

Mémoire de Master 1 Exercice, Sport, Santé, Handicap

**EFFETS D'UN DISPOSITIF ANTI-PUBALGIE
SUR LES DONNEES
ELECTROMYOGRAPHIQUES ET
MECANIQUES DE SUJETS SAINS**

Présenté par

Damien FOURNET

Sous la direction de M : Guillaume MILLET (Professeur)

Année universitaire 2006-2007

SOMMAIRE

1. Introduction	1
1.1. Rappels anatomiques.....	1
1.1.1. L'articulation de la hanche.....	2
1.1.2. Les mouvements d'adduction/abduction.....	3
1.1.3. Le carrefour pubien.....	4
1.2. La pubalgie.....	5
1.2.1. Définition.....	5
1.2.2. Facteurs responsables de la pubalgie sous pubienne.....	6
1.2.3. Types de traitements.....	7
1.3. Le Shorty Strap ©.....	9
1.3.1. Description et caractéristiques	9
1.3.2. Suivi clinique	11
1.3.3. Hypothèses de l'étude.....	12
2. Matériels et méthodes	13
2.1. Sujets.....	13
2.2. Protocole.....	13
2.3. Outils et analyse des données.....	15
2.4. Analyse statistique.....	18
3. Résultats	19
3.1. Données mécaniques.....	19
3.1.1. Marche.....	19
3.1.2. Course.....	21
3.2. Données électromyographiques.....	22
3.2.1. Contraction Maximale Volontaire.....	22
3.2.2. Marche.....	23
3.2.3. Course.....	24
3.2.4. Tests latéraux.....	27
4. Discussion	28
4.1. Shorty Strap et paramètres de marche et course.....	28
4.2. Shorty Strap et forces de réaction au sol.....	29
4.3. Shorty Strap et activité EMG.....	31
5. Limites de l'étude et perspectives	34
6. Conclusion	36
7. Annexes et références	37

1. INTRODUCTION

La pubalgie représente environ 5% des blessures tout sport confondu selon Renström et Peterson (1980). Ce syndrome survient surtout dans les sports nécessitant des changements de direction ou des frappes de balle. Il n'est donc pas étonnant de voir le football arriver en tête des sports les plus touchés. Des solutions pour lutter contre cette blessure peuvent ainsi avoir un fort retentissement dans la communauté sportive.

Le domaine de l'orthopédie a investigué de nombreux domaines de recherches autour des pathologies liées aux articulations comme la cheville ou le genou. A l'inverse de ces pathologies, la pubalgie ne survient pas brutalement et ne touche pas les structures ligamenteuses. Le produit présenté dans cette recherche agit par le biais d'une contention sur l'organisation musculaire complexe de la hanche et de la cuisse en englobant deux carrefours articulaires : la hanche et la symphyse pubienne.

1.1 Rappels anatomiques

1.1.1 L'articulation de la hanche

L'articulation de la hanche (Fig. 1) correspond à l'articulation proximale du membre inférieur. La jonction entre le fémur et l'os du bassin, l'os coxal, s'effectue grâce à une surface articulaire liant la tête fémorale à la surface demi lunaire de l'acétabulum prolongée par le bourrelet acétabulaire¹⁰. La capsule articulaire est renforcée par de nombreux ligaments soit intracapsulaire, comme le ligament de la tête fémorale, soit extracapsulaire comme le ligament ilio-fémorale¹, le plus solide de tout le corps humain.

