankle foot orthosis (FAFO (II)) against spastic foot and genu recurvatum. - *Prothetics and Orthotics International*, 1992, 16, p. 104 - 108.

8. PIERRON G., LEROY A., PENINOU G., DUFOUR M., GENOT C. -
Kinésithérapie 2 : Membre inférieur - 1ère éd. - Chevilly-Larue : Flammarion,
1984 - 461 p.

9. PLAS F., VIEL E., BLANC Y. - La marche humaine. - 4ème éd. - Paris :
Masson, 1989. - 150 p.

ANNEXES

ANNEXE I

D'après la relation mathématique d'Al Kashi :

$$_ HC^2 = HG^2 + GC^2 - 2HG.GC.\cos \widehat{HGC}$$

$$_ HG^2 = HC^2 + GC^2 - 2HC.GC.\cos \widehat{GCH}$$

D'où :

$$_ HG^2 = HG^2 + GC^2 - 2HG.GC.\cos \widehat{HGC} + GC^2 - 2HG.GC.\cos \widehat{GCH}$$

$$_ 2HC.GC.\cos \widehat{GCH} = 2GC^2 - 2HG.GC.\cos \widehat{HGC}$$

$$_ \cos \widehat{GCH} = \frac{2GC^2 - 2HG.GC.\cos \widehat{HGC}}{2HC.GC}$$

$$_ \cos \widehat{GCH} = \frac{GC - HG.\cos \widehat{HGC}}{HC}$$

$$_ \cos^2 \widehat{GCH} = \frac{(GC - HC.\cos \widehat{HGC})^2}{HG^2 + GC^2 - 2HG.GC.\cos \widehat{HGC}}$$

ANNEXE II

Nous nous sommes proposés, afin de savoir quel est le rapport entre les longueurs des segments mécaniques de la cuisse et de la jambe, de réaliser les mesures de [HG] et [GC] sur trente sujets. Il s'agit de 14 hommes et 16 femmes, âgés de 18 à 81 ans.

Nous nous assurons que ceux-ci ne présentent pas d'inégalité de longueur des membres inférieurs en contrôlant l'équilibre du bassin dans le plan frontal en position debout. Nous nous assurons également qu'ils ne présentent aucune désaxation du genou dans le plan frontal. En les plaçant pieds joints, nous constatons l'absence de genu-varum ou genu-valgum en observant qu'il n'existe ni espace intercondylien, ni espace intermalléolaire.

Nous réalisons les mesures de [HG] et [GC] à l'aide d'un mètre à ruban sur le membre inférieur droit. Sachant que H, G et C sont alignés (8), nous avons pris H au milieu du pli inguinal (en regard du milieu du grand trochanter), G au milieu de la rotule (en regard de la tubérosité du condyle externe) et C au milieu de la face antérieure de la cheville (en regard du milieu de la malléole externe).

Il en ressort un rapport HG/GC moyen égal à 0,988. L' écart type est de 0,031. Les différentes mesures, exprimées en centimètres, sont reprises dans le tableau ci-après.

ANNEXE II bis

Tableau III : Mesures des distances HG et GC sur une population de 30 sujets

Age	Sexe	HG	GC	HG/GC
18	M	39	39	1,000
18	F	39	40	0,975
20	F	42	44	0,955
20	F	38	38	1,000
21	M	41	43	0,953
22	M	45	44	1,023
22	M	37	37	1,000
22	F	36	38	0,947
23	M	44	46	0,957
24	M	42	41	1,024
24	F	37	38	0,974
26	M	40	42	0,952
26	F	37	38	0,974
31	F	42	42	1,000
32	F	40	40	1,000
34	M	40	39	1,026
38	M	37	39	0,949
42	F	39	41	0,951
46	F	37	40	0,950
49	F	40	41	0,976
51	M	44	44	1,000
55	F	42	43	0,977
60	M	39	40	0,975
64	M	39	38	1,026
66	F	41	42	0,976
67	M	40	39	1,026
70	F	36	36	1,000
70	M	38	37	1,027
75	F	41	38	1,079
81	F	38	39	0,974

ANNEXE III

$$\cos^2 \widehat{GCH} = \frac{(GC - HG \cdot \cos \widehat{HGC})^2}{HG^2 + GC^2 - 2HG \cdot GC \cdot \cos \widehat{HGC}}$$

Posons $HG = GC = a$:

$$\cos^2 \widehat{GCH} = \frac{(a - a \cdot \cos \widehat{HGC})^2}{2a^2 - 2a^2 \cdot \cos \widehat{HGC}}$$

$$\cos^2 \widehat{GCH} = \frac{(a - a \cdot \cos \widehat{HGC})^2}{2a \cdot (a - a \cdot \cos \widehat{HGC})}$$

$$\cos^2 \widehat{GCH} = \frac{a - a \cdot \cos \widehat{HGC}}{2a}$$

$$\cos^2 \widehat{GCH} = \frac{1 - \cos \widehat{HGC}}{2}$$

ANNEXE IV

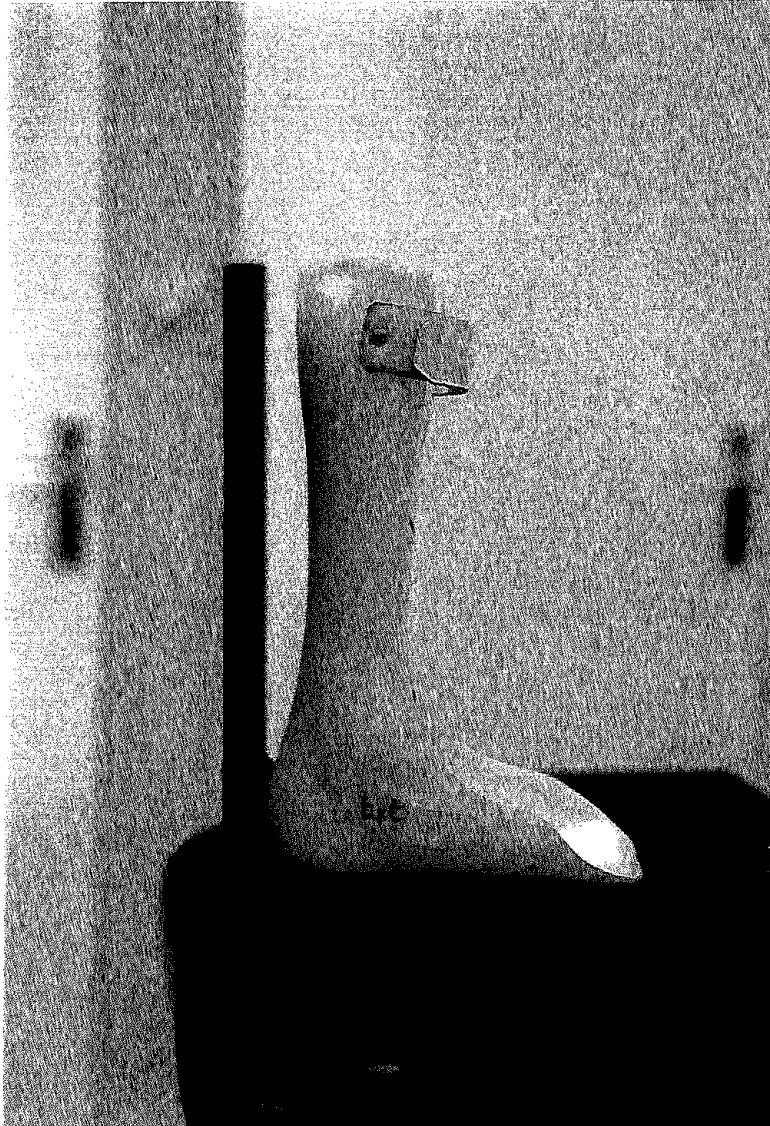


Figure 7 : Attelle jambière postérieure immobilisant l'articulation tibio-tarsienne à 5 degrés de flexion dorsale