

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

**EVALUATION POSTUROGRAPHIQUE D'UN STRAPPING
PREVENTIF DE CHEVILLE**

Rapport de travail écrit personnel

Présenté par **Céline BOURCIER**

Etudiante en 3^{ème} année de kinésithérapie

En vue de l'obtention du Diplôme d'Etat

De Masseur-Kinésithérapeute

2006-2007

SOMMAIRE :

RESUME

1. INTRODUCTION.....	1
2. RAPPELS GENERAUX.....	2
2.1. Anatomie et physiopathologie de la cheville.....	2
2.1.1. Les moyens d'union passifs.....	2
2.1.2. Les moyens d'union actifs.....	3
2.1.3. Physiopathologie.....	3
2.2. La posture.....	4
2.2.1. La vision.....	5
2.2.2. Les mécanorécepteurs cutanés.....	5
2.2.3. Les mécanorécepteurs musculaires.....	5
2.2.4. Les mécanorécepteurs articulaires.....	6
2.3. Le strapping préventif de cheville.....	6
2.3.1. Généralités.....	6
2.3.2. Description de la contention.....	7
2.3.2.1. Pose des étriers.....	7
2.3.2.2. Pose du bandage en huit	8
2.3.2.3. Les renforts rigides.....	8
2.4. La plate-forme de posture.....	9

3. MATERIELS ET METHODOLOGIE.....	10
3.1. Population.....	10
3.2. Facteurs d'exclusion.....	10
3.3. Matériels.....	11
3.4. Méthodologie.....	11
3.4.1. Détermination du pied dominant.....	11
3.4.2. Equilibre unipodal.....	12
3.5. Paramètres mesurés.....	13
4. RESULTATS.....	14
4.1. Comparaison les yeux ouverts.....	15
4.1.1. Valeurs en abscisses et en ordonnées.....	15
4.1.2. Surface et longueur.....	16
4.1.3. LFS.....	16
4.2. Comparaison les yeux fermés.....	16
4.2.1. Valeurs en abscisses et en ordonnées.....	16
4.2.2. Surface et longueur.....	17
4.2.3. LFS.....	17
4.3. Conclusion générale.....	17
5. DISCUSSION.....	18
5.1. Le protocole.....	18
5.1.1. Intérêts et limites du choix de l'appui unipodal.....	18

5.1.1.1. Intérêt physiologique.....	18
5.1.1.2. Intérêt posturographique.....	18
5.1.1.3. Limites de l'appui unipodal lors de l'évaluation.....	19
5.1.1.3.1. Limites liées à la durée de mesure.....	19
5.1.1.3.2. Limites liées aux facteurs interindividuels.....	19
5.1.2. Rôle proprioceptif et réalisation du strapping.....	20
5.2. Comparaison des résultats observés avec la littérature.....	21
5.2.1. Comparaison entre orthèses et strapping.....	22
5.2.2. Strapping et activité musculaire.....	22
5.2.2.1. Activité des fibulaires lors du port de strapping.....	23
5.2.2.2. LFS et chaînes musculaires.....	24
6. CONCLUSION.....	25

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

1. INTRODUCTION

Dans toutes activités sportives, l'entorse de cheville est une pathologie très fréquente. De plus, elle présente un taux de récurrence important. De nombreuses orthèses de maintien type chevillère ou aircast® se développent actuellement, tant dans le domaine orthopédique que sportif, pour prévenir ou guérir cette lésion. Cependant, le strapping conserve une place de choix dans l'arsenal thérapeutique du Masseuse-kinésithérapeute, en particulier chez les sportifs de haut niveau. Reste donc à savoir si ce choix est judicieux.

De nos jours, l'épreuve posturographique est couramment utilisée pour évaluer les modifications du comportement postural induites par un matériel thérapeutique. C'est sur ce principe que notre étude vise à tester l'influence du strapping préventif de l'entorse externe de cheville sur la posture du sujet cliniquement sain par l'intermédiaire d'une plate-forme de type Satel®. L'objectif est de mettre en avant ou non une modification de la stratégie d'équilibration du sujet liée aux contraintes mécaniques et aux apports proprioceptifs de la contention adhésive élastique.

2. RAPPELS GENERAUX

2.1. Anatomie et physiopathologie de la cheville

La cheville est l'une des articulations les plus importantes du corps humain. Elle soutient et stabilise le poids du corps directement sur le sol et assure en même temps une grande mobilité (4). Pour assurer cette fonction, elle s'appuie sur ses moyens d'union.

2.1.1. Les moyens d'union passifs

La cheville possède un renfort ligamentaire qui est constitué des ligaments :

- latéral externe (L.L.E),
- latéral interne (L.L.I),
- tibio-fibulaire antérieur et postérieur,
- talo-calcanéen interosseux (ou ligament en haie),
- talo-calcanéen latéral, médial et postérieur.

Ces ligaments sont importants tant pour la stabilité de la cheville que pour sa mobilité. Dans notre étude, nous nous intéressons plus particulièrement au ligament latéral externe (L.L.E), le plus touché lors d'un mécanisme d'entorse. Il se compose de trois faisceaux distincts : antérieur, moyen et postérieur. Ils ont une insertion commune sur la malléole latérale et se terminent sur le calcaneum pour le faisceau moyen et sur le talus pour les faisceaux antérieur et postérieur.

2.1.2. Les moyens d'union actifs

La cheville est maintenue sur son plan sagittal, frontal et transversal par plusieurs groupes musculaires. Les muscles concernés sont le triceps sural, le tibial antérieur, les fibulaires (long et court), le tibial postérieur et les fléchisseurs et extenseurs des orteils et de l'hallux.

2.1.3. Physiopathologie (5)

La cheville est souvent sujette aux entorses de part son rapport direct avec le sol et l'emboîtement incomplet du talus dans sa pince. Les plus fréquentes sont les entorses latérales. Le pied qui arrive en contact avec le sol a une attitude préférentielle sur son bord latéral ; une irrégularité du sol, un chaussage défectueux ou une mauvaise réception lors d'un saut entraîne alors souvent une supination de l'avant-pied et un varus forcé de l'arrière pied. Le système ligamentaire et la contraction des muscles fibulaires s'opposent à ce mécanisme (8). En cas d'entorse, le système musculaire ne contrôle pas ce mouvement, ce qui entraîne une elongation ligamentaire voire une rupture. Le faisceau antérieur du L.L.E est la première cible dans le mécanisme d'entorse latérale de cheville. Plusieurs causes ont été décrites conduisant à l'instabilité de cheville suite à une entorse, notamment des causes neuro-physiologiques, musculaires ou mécaniques (3, 22). Quoiqu'il en soit l'entorse de cheville reste une affection fréquente dans le monde sportif.

2.2. La posture (20)

La posture se définit comme la capacité à maintenir et à orienter le corps ou un segment corporel dans une position tout en luttant contre l'action déstabilisante de la pesanteur. Elle est donc en lien étroit avec le monde extérieur et ses contraintes. Son efficacité est dépendante du système nerveux central (S.N.C). Depuis la naissance, le S.N.C garde des traces de l'évolution de l'individu en créant des références gestuelles qui lui permettront de mieux s'organiser et de réagir rapidement lors de situations stéréotypées. Bien entendu, chaque individu est unique et possède son expérience propre. Le S.N.C atteint ainsi une « maturation individuelle » (20).

Le corps humain, qu'il soit en mouvement ou statique, est soumis à la pesanteur. Pour un maintien optimal de l'équilibre, la réaction du sol doit coïncider avec le vecteur du poids du corps au niveau de la surface d'appui plantaire, en particulier dans l'appui unipodal. A partir du moment où il existe un décalage entre ces deux forces, la gravité gagne en intensité et soumet une force d'accélération ce qui entraîne la chute du corps (10). La perception et la correction de cette perte d'équilibre font appel de manière automatique au réflexe myotatique lié à l'étirement des structures musculaires et au système tonique postural qui s'appuie sur des récepteurs de provenances diverses : vestibulaires, oculaires, musculaires, articulaires, cervicales et cutanées. L'objectif est d'adapter au mieux le tonus musculaire en réponse aux stimuli extérieurs. Chaque type de récepteur a un rôle essentiel dans la posture. Ils sont complémentaires et peuvent se suppléer. Nous décrivons ici ceux qui concernent directement notre étude.

2.2.1. La vision (19)

Elle donne la perception du mouvement et de l'espace tridimensionnel qui entoure le sujet. Elle a un rôle important dans le maintien de l'équilibre. Une vision mal corrigée bouleverse tout le système postural et provoque des déséquilibres. De plus, les récepteurs musculaires situés dans les muscles oculomoteurs donnent des informations sur la direction du regard et jouent un rôle dans le maintien du complexe tête - cou - tronc.

2.2.2. Les mécanorécepteurs cutanés (6, 9, 11, 13)

Au niveau plantaire, ces récepteurs sont très sollicités. Ils sont en rapport direct avec le sol et sont sensibles à la pression, à l'étirement et à la vitesse du déplacement cutané. Le système pileux réagit aussi à l'étirement et donne des informations sur la position du corps.

2.2.3. Les mécanorécepteurs musculaires (6, 9, 13)

Ils nous renseignent sur la longueur de la fibre musculaire et sur le mouvement du muscle. Au niveau de la cheville, ils sont très sollicités par les ajustements posturaux qui se répercutent sur les fibres musculaires par l'intermédiaire des organes de Golgi et du fuseau neuromusculaire.

2.2.4. Les mécanorécepteurs articulaires (6, 9, 13)

Ils sont présents au niveau des capsules articulaires par la stimulation des corpuscules de Ruffini et de Pacini, et également au niveau des ligaments. Ils sont sensibles aux mouvements articulaires, à la vitesse de déplacement et à la direction de ce mouvement.

2.3. Le strapping préventif de cheville (13, 21, 24)

2.3.1. Généralités

Ce type de strapping est utilisé dans le cadre préventif de l'entorse latérale de cheville. Son action implique des propriétés mécaniques, physiologiques et psychologiques. Il vise à éviter les récurrences ou à prévenir le mouvement d'inversion forcée lors d'activités à risques tout en permettant le maintien d'une activité fonctionnelle optimale (21). Sa mise en place assure donc une stabilité articulaire ciblée, ainsi qu'une action proprioceptive et extéroceptive liée à la stimulation des mécanorécepteurs, qui informent le sujet sur la position du pied. Il permet une réduction des incidents d'entorse et diminue la gravité de celles à venir (15). Néanmoins son efficacité est de courte durée à cause des vives sollicitations au niveau des bandes élastiques au cours de l'exercice (15, 16, 18) et la dépendance psychologique des sportifs face au strapping n'est pas négligeable (13).

2.3.2. Description de la contention (13) (Annexe IV)

Le sujet est en décubitus dorsal sur une table, les trois quarts de sa jambe dépassent de la table. Il place activement sa cheville en flexion dorsale avec une légère éversion. Le thérapeute se place au pied du sujet.

2.3.2.1. Pose des étriers (figure 1)

Nous commençons par placer une embase circulaire non tendue au tiers supérieur de la jambe. Une bande élastique part de l'embase dans sa partie médiale, elle descend vers la cheville, et englobe le calcanéum jusqu'à sa face latérale où nous la mettons en tension jusqu'à l'embase circulaire. Ceci permet de faire un rappel élastique lors d'un mouvement pathologique en varus de l'arrière pied. Nous renouvelons cette opération une fois en décalant la deuxième bande légèrement en avant de manière à élargir le maintien au niveau du calcanéum.

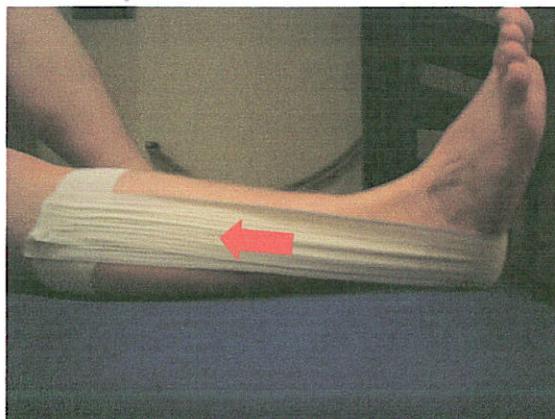


Figure 1 : Pose des étriers du strapping.

Les flèches rouges montrent la mise en tension.

2.3.2.2. Pose du bandage en huit (figure 2)

Nous plaçons la bande sur la partie latérale du tiers inférieur de la jambe, orientée en bas, en avant et en dedans. Elle passe sous la voûte plantaire en avant de l'articulation de Chopart jusqu'à la face latérale du cinquième métatarsien où nous appliquons une tension lors de la remontée de la bande vers la face médiale du tibia. Cela place le ligament antérieur en position raccourcie. Elle passe derrière le couple tibio-fibulaire sans tension afin de conserver la mobilité de la pince dans les mouvements de la cheville, et redescend sous la voûte plantaire comme au premier passage. Arrivé à la face latérale du pied, le thérapeute effectue un cravatage du calcanéum avec une tension qui remonte vers la face médiale du tibia. Ceci permet un soutien de la sub-talaire en position intermédiaire, cela renforce l'action des étriers. La bande se termine en spiroïde sur la jambe.



Figure 2 : Le bandage en huit.

2.3.2.3. les renforts rigides (figure3)

Ce strapping possède deux renforts latéraux qui permettent de suppléer l'action de la bande élastique au niveau de l'arrière pied. Elles assurent un verrouillage antérieur et

postérieur de l'arrière pied . Elles partent de la face médiale de la voûte plantaire à deux endroits différents, et remonte sur la jambe se terminant sur la face médiale du tibia.

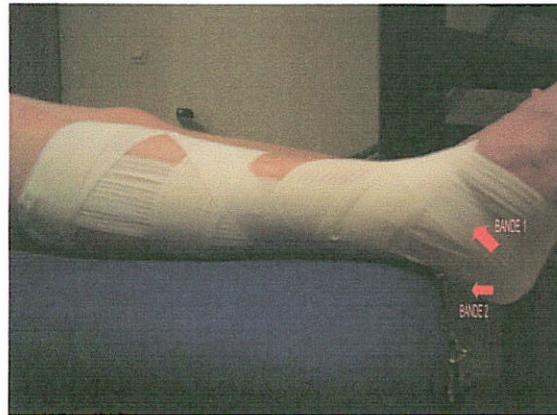


Figure 3 : Réalisation finale du strapping.

2.4. La plate-forme de posture (Annexe IIb)

La plate-forme de référence utilisée pour nos mesures est du type SATEL ® (Systèmes d'Analyse des Troubles de l'Equilibre et de la Locomotion) (10). Elle possède trois capteurs rigides qui sont recouverts d'une plaque sur laquelle le sujet se tient debout. Son utilisation accorde le choix du test sur un plan statique ou sur un plan dynamique, soit en bipodal, soit en unipodal. La position des pieds est soumise à une référence qui permet de les placer toujours dans la même position soit une angulation de 30° par rapport à la ligne verticale. La fréquence d'acquisition des mesures est de 40 Hz. Elle est reliée à un ordinateur qui permet, grâce à un logiciel, d'analyser les paramètres d'équilibration.

3. MATERIELS ET METHODOLOGIE

3.1. Population

L'étude porte sur une population asymptomatique de 30 sujets âgés de 19 à 53 ans, choisis au hasard, tous sont volontaires. Notre population regroupe 24 femmes et 6 hommes.

3.2. Facteurs d'exclusion

- Traumatisme grave, instabilité chronique, douleur, arthrose de cheville.
- Entorse bénigne inférieure à deux mois.
- Pathologies, instabilités ou arthrose du genou.
- Actuellement suivi en rééducation proprioceptive du membre inférieur.
- Troubles vestibulaires ou troubles neurologiques.
- Troubles de la sensibilité plantaire.
- Pathologie rachidienne.
- Vision non corrigée.
- Traitements médicamenteux courants qui influencent le tonus musculaire de base (anti-dépresseurs et tout autres psychotropes, hypotenseurs, myorelaxants...)
- Autres substances néfastes : alcool, nicotine ... Il sera interdit au sujet de fumer une heure avant la mesure.

3.3. Matériels [Annexe II]

- *Plate-forme de posturographie* (Satel ®) : la plate-forme est placée dans une pièce isolée des bruits extérieurs. Un mur lui fait face, situé à une distance de deux mètres et sur lequel est suspendu à la hauteur des yeux un fil à plomb qui permet d'orienter le regard vers l'avant. L'horizontalité de la plate-forme a été vérifiée à l'aide d'un niveau à bulle. La durée de nos mesures est imposée par la plate-forme c'est à dire 51,2 secondes.
- *Bandes adhésives élastiques longitudinales* (Elastoplaste® : 6 cm de largeur) *et rigides* (Strappal® : 4 cm de largeur)

3.4. Méthodologie

Nous commençons par une vérification de l'équilibre bipodal yeux ouverts puis yeux fermés. Le but est de mettre en évidence des problèmes d'équilibration qui seraient passés inaperçus.

3.4.1. Détermination du pied dominant (19)

Le pied dominant est le pied utilisé spontanément lors d'une action. Si nous faisons un parallèle avec le membre supérieur, le pied dominant est plus stable et plus fort que l'autre membre et permet un geste fin. Cependant le pied dominant et le pied d'appel peuvent correspondre au même membre. Nous définissons le pied dominant pour chaque sujet par un test rapide et facilement reproductible. Nous nous plaçons derrière le sujet et nous le poussons

vers l'avant d'un geste franc mais sans danger. Le pied avancé pour conserver l'équilibre est le pied dominant.

3.4.2. Equilibre unipodal

Notre étude comporte deux grands temps de mesure :

T1 : Sans strapping Y.O. puis Y.F.

T2 : Avec strapping Y.O. puis Y.F.

Pour éviter les phénomènes d'habituation de la plate-forme et du strapping, nous alternons l'ordre des mesures entre T1 et T2.

Après la pose de la contention, nous laissons les sujets marcher quelques pas dans la salle de manière à ce qu'ils puissent ressentir les nouvelles sensations apportées par les bandes élastiques au niveau de la cheville.

Nous choisissons une position de pied qui sera facilement reproductible pour notre recherche (19). Le pied est placé dans le plan sagittal. Le talon touche la cale horizontale par sa face postérieure. Il est séparé en deux moitiés égales par un axe vertical qui se prolonge en avant sur le deuxième métatarsien selon l'axe physiologique du pied. La cale est retirée avant la prise de mesure (figure 4).



Figure 4 : Position du pied pendant les mesures.

Nous commençons une série de mesures en unipodal. Le genou reste tendu (pour minimiser sa déstabilisation). Le pied controlatéral est décollé du sol et ne doit pas toucher la plate-forme pendant la mesure. Les deux genoux ne se touchent pas afin d'éviter que le sujet ne bloque les mouvements du membre inférieur à tester. Il fixe son repère visuel, les bras et la mâchoire sont relâchés. Le sujet a comme consigne de garder son équilibre au maximum pendant toute la durée de l'étude. Il peut se rattraper par des mouvements d'équilibration. Une personne se tient à côté du sujet pour le sécuriser en cas de déséquilibres importants. Aucun bruit ne perturbe l'examen. A la fin de la mesure, nous accordons un temps de repos égal au temps de travail. Puis nous effectuons la mesure les yeux fermés avec les mêmes paramètres.

3.5. Paramètres mesurés [Annexe III]

Dans le cadre de notre étude, nous avons choisi un recueil de données qui apporte des informations sur les mouvements du centre de pression (c'est à dire de la projection du centre de gravité au sol) pendant les 51,2 secondes de mesure (X, Y, Longueur, Surface) ainsi qu'un paramètre qui nous renseigne sur la dépense énergétique du sujet (L.F.S).

- X moyen - Y moyen : ils correspondent à la moyenne des valeurs observées sur l'abscisse (pour X) et sur l'ordonnée (pour Y) par le centre de pression pendant la durée de la mesure.
- Surface : elle indique la précision du contrôle des oscillations du système postural. Elle forme une ellipse de confiance qui correspond à environ 90 % des points de pression successifs relevés au cours de la mesure.
- Longueur : elle représente le trajet du centre de pression au cours de la mesure.(en mm)
- L.F.S (Longueur en Fonction de la Surface) : elle met en évidence la quantité d'énergie dépensée par le sujet pour maintenir son équilibre.

4. RESULTATS

Notre analyse statistique nous permet de comparer la stratégie positionnelle du pied et de la cheville par la présence ou non d'une contention élastique. Nous avons utilisé le test de Student sur séries appariées pour réaliser l'ensemble des analyses comparatives. Avant ceci, nous avons du modifier les résultats de manière à ce que notre population puisse être comparative, c'est à dire que nous avons multiplié les valeurs de X des gauchers par leur inverse (-1). Cela nous permet d'unifier la population qui est donc analyser sur le même pied [Annexe I].

13 sujets ont été exclus des mesures car ils n'ont pas réussi à maintenir la position unipodale statique pendant le temps de la mesure

- 3 sujets pendant les tests yeux ouverts (Y.O.) et yeux fermés (Y.F.)
- 10 uniquement pendant les tests Y.F.

4.1. Comparaison les yeux ouverts

Tableau I : Résultats des mesures posturographiques Y.O.

Variable		Nombre	Moyenne	Ecart type	Minimum	Maximum	p
Age		30	31	9,86	19	53	
X moyen	T1	30	4,79	4,47	-11,2	13,6	0,853
	T2	30	4,97	5,41	-7,5	15,1	
Y moyen	T1	30	-20,39	9,87	-35,4	0,8	0,1343
	T2	30	-18,49	10,36	-40,2	1,4	
Surface	T1	30	661,93	211,76	374	1076	0,2415
	T2	30	713,73	272,17	287	1751	
L.F.S.	T1	30	2,67	0,49	1,93	3,74	0,023
	T2	30	2,52	0,48	1,89	4,21	
Longueur	T1	30	1787,63	380,68	1246	2688	0,9242
	T2	30	1794,37	550,33	1214	3877	

T1 : sans strapping

T2 : avec strapping

Les valeurs en rouge mettent en évidence une différence statistiquement significative.

4.1.1. Valeurs en abscisses et en ordonnées

Elles permettent d'avoir un aperçu des déplacements latéraux et antéro-postérieurs du centre de pression en unipodal. Le test de Student montre qu'il n'existe aucune différence significative entre la cheville strappée et celle non strappée.

4.1.2. Surface et Longueur

Il s'agit de la surface de l'ellipse de confiance. Nous ne retrouvons pas de différence significative. Le déplacement multidirectionnel du centre de pression reste identique.

4.1.3. LFS

Nous observons une différence significative sur la LFS ($p=0,023$). La valeur LFS est statistiquement plus élevée sans la contention.

4.2. Comparaison les yeux fermés

Tableau II : Résultats des mesures posturographiques les YF

Variable		Nombre	Moyenne	Ecart type	Minimum	Maximum	p
Age		30	31	9,86	19	53	
X moyen	T1	30	3,52	5,65	-13,3	13,4	0,6295
	T2	30	3,07	5,72	-13,3	13	
Y moyen	T1	30	-15,63	9,95	-36,8	4,7	0,6348
	T2	30	-16,37	10,6	-35,9	2,1	
Surface	T1	30	1704,83	847,09	742	4117	0,2762
	T2	30	1877,73	777,95	1015	4602	
L.F.S.	T1	30	1,83	0,62	0,37	2,75	0,0398
	T2	30	1,58	0,6	0,28	2,82	
Longueur	T1	30	3268,87	952,72	1888	5529	0,4589
	T2	30	3181,53	669,94	1891	5428	

4.2.1. Valeurs en abscisses et en ordonnées

Il n'existe pas de différence significative de X moyen et Y moyen les yeux fermés.

4.2.2. Surface et Longueur

Le test de Student ne montre pas de différence statistiquement significative.

4.2.3. LFS

Comme pour les yeux ouverts, notre test nous révèle une valeur LFS significativement ($p=0,039$) plus élevée quand nos sujets ne portent pas la contention.

4.3. Conclusion générale

Notre étude nous révèle que la présence du strapping préventif ne modifie pas les performances posturales d'un sujet sur une cheville n'ayant subi aucun traumatisme d'entorse. Cependant elle démontre une diminution de la quantité d'énergie exercée par le membre inférieur après la pose de la contention autant yeux ouverts que yeux fermés.

5. DISCUSSION

5.1. Le protocole

5.1.1. **Intérêts et limites du choix de l'appui unipodal**

5.1.1.1. Intérêt physiologique

L'observation de la biomécanique humaine lors du déplacement et en particulier lors de la course, montre que nous passons en alternance en appui unipodal sur nos membres inférieurs. Cet appui est aussi essentiel à la pratique sportive lors du changement d'appui (le tennis ou le rugby...), du pivot (sport de combat...), de la réception d'un saut ou du maintien d'une posture (la gymnastique, la danse...). Tous ces mouvements sont principalement à la genèse de l'entorse de cheville. C'est pourquoi nous avons choisi ce paramètre lors de notre évaluation. De plus, nous n'avons pas interposé de chaussures pendant nos mesures afin que le sujet puisse ressentir avec fidélité les pressions exercées sur le sol et que nos mesures ne soient pas faussées par la projection en avant du centre de pression induit par la présence de celle-ci (27).

5.1.1.2. Intérêt posturographique

La position unipodale nous permet de mettre en évidence les déplacements d'inclinaisons latérales de la cheville à travers l'évaluation du centre de pression. En effet d'après Hoogvliet cité par King et coll (17), le mouvement médio-latéral du centre de pression

est un bon indicateur des mouvements d'inclinaison du pied et de la cheville lors de cet appui. Ils concluent que le mouvement du pied est un mécanisme important pour le contrôle postural.

5.1.1.3. Limites de l'appui unipodal lors de l'évaluation

La majorité de notre population n'a pas été capable de maintenir la position dès la première mesure. Nous avons dû multiplier le nombre de tentatives tout en respectant un temps de pause suffisant pour une récupération musculaire et articulaire optimale. Nombre d'entre eux ont rencontré des difficultés une dizaine de secondes avant la fin de la mesure.

5.1.1.3.1. Limites liées à la durée de mesure

La durée choisie pour nos mesures correspond à la valeur de référence fournie par la plate-forme en position bipodale. Cette dernière nous permet d'évaluer de façon plus significative l'action du strapping, lors d'une position prolongée. Cependant pour respecter la physiologie, il serait sûrement plus judicieux de faire cette étude avec une durée d'analyse plus courte car nous avons noté une répétition de plaintes concernant une fatigue musculaire importante.

5.1.1.3.2. Limites liées aux facteurs interindividuels

Dans notre étude, chaque sujet a été évalué à différents moments de la journée et après différentes activités (selon les disponibilités du matériel). Ainsi, il ne faut pas négliger les

facteurs de fatigue générale et/ou de stress émotionnel qui seraient source d'une diminution d'attention et de déséquilibre précoce.

Cependant, certains sujets se différencient des autres. En effet, trois sujets n'ont pas atteint une position d'équilibre pendant les premières secondes de mesures (< 20 secondes) autant avec les yeux ouverts que les yeux fermés. Inversement, nous avons pu rencontrer des sujets pour lesquels le maintien fut immédiat. Leur interrogatoire nous permet de déceler un passé sportif varié et régulier, et pour une de nos sujets, nous faisons le lien avec le port quotidien de chaussures à talon aiguille. Ces observations peuvent s'expliquer par une connaissance différente du schéma corporel liée à un vécu ou à une expérience sportive propre à chacun (20). De fait, les récepteurs sensoriels sont plus ou moins sensibles et développés. Ainsi chaque sujet a une représentation différente de son corps dans l'espace.

5.1.2. Rôle proprioceptif et réalisation du strapping

Plusieurs études mettent en évidence que la sous bande en mousse n'est pas un frein à l'efficacité du strapping sur le plan mécanique (26). Mais il est clair que son action principale est de protéger la peau du sujet des bandes adhésives. Or, la sollicitation des récepteurs sensoriels cutanés et pileux joue un rôle important dans l'action proprioceptive du strapping.

En effet, les tractions cutanées et pileuses exercées par le strapping lors d'un mouvement inverse à la correction créent un message afférent vers le SNC qui l'informe du risque potentiel d'une souffrance articulaire ou tissulaire. S'en suit alors une réponse motrice réflexe qui entraîne l'activation des muscles antagonistes au mouvement pour ramener la cheville à sa

position initiale. Cette hypothèse est confirmée par de nombreuses études qui concluent que l'activité du muscle est augmentée par la sollicitation des récepteurs sus jacents (2, 13, 18). De plus, comme le souligne McCloskey cité par Hamer (14), les récepteurs cutanés sont plus nombreux au niveau des articulations distales donc au niveau de la cheville et du pied. Enfin, Heit, cité par Wilkerson (25), décrit (dans une étude comparative entre une orthèse et le strapping) que la sensation d'inversion de la cheville est plus importante avec le strapping ce qui améliore la proprioception.

Cependant, Hamer (14) suppose dans son étude que l'adaptation des récepteurs cutanés au strapping, de par leur sollicitation permanente, provoquerait une diminution en nombre et en amplitude des signaux nerveux afférents. Nous n'avons pas retrouvé d'autres études qui pourraient appuyer cette hypothèse.

5.2.Comparaison des résultats observés avec la littérature

De nombreuses études se sont penchées sur l'évaluation de l'efficacité des contentions et des orthèses de cheville depuis leur apparition. Même si leur rôle primordial est de stabiliser les articulations pour ne pas mettre en contrainte les structures tissulaires et ligamentaires, certains auteurs ne négligent pas l'impact postural qui peut en découler.

Notre étude révèle que le port d'une contention élastique au niveau de la cheville n'apporte pas de modifications sur le comportement postural les yeux ouverts et les yeux fermés. En effet, l'absence de différence significative nous pousse à dire que le contrôle du pied est respecté.

5.2.1. Comparaison entre orthèses et strapping

Plusieurs études ont étudié l'influence des orthèses sur la posture bipodale et unipodale. Elles montrent en général une diminution de l'amplitude médio-latérale (12, 23) associée quelquefois à une diminution antéro-postérieure (15). Cela s'explique par la rigidité plus ou moins importante du maintien latéral de la cheville. Rougier (23), dans ses recherches, a comparé trois types de chevillères dont une avec un maintien latéral par des sangles élastiques aux propriétés mécaniques proches du strapping. Ces résultats concordent avec les nôtres, en ne mettant pas en évidence de modification posturale médio-latérale ou antéro-postérieure. Une étude similaire de Calmels (7) sur ce type d'orthèse élastique ne montre également pas de différence médio-latérale, mais une diminution du déplacement antéro-postérieur. Notons que ces deux études ont été réalisées en appui bipodal.

5.2.2. Strapping et activité musculaire

Notre étude révèle une diminution de la consommation d'énergie globale du sujet, pour s'équilibrer, liée à la pose d'une contention adhésive. En effet, la valeur LFS est plus faible en présence du strapping. Le contrôle postural étant principalement lié au contrôle des mouvements du pied lors de l'appui unipodal, on peut aisément supposer que cette diminution énergétique débute au niveau des muscles de la jambe.

5.2.2.1. Activité des fibulaires lors du port de strapping

Neiger affirme que le tonus musculaire est augmenté par la pose de contentions adhésives, hypothèse confirmée par une étude électromyographique de Loos et Boelens (18). Néanmoins, des études plus récentes utilisant également l'EMG pour leurs mesures (1, 15, 25) concluent que l'activité musculaire des longs fibulaires est diminuée avec le strapping de cheville tant sur des sujets sains que sur des sujets présentant une instabilité de cheville. L'étude de Alt (1) décrit même une diminution de 18% de l'activité des fibulaires.

Le temps de réaction du muscle a également été évalué dans la littérature. Karlsson, cité par Wilkerson (25), a étudié la différence du temps de réaction de l'activité réflexe entre des sujets strappés et non strappés, avec et sans instabilité de cheville. Il en ressort que la réactivité musculaire est améliorée par la contention pour les sujets instables.

Ces observations sont liées aux propriétés élastiques du strapping qui provoquent une réduction de la vitesse et de l'amplitude du déplacement articulaire (1, 15, 25). Ceci a pour conséquence de modifier le recrutement des muscles stabilisateurs. L'étude de Lohrer (25) calcule le rapport entre l'activité musculaire des fibulaires et l'amplitude d'inversion. Elle révèle que si nous tenons compte de la diminution de l'amplitude articulaire et de la vitesse de déplacement, le recrutement des fibres des muscles fibulaires est amélioré. Ceci correspond à un temps de réponse plus court et par conséquent à une sollicitation moins importante liée à l'anticipation.

5.2.2.2. LFS et chaînes musculaires

La LFS est une évaluation de l'énergie globale utilisée par le sujet pour s'équilibrer. Elle ne correspond pas précisément à un groupe musculaire. Le pilier unipodal nécessite une consommation énergétique importante, c'est sur cela que repose l'intégrité du maintien du corps et évite sa chute. Il existe malgré tout des discordances sur l'importance de la hanche lors de ce maintien en comparaison avec le pied. En effet, selon Nashner et McCollum (2), le maintien médio-latéral nécessite également la participation des mouvements de la hanche. Ce contrôle agit essentiellement lors de période de déséquilibres importants ou lors d'instabilité de cheville (17). Il apparaît donc que la réaction des fibulaires avec la bande adhésive n'explique pas à elle seule cette diminution de consommation d'énergie. Il faut prendre en considération que la modification de recrutement des muscles fibulaires puisse influencer le recrutement de la chaîne musculaire ascendante. Aucune étude à ce jour ne permet de confirmer cette hypothèse.

6. CONCLUSION :

Notre étude a évalué l'incidence d'un strapping préventif de cheville sur la posture. Elle nous révèle que la contention n'apporte pas de modifications sur les performances d'équilibration, cependant elle permet une réduction de la consommation d'énergie globale utilisée par nos sujets.

La majorité des études évaluant l'action des orthèses montrent, contrairement aux strapping, une réduction des déplacements du centre de pression, ce qui indique des modifications d'adaptations posturales du sujet par rapport à sa posture physiologique. Nous pouvons donc supposer qu'avec le port de la contention adhésive, le sportif conserve ses sensations proprioceptives intactes, ce qui lui assure un maintien de ses performances et de ses stratégies sportives tout en ayant une stabilisation articulaire efficace. Cependant, il est concevable de penser que ce maintien permanent puisse entraîner à long terme un déconditionnement musculaire et sensoriel, il serait donc intéressant d'analyser l'effet de l'entraînement continu avec un strapping sur l'évolution de ces performances posturales et sportives.

Nous avons mis en avant le lien étroit entre les muscles fibulaires et le strapping, cependant le maintien unipodal nécessite la présence et la coordination de plusieurs muscles. Il est possible que le port de la contention induise des modifications de recrutement au niveau des chaînes musculaires du membre inférieur et du tronc. Il faudrait poursuivre l'étude par une évaluation électromyographique des muscles stabilisateurs de la cheville, du genou et de la hanche afin de connaître les phénomènes d'activation et d'anticipation de ces muscles avec le strapping de cheville.

BIBLIOGRAPHIE :

- 1. ALT W. , LOHRER H. , GOLLHOFER A. -** Functionnal properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. – Foot and Ankle International , 1999, 20, 4, p. 238- 245.

- 2. BAIER M. , HOPF T. -** Ankle orthoses effects on single-limb standing balance in athletes with functionnal ankle instability. – Arch. Phys. Med. Rehabil. , 1998, 79, p. 939- 943.

- 3. BELLAUD E. -** Une façon (re)pensée d’agir : Les entorses de cheville peuvent-elles être prévenues ? - Kinésithérapie la revue, 2006, 59, 6, p. 33- 41

- 4. BENICHOU J. , LIBOTTE M. -** Le livre du pied et de la marche – Ed. Odile Jacob, 2002, p. 34- 64, 333p.

- 5. BESNIER JP. -** La cheville : physiologie, pathologie, thérapeutique et rééducation. – Ed. Frison-Roche, 1992, p. 23- 43, p. 61- 71, 244p.

- 6. BESSOU M. , DUPUI P. , SEVERAC A., BESSOU P. -** Le pied, organe de l’équilibration - Dans « Pied, équilibre et posture », coordonné par VILLENEUVE P. , 3^{ème} journée de posturographie, Ed. Frison- Roche , 1996, p. 21- 32, 232p.

7. CALMELS P. , ESCAFIFT M. , DOMENACH M. , MINAIRE P. - Posturographic evaluation of the proprioceptive effect of ankle orthoses in healthy volunteers. – Int. Disabil. Studies, 1991, 13, p. 42- 45.

8. CHANUSSOT JC. , DANOWSKI RG. - Rééducation en traumatologie du sport, Membre inférieur et rachis – Tome 2 , 2005, 4^{ème} édition, Masson, p. 224- 232, 399p.

9. DUPUI P. , MONTOYA R. - Les journées de formation aux techniques d'analyses des activités posturo-cinétiques chez l'homme – Satel, 2001, Laboratoire de physiologie neurosensorielle et motrice CHU Rangueil TOULOUSE

10. EGENSPENGER E. – Pour une utilisation optimale et professionnelle de la plate-forme posturographique lors du bilan kinésithérapique de l'équilibration – Mémoire en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat de Masseur Kinésithérapeute : Nancy : 2002. 19p.

11. ENJALBERT M. , RABISCHONG P. , et coll. - Sensibilité plantaire et équilibre – Dans « Pied, équilibre et posture », coordonné par VILLENEUVE P., 3^{ème} journée de posturographie Ed. Frison- Roche , 1996, p. 42- 59, 232p.

12. FEUERBACH JW. , GRABINER MD. - Effect of the aircast on unilateral postural control : Amplitude and frequency variables – J. Orthop. Sports Phys. Ther. , 1993, 17, p. 149- 154.

- 13. GEOFFROY C. , ROMAN L. -** Guide pratique des contentions : toutes les techniques de strapping à connaître – Collection Sport + , 2006, p. 12- 91.
- 14. HAMER PW. , et coll. -** The influence of ankle strapping on wobbleboard performance, before and after exercise – Australian Physiotherapy , 1992 , 38, 2, p.85- 92.
- 15. HOPPER DM. , McNAIR P. , ELLIOTT BC. -** Landing in netball: effects of taping and bracing the ankle – Br. J. Sports Med. , 1999, 33, 6, p. 409- 413.
- 16. JAULIN L. –** Limitations articulaires de la cheville à l'aide de contentions adhésives. Comparaison des méthodes de O. ROUILLON et VAN DEN BROECK - Mémoire en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat de Masseur Kinésithérapeute : Nancy : 1993. 19p.
- 17. KING DL. , ZATSIORSKY VM. -** Periods of extreme ankle displacement during one-legged standing – Gait and Posture , 2002, 15, p. 172- 179.
- 18. LOOS T. , BOELENS P. -** Effets de la contention souple adhésive sur l'activité myo-électrique des muscles de la jambe – Ann. Kinésithér. , 1986, t. 13, n°6, p. 305- 311.
- 19. MAMBRIANI A. –** Plante solitaire recherche stabilité – Mémoire en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat de Masseur Kinésithérapeute : Nancy : 2005. 19p.
- 20. MESURE S. , LAMENDIN H. -** Posture, pratique sportive et rééducation – Masson. 2001. p 1- 24, 145 p.

21. NEIGER H. - Les contentions souples : application en traumatologie du sport et en rééducation. – Paris : Masson, 1988 , p. 4- 21, 178 p.

22. ROTTIGNI S. , HOPPER D. - Entorse chronique de la cheville : faiblesse péronnière chez les basketteuses – Kiné Scientifique , 1994, revue n° 334, p. 14-19

23. ROUGIER P. , TOSCHI P. - Comment les caractéristiques physiques d'une orthèse de cheville modifient-elles la performance posturale "statique" ? – Ann. Kinésithér. , 2001, 28, 4, p. 152- 161.

24. ROUILLON O. - Le strapping : les contentions adhésives appliquées au membre inférieur - Edition Vigot , 1987, p. 1- 26, 176p.

25. WILKERSON GB. - Biomechanical and neuromuscular effects of ankle taping and bracing – Journal of Athletic Training , 2002, 37, 4, p. 436- 445.

Références internet :

26. www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/entorse_rap.pdf

27. www.posturologie.asso.fr/parution/diuphilippe.htm

ANNEXES

ANNEXE I : Tableau de mesures

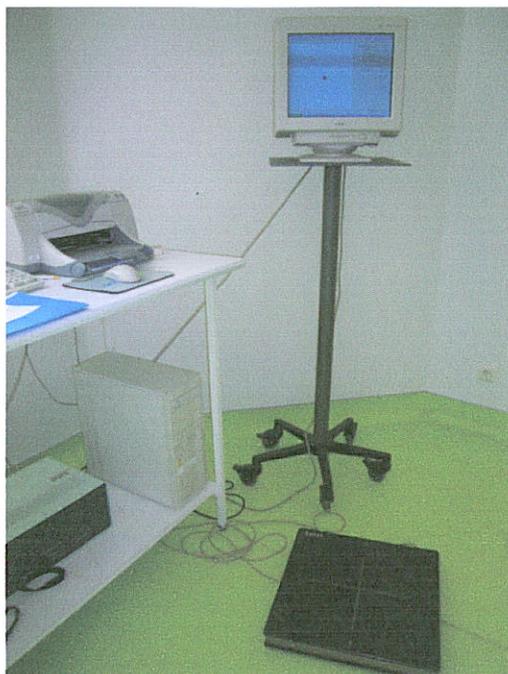
Annexe Ia : Sans le strapping :

	Age	Pied	Xmoy		Ymoy		Surface		LFS		Longueur	
			YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF
S1	27	D	5.1	5.2	-10.1	-25.6	504	962	2.36	2.28	1382	2365
S2	37	G	9.9	9.6	-22.9	-19.0	420	766	2.76	2.65	1506	2350
S3	36	D	4.4	8.3	-24.6	-4.6	752	943	2.84	2.47	2029	2539
S4	37	D	2.4	-1.4	-30.1	-22.2	1064	1635	2.24	1.80	2046	3200
S5	47	G	2.7	-0,5	-14.4	-12.2	603	3158	2.94	0.78	1874	4702
S6	31	D	4.6	3.7	-21.2	-14.3	468	1893	2.52	1.43	1429	3131
S7	52	D	7.9	-4.3	-29.2	-26.4	951	1606	3.21	1.62	2688	2820
S8	19	D	2.2	4.3	-25.8	-23.7	656	1587	2.20	1.58	1460	2704
S9	27	G	3.8	9.2	-17.5	-11.9	401	1167	2.61	2.12	1406	2604
S10	22	G	4.7	7.1	-24.2	-16.7	374	1085	2.80	2.13	1472	2442
S11	21	D	1.4	6.5	-30	-14.8	1076	1401	2.19	1.71	2020	2535
S12	24	D	-0.7	-5.2	-6.4	-5.0	539	1502	3.74	2.74	2273	4446
S13	24	D	13.6	7.9	-9.5	-8.6	480	1305	3.44	2.32	1991	3184
S14	26	D	5.6	-0.8	-25.6	-13.7	919	4117	2.23	0.37	1817	4854
S15	22	D	8.3	4.5	-18.6	-25.5	1021	2357	2.15	1.06	1905	3355
S16	30	D	4.9	-0.5	-20.7	-25.1	526	1533	2.70	1.68	1606	2747
S17	40	D	3.3	0.0	-21.9	-10.2	697	2238	2.80	1.41	1915	4094
S18	53	G	12.5	8.0	-35.4	-36.8	934	1032	2.75	2.53	2263	2249
S19	29	D	6.0	3.5	-30.6	-28.6	715	1025	1.93	2.48	1327	2702
S20	27	D	-11.2	-13.3	-14.8	-5.3	464	742	2.21	2.15	1255	1888
S21	26	D	2.2	5.5	-35.1	-34.6	508	2927	2.58	1.02	1501	5091
S22	29	G	10.3	4.4	-11.7	-13.1	528	3756	3.63	0.57	2179	5529
S23	47	G	4.2	4.2	-9.3	-6.7	456	1425	2.20	1.96	1246	2964
S24	45	G	2.6	2.7	-7.2	-9.3	745	2009	2.94	1.55	2105	3740
S25	28	D	3.4	-5.5	-27.9	-17.5	410	871	3.30	2.75	1787	2657
S26	22	G	5.4	8.9	-31.1	-19.9	785	2284	3.33	1.52	2438	4553
S27	37	D	5.0	9.3	0.8	1.2	579	1324	2.15	2.17	1350	3028
S28	21	D	5.2	3.9	-2.6	4.7	826	1338	2.00	1.94	1527	2740
S29	20	D	3.9	7.0	-30.4	-7.1	662	1438	2.61	1.89	1725	2889
S30	24	D	10.1	13.4	-23.7	-16.4	795	1719	2.85	2.08	2107	3964

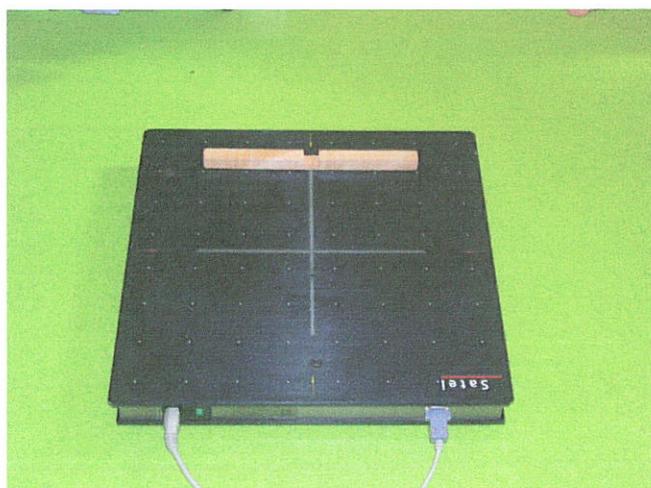
Annexe Ib : Avec le strapping

	Age	Pied	Xmoy		Ymoy		Surface		LFS		Longueur	
			YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF	YO	YF
S1	27	D	4.2	0.5	-14.5	-25.2	586	1427	2.39	1.77	1502	2665
S2	37	G	6.0	5.8	-26.6	-21.9	352	1015	2.65	2.46	1362	2664
S3	36	D	-2.2	9.8	-20.1	-18.5	482	1725	2.88	1.62	1658	3106
S4	37	D	1.5	7.0	-19.0	-18.5	920	2463	2.34	0.94	1913	3259
S5	47	G	10.1	4.2	-20.7	-25.3	690	2210	2.64	1.31	1799	3696
S6	31	D	8.3	-0.6	-15.1	-11.0	613	1490	2.04	1.75	1304	2790
S7	52	D	-0.2	-13.3	-28.6	-30.0	1115	1056	2.56	2.30	2447	2567
S8	19	D	3.7	6.2	-29.0	-23.8	809	2491	2.11	0.84	1565	2961
S9	27	G	12.2	13.0	-22.1	-12.1	612	3043	2.66	0.55	1694	3020
S10	22	G	0.9	2.7	-19.6	-7.3	287	1518	2.48	1.74	1214	2836
S11	21	D	7.9	7.5	-21.7	-14.7	783	1624	2.21	1.56	1616	2764
S12	24	D	-7.5	-10.3	1.4	-19.7	451	1094	4.21	2.82	2389	3260
S13	24	D	12.1	9.8	-11.1	-9.0	573	2258	2.70	1.32	1678	3884
S14	26	D	15.1	2.0	-27.3	-17.3	666	2095	2.62	1.42	1738	3662
S15	22	D	-0.5	2.3	-26.0	-13.2	721	2590	2.11	0.79	1461	3049
S16	30	D	6.4	5.6	-23.2	-35.9	708	1773	2.30	1.55	1581	3072
S17	40	D	3.5	6.1	-17.9	2.1	606	1463	3.29	2.14	2098	3349
S18	53	G	4.6	-0,7	-22.1	-25.1	1751	1168	1.98	2.35	3877	2877
S19	29	D	5.4	5.8	-20.2	-20.4	509	1206	2.27	2.22	1332	2811
S20	27	D	-5.7	-9.1	-12.9	0.7	815	1362	1.99	1.31	1502	1891
S21	26	D	10.0	3.4	-35.7	-29.0	792	3176	2.46	0.73	1798	4461
S22	29	G	9.8	5.7	-4.0	-13.1	660	2411	2.85	1.11	1909	3681
S23	47	G	4.3	5.6	-2.6	0.0	629	1632	1.89	1.84	1232	3285
S24	45	G	4.6	1.5	-1.1	-0.8	651	1410	2.90	1.97	1933	2955
S25	28	D	2.3	2.6	-19.0	-23.3	644	1181	2.86	2.12	1879	2615
S26	22	G	13.9	8.4	-40.2	-23.2	982	4602	2.81	0.28	2404	5428
S27	37	D	-0.6	4.6	0.8	-0.8	472	1733	2.14	1.50	1237	2912
S28	21	D	3.8	2.4	-10.3	-1.5	710	1518	2.14	1.72	1482	2810
S29	20	D	8.4	1.9	-15.9	-21.3	735	1388	2.11	2.00	1487	2921
S30	24	D	6.9	1.7	-30.5	-31.9	1088	2210	2.93	1.49	2740	4195

ANNEXE II : Matériels



Annexe IIa : La plate-forme et son logiciel



Annexe IIb : La plate-forme

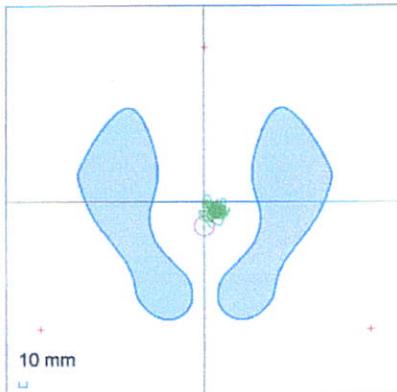
ANNEXE III : Impression des résultats

Evaluation de l'équilibration en condition statique **YO**

Patient : S 16
Date de naissance : 13/05/1982
N° Sécurité Sociale : -
ID Code :

Prescripteur : MICHENON Christiane
Tél:

Examen N° 1035 du 18/10/2006 à 14H 56mn



Fréquence : 40,0 Hz
Durée : 51,2 s

Conditions

- Visuelle : YO
- Vestibulaire : Sans
- Occlusale : Sans
- Rachidienne : Sans
- Podale : Sans
- Personnalisée : Sans
Critère 1 : unipodal
Critère 2 : sans strapping
Critère 3 :

X Moyen : **13,6** 1,1 (-9,6 / 11,7) mm
Y Moyen : **-9,5** -29,2 (-1,5 / -57) mm
Longueur : **1991** 429 (307 / 599) mm
Surface : **480** 91 (39 / 210) mm²
LFS adulte : **3,44** 1 (0,72 / 1,39)
LFS enfant : **1,80** 1,02 (0,68 / 1,36)

Prédominance directionnelle : 157° (trigo)

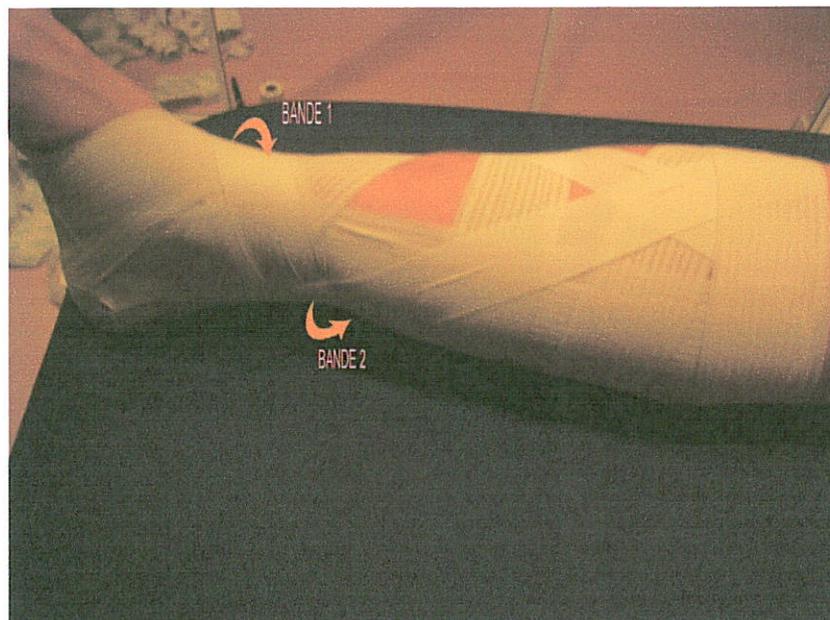
Q Romberg : NC 288 (112 / 677)

VFY : 13,80

ANNEXE IV : Réalisation du Strapping :



Annexe IV a : La bande en huit.



Annexe IV b : Les renforts rigides.



Annexe IV c : Vue de face du strapping.