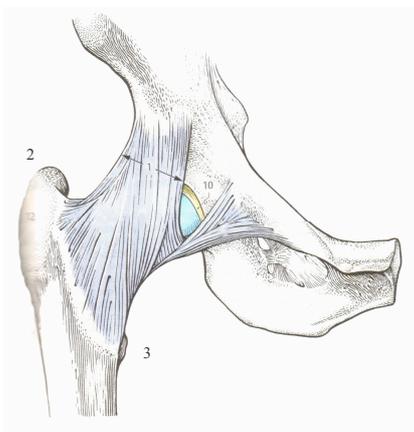


Figure 1 : Anatomie de l'articulation coxo fémorale

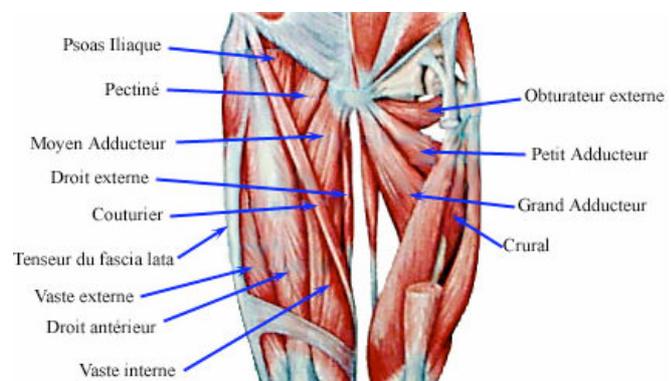


Figure 2 : Musculature de la hanche et de la cuisse

La musculature de la hanche (Fig. 2) se divise en un groupe de muscles dorsaux et un groupe de muscles ventraux. Les muscles dorsaux sont composés du muscle ilio-psoas s'insérant sur le petit trochanter³ ainsi que d'un groupe postérieur comprenant les muscles s'insérant sur le grand trochanter² c'est à dire l'ensemble des muscles fessiers, le piriforme, le tenseur du fascia lata,. Les muscles ventraux sont composés des muscles obturateurs, des muscles jumeaux, du carré fémoral s'insérant sur l'épiphyse proximale du fémur, des adducteurs de la cuisse et du pectiné s'insérant sur la diaphyse fémorale. Le muscle gracile s'insérant dans la patte d'oie est un muscle ventral agissant également sur l'articulation du genou.

L'articulation coxo-fémorale est une énarthrose à 3 degrés de libertés qui assure des mouvements de la cuisse selon l'axe vertical, l'axe horizontal et l'axe sagittal et par voie de conséquence dans les 3 plans de l'espace à savoir le plan frontal, le plan transversal et la plan sagittal. Les activités quotidiennes sollicite l'articulation de la hanche dans tous les plans de l'espace à des degrés différents.

Schache et al (1999) se sont proposés de résumer les données existantes de la littérature sur la description des mouvements du complexe lombo-coxo-fémoral lors de la course à pied. Les données qui vont suivre proviennent d'études où les vitesses de course variaient entre 8 et 14 km/h.

Ainsi, les mouvements de *flexion/extension* de la cuisse dans le plan sagittal balaie une amplitude de 50 à 60° lors d'une foulée. Dans le plan transversal, les mouvements de *rotation interne / rotation externe* représente moins de 10° environ. Enfin, dans le plan frontal, l'*adduction/abduction* de la cuisse couvre une amplitude entre 14 et 20° avec des valeurs maximales relativement similaires n'excédant pas les 10° pour chaque mouvement.

Ces résultats ont pu être obtenus lors de la course dans la mesure où il s'agit d'une activité cyclique. Bien qu'ils ne s'appliquent qu'à la course en ligne droite, ils nous donnent un ordre de grandeur intéressant pour d'autres types de déplacements.

Nous allons à présent nous recentrer plus en détail sur la capacité d'*adduction/abduction* de la cuisse par l'intermédiaire de l'articulation coxo-fémorale.

1.1.2 Les mouvements d'adduction/abduction de la cuisse

Comme nous l'avons vu précédemment, l'articulation de la hanche offre un degré de liberté dans le plan frontal selon un axe sagittal. L'*adduction* de la cuisse permet un rapprochement du segment fémoral vers l'axe vertical médian du corps. A l'inverse, l'*abduction* offre la possibilité à la cuisse de s'éloigner de cet axe.

En utilisant la méthode STFR de Gerhardt (1983), position debout avec les bras pendant et les paumes des mains tournées vers l'avant, l'amplitude maximale d'*adduction* ne dépasse pas 30° alors que l'*abduction* est limité à 45°.

Ces valeurs normalisées pourraient être surévaluées par des mécanismes de compensation comme par exemple une inclinaison latérale du tronc pour augmenter l'abduction.

Le haubanage musculaire est relativement dense autour l'articulation coxo-fémorale pour assurer les mouvements d'adduction/abduction. Ainsi, on distingue 6 muscles responsables de l'abduction. Le principal muscle abducteur (Fig. 3) est le muscle moyen fessier (gluteus medius) qui naît de la face glutéale de l'aile iliaque pour s'insérer sur le grand trochanter.

Pas moins de 9 muscles peuvent jouer un rôle dans l'adduction de la cuisse (Fig. 3). Le muscle grand adducteur (adductor magnus) naît du rameau inférieur du pubis et s'insère pour une partie sur la ligne âpre du fémur et pour l'autre sur l'épicondyle médial. Le muscle petit adducteur (adductor minimus) naît également du rameau inférieur du pubis pour se terminer sur le tiers supérieur de la ligne âpre. Le muscle moyen adducteur ou long adducteur (adductor longus) naît du rameau supérieur du pubis et se termine sur le tiers moyen de ligne âpre. Il s'agit du muscle le plus superficiel de la loge interne de la cuisse.

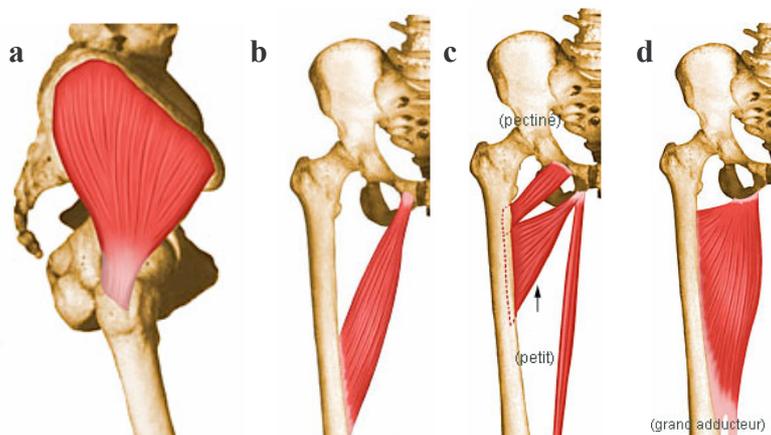


Figure 3 : Insertions des muscles gluteus medius (a) adductor longus (b) adductor minimus (c) adductor magnus (d)

Torry et al (2006) citent De Sousa et Vitti (1971) dans une revue de littérature à propos de la biomécanique de la hanche. Ces auteurs valident la notion selon laquelle le muscle grand adducteur est surtout actif pour lutter contre une résistance en direction de l'axe vertical médian contrairement au long adducteur qui est actif en permanence durant toute adduction.

Les mouvements d'abduction/adduction sont coordonnées avec un voire 2 autres plans (sagittal et/ou transversal) afin d'offrir un déplacement du membre inférieur dans toutes les dimensions de l'espace. La sollicitation des adducteurs est courante dans les gestes de la vie quotidienne (marche, escaliers) mais reste relativement modérée .

En revanche, l'activité sportive impose des contraintes externes importantes au niveau de l'insertion étroite des adducteurs sur le pubis. Cette région va devoir subir les mouvements des 2 articulations coxo-fémorales avec des risques de conflit en particulier dans le plan frontal.

1.1.3 Le carrefour pubien

Les 2 os coxaux sont reliés par la symphyse pubienne constituée de cartilage fibreux. Il s'agit d'une amphiarthrose à la mobilité très réduite. Le système musculaire autour de la région pubienne assure en permanence un état d'équilibre statique et dynamique lors de la transmission des charges asymétriques et alternatives du rachis vers les articulations sacro-iliaques et coxo-fémorales.

Selon Danoswki et Chanussot (1996), l'articulation, par son disque inter pubien, intervient pour diminuer les contraintes dans toutes les directions : flexion, compression, cisaillement, traction et torsion. La mise en contraction alternative bilatérale ou unilatérale croisée des muscles adducteurs et de la sangle abdominale maintient cet équilibre. L'étude de Walheim et al (1984) a démontré que la symphyse atteint sa plus grande mobilité lorsqu'elle est exposée aux contraintes de cisaillement (2 mm). Un état de surmenage ou une insuffisance suffit pour rompre l'équilibre et ainsi augmenter les contraintes sur ce système amortisseur.

Il semble important de souligner les différences qui existent au niveau morpho-anatomique entre un bassin féminin et un bassin masculin. L'angle sous pubien masculin ($\pm 70^\circ$) est plus aigu que l'arcade pubienne féminine ($\pm 110^\circ$) ce qui implique une distance plus faible entre les points d'insertions des adducteurs du membre inférieur

droit et gauche. Les masses musculaires mises en jeu dans cette région pubienne et les caractéristiques musculo-tendineuses diffèrent selon le sexe.

Les contraintes mécaniques ne sont donc pas appliquées de la même manière ce qui implique une certaine inégalité entre les sexes face aux blessures de ce type.

Globalement, le bassin et la hanche représente une aire anatomique riche en pathologies diverses comme la hernie inguinale, les inflammations de la symphyse, les fractures de stress (par exemple au niveau de la tête du fémur), les douleurs des adducteurs.

1.2 La pubalgie

1.2.1. Définition

Danoswski et Chanussot (1996) définissent la pubalgie comme « un syndrome douloureux du carrefour pubien observé chez le sportif et regroupant sous une même dénomination trois entités anatomo-cliniques distinctes, parfois intriquées, d'éthiopathogénie commune : la maladie des adducteurs, l'ostéo-arthropathie pubienne et la pathologie pariétale abdominale ». La pubalgie touche essentiellement les hommes et dans de rares exceptions les femmes comme le démontre l'étude de cas de Tonsoline (1993).

Renström et Peterson (1980) chiffrent à 5% la part des blessures de l'aine au sein de toutes les pathologies sportives. Le terme générique de « blessure de l'aine » renvoie au terme anglais de « groin injury » qui inclue l'ensemble des syndromes touchant la région pubienne et la région de l'aine.

Ces auteurs affirment que 62% de ces blessures surviennent au niveau de la jonction musculo-tendineuse du muscle long adducteur.

Nous allons maintenant nous consacrer uniquement à la tendinite des adducteurs que l'on peut qualifier de pubalgie sous pubienne. Dans ce cas la douleur siège dans la partie haute de la face interne de la cuisse. Elle est le plus souvent progressive au cours de l'effort physique mais peut s'avérer exceptionnellement brutale lors d'une contraction excentrique violente.

La pubalgie se rencontre donc principalement dans les sports nécessitant des changements rapides de direction ou des frappes de balle. Nous pouvons alors citer le football, le rugby, le hockey sur glace, le triple saut, la course de haies, le ski, etc.

Une étude de Nielsen (1989) a par exemple montré que la pubalgie touchait entre 10 et 18% des footballeurs au Danemark.

La complexité de la région pubienne rend le diagnostique difficile à établir. LeBlanc (2003) dresse une liste de 36 diagnostics différentiels reliés au syndrome de douleur de l'aine. Les symptômes sont parfois relativement similaires entre les étiologies et il n'est pas rare que plusieurs blessures coexistent simultanément.

1.2.2 Facteurs responsables de la pubalgie sous pubienne

Benezis (1990) cité par Danowski et Chanussot (1996) considère la pubalgie comme « une pathologie inguino-pubienne de surmenage survenant dans un contexte anatomique et biomécanique particulier ».

Il convient alors de préciser ce contexte pour comprendre les raisons d'apparition de la douleur des adducteurs. Cet auteur a classé les facteurs de risque en 2 catégories : les facteurs intrinsèques découlant de considérations anthropométriques et les facteurs extrinsèques qui englobent l'ensemble des contraintes s'exerçant sur le corps (Tableau 1).

Tableau 1 : Facteurs favorisant l'apparition d'une pubalgie

Facteurs INTRINSEQUES	Facteurs EXTRINSEQUES
<p>Anomalies de la chaîne locomotrice du carrefour pubien</p> <ul style="list-style-type: none"> • hyperlordose lombaire • antéversion du bassin • dysfonctionnement sacro-iliaque • hypermobilité de la symphyse pubienne • asymétrie des contraintes entre la charge transmise et les réactions au sol • dysfonctionnement de l'articulation de la hanche • inégalité de longueur des membres inférieurs <p>Défaut d'équilibre de la balance musculaire</p> <ul style="list-style-type: none"> • hypertonie ou rétraction des adducteurs • sangle abdominale déficiente • anomalie constitutionnelle ou acquise du canal inguinal 	<ul style="list-style-type: none"> • discipline sportive agressive pour la symphyse • entraînement intensif • entraînement mal conduit • problème d'équipement • problème de revêtement du terrain • encombrement du calendrier

Lynch et Renström (1999) ajoutent dans les facteurs intrinsèques une faiblesse de l'irrigation sanguine autour de l'insertion tendineuse du muscle long adducteur. Tous les facteurs mis en jeu vont perturber l'équilibre fragile permettant la diminution des contraintes de flexion, compression, cisaillement, traction et torsion s'exerçant sur le carrefour pubien (Fig. 4). Une fois le diagnostique ciblé sur l'atteinte des adducteurs, le patient va être guidé dans une phase de réhabilitation avant de pouvoir retourner à son activité sportive.

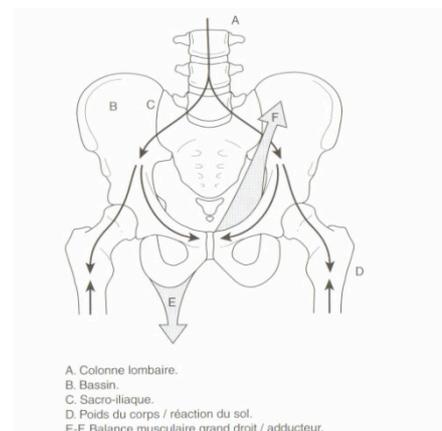


Figure 4 : Chaîne locomotrice du carrefour pubien

1.2.3 Traitement thérapeutique

Lynch et Renström (1999) cite le travail de Sim et al (1995) concernant un protocole de réhabilitation permettant de traiter la pubalgie sous pubienne.

L'étape 1 consiste à limiter la tuméfaction par du repos, en appliquant de la glace et en compressant la région douloureuse.

L'utilisation d'anti inflammatoires non stéroïdiens ou de décontractants n'est pas exclu.

L'étape 2 a pour but de limiter l'atrophie et restaurer toute l'amplitude articulaire grâce à des exercices doux qui ne doivent pas provoquer de douleurs. L'utilisation de la stimulation électrique ou des ultra sons est possible mais son efficacité n'a pas été scientifiquement vérifié.

L'étape 3 cherche à redonner au patient toute sa force, sa souplesse et son endurance à travers des exercices isométriques et isocinétiques.

L'étape 4 conclue le processus par un entraînement proprioceptif et le médecin autorisera le patient à retourner à son activité dès lors qu'il aura atteint au moins 70% de sa force normale.

Ce protocole dure entre 4 et 8 semaines mais peut s'étendre jusqu'à 6 mois pour des douleurs chroniques. Lynch et Renström (1999) insiste sur l'idée qu'un retour prématuré peut conduire à une aggravation de la douleur.

En cas d'échec du traitement médical, la chirurgie s'impose en dernier recours avec la réalisation d'une ténotomie du long adducteur, avec une part de risque relative à l'opération (Akermark et Johansson 1992).

L'étude prospective de Tyler et al (2001) pour la National Hockey League (NHL) a permis de mettre en lumière qu'un joueur avait 17 fois plus de chance de contracter une pubalgie sous pubienne si le ratio de force adducteur/abducteur était inférieur à 80% en période de pré-saison. Suite à ce résultat, un programme de renforcement musculaire a permis de diminuer significativement le nombre de pubalgie chez des sujets dits à risque lors des saisons suivantes (Tyler 2002). Le chemin de la prévention passerait donc par des exercices excentriques, concentriques et d'étirements fonctionnels ciblés sur les adducteurs.

Malgré la qualité du travail de prévention, le nombre de pubalgie sous pubienne apparaît comme suffisamment important pour envisager une solution innovante permettant de lutter contre l'impatience des sportifs de revenir à leur pratique favorite.

1.3 Le Shorty Strap © de Thuasne

1.3.1 Description et caractéristiques du produit

Le Shorty Strap correspond à un dispositif de contention élastique des cuisses. Le brevet qui a permis la réalisation de ce dispositif a été déposé par le Dr Philippe NICOLAS. Il est officiellement publié dans l'Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (n° WO 2004/078077 A1) le 16 septembre 2004 et se classe parmi les « Méthodes ou dispositifs pour le traitement non chirurgical des os ou des articulations ».

Le médecin souligne dans le brevet la durée importante du traitement des tendinites des adducteurs, le risque de récurrence et le préjudice que cela peut comporter pour un sportif de haut niveau. Face à ce type de blessure, l'individu cherche à corriger tout mouvement imparfait afin d'éviter une tension excessive.

L'intérêt principal de l'invention est clairement énoncé : prévention et/ou guérison des tendinites des muscles adducteurs des cuisses en autorisant la poursuite d'un exercice physique minimum. Les schémas du dispositif sont présentés dans la Figure 5.

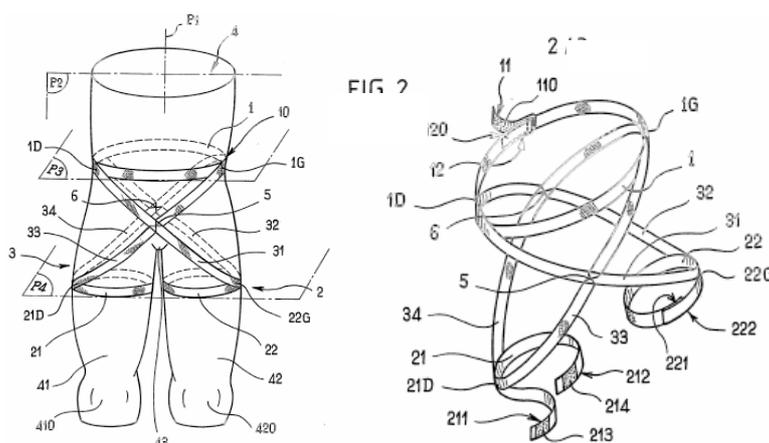


Figure 5 : Schémas descriptifs de l'invention

La caractéristique principale du dispositif est la présence de 4 sangles élastiques se croisant sur la face antérieure et postérieure de l'utilisateur.

Le brevet précise certaines mesures et propriétés des sangles. « Elles sont réalisées à partir d'une bande de tissu élastique d'une largeur de 3 à 4 cm. » Leur coefficient d'allongement (CA) est de préférence compris entre 10 et 25%. Il se définit par la formule suivante :

$$CA (\%) = [(l_1 - l_0) / l_0] * 100$$

l_1 (m) : longueur lorsque le dispositif est porté

l_0 (m) : longueur à vide

L'entreprise **Thuasne**, leader français de l'orthopédie implanté depuis 1847 à Saint-Etienne (Loire), a entrepris une exploitation industrielle de ce concept innovant.

Les ingénieurs textiles ont permis la réalisation de ce principe mécanique avec un produit fini en tout point proche de l'invention du Dr Nicolas (Fig 6)

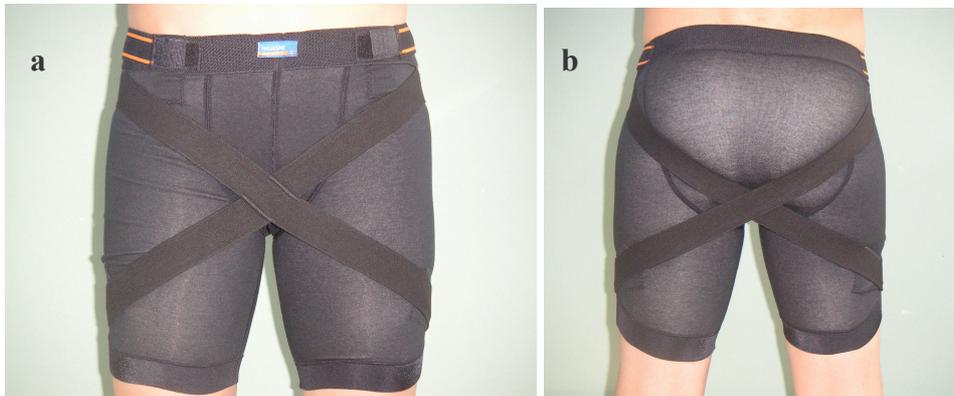


Figure 6 : Shorty Strap © conçu par Thuasne a) vue antérieure b) vue postérieure

L'analyse mécanique de ces sangles montre une action au repos dans le plan frontal en adduction. Le brevet ne précise pas que les sangles agissent aussi dans la plan sagittal par un léger rappel vers l'axe transversal lorsque la jambe est en mouvement. Ainsi lorsque l'on porte sa jambe en avant, la flexion de la hanche est limitée. Lorsque l'on porte la jambe en arrière, l'extension de la hanche doit également faire face à la raideur des sangles postérieures. Elles mesurent 3 cm de largeur pour un CA de 20% sur le produit fini (sujet DAFO, tour de taille = 78 cm) $l_1 = 0,54$ m $l_0 = 0,45$ m

Avant de quantifier les effets du Shorty Strap sur les utilisateurs, l'entreprise Thuasne a diligenté une étude portant sur l'intérêt thérapeutique du dispositif et son acceptation au sein de la communauté sportive et médicale.

1.3.2 Suivi clinique

Au cours de l'année 2006, le Dr Regis Boxelé a réalisé pour Thuasne un suivi clinique de 44 patients atteints de pubalgie sous pubienne par atteinte des adducteurs. Il s'agissait de sportifs pratiquant une activité pendant au minimum plus d'une heure par semaine. La moyenne d'âge des patients était de 23 ans (de 19 à 35 ans) avec 39 hommes et 5 femmes issus de spécialités différentes (football, rugby, basket, course, footing, danse, badminton). Les footballeurs représentaient les 2/3 des patients.

Un questionnaire était réalisé à J15, J30 et J60 après la prescription du produit.

Les questions portaient à la fois sur son utilisation, l'aspect esthétique et sur les perceptions sensorielles au repos et à l'effort avec une Echelle Visuelle Analogique (de 0 à 10). Les résultats sont probants concernant l'accueil et les performances perçues par les utilisateurs (Tableau 2)

Tableau 2 : Questionnaire de suivi du Shorty Strap

Avez-vous porté Shorty Strap à chaque fois que vous avez pratiqué votre sport	oui 86%
Avez-vous trouvé qu'il était facile à utiliser ?	oui 78%
Avez-vous ressenti une gêne lors du port du Shorty Strap ?	non 92%
Pensez-vous avoir obtenu de meilleurs résultats avec le Shorty Strap par rapport aux autres traitements de la pubalgie avant ?	oui 74%
Que pensez-vous de la qualité du Shorty Strap ?	bien/tbien 96%

Indice de satisfaction globale		Perception sensorielle (J30)	
entre 8 et 10	77%	amélioration complète	45%
entre 5 et 8	9%	bonne amélioration	27%
entre 3 et 5	2%	amélioration médiocre	16%
entre 0 et 3	12%	aucune amélioration	12%

L'étude globale sur le produit comportait un groupe de prescripteurs (médecins du sport et kinés), un groupe d'expert sportif testeurs, et le groupe de patients.

Les *points négatifs* correspondent au scepticisme des médecins (>70%), à l'aspect peu sexy du short une fois porté, à la gêne dans certains sports (rugby, basket..).

Les *points positifs* qui ressortent sont l'excellent indice de satisfaction globale (72%), l'accueil des kinés, le soulagement immédiat de la douleur pour les patients, et la compréhension rapide du concept mécanique par tous.

Ces résultats demandent à être agrémentés de données expérimentales servant à évaluer la performance du produit, sur des sujets sains dans un premier temps.

1.3.3 Hypothèses de l'étude

Le Shorty Strap constitue donc une réponse mécanique à un problème mécanique englobant l'articulation de la hanche et la symphyse pubienne.

La présente étude va alors s'intéresser sur les éventuelles conséquences des sangles élastiques de rappel sur la foulée lors de la marche et de la course. L'obligation de lutter contre la résistance occasionne-t-elle des modifications dans la production de forces lors de l'appui du pied au sol ? La question revient à savoir si des contraintes externes distales peuvent se répercuter sur la totalité du membre inférieur et sur le contact du pied au sol. D'une manière simple et concise, le dispositif modifie-t-il la façon de marcher ou courir ?

Ensuite, il semble primordial de nous intéresser à l'activité électrique des muscles du membre inférieur occasionnée par ce type de dispositif. Quelles sont les conséquences des contraintes mécaniques externes sur l'intensité du travail musculaire mis en jeu lors de la marche, de la course et lors d'exercices de sauts ou déplacements latéraux ?

L'enjeu de l'étude consiste en une évaluation du comportement du membre inférieur lorsque ce dispositif est porté à travers des variables à la fois mécaniques et neurophysiologiques.

L'intérêt reste par ailleurs de confirmer ou d'infirmer les espoirs portés par le travail d'innovation du Dr Nicolas. L'étude rentre une démarche de validation des propriétés non scientifiquement vérifiés du produit.

Le but de cette étude est donc d'évaluer les effets du Shorty Strap sur a) les paramètres mécaniques et b) l'activité musculaire de 7 muscles du membre inférieur, lors de la marche, de la course et de tests latéraux au sein d'une population de sujets sains.

2. MATERIELS et METHODES

2.1 Sujets

Quinze hommes sains (âge = $26,8 \pm 4,6$ ans, taille = $176,7 \pm 7,3$ cm, masse = $73,0 \pm 8,3$ kg et tour de taille = $81,5 \pm 7,3$ cm) ont participé à cette étude. Ces sujets ne présentaient pas d'antécédents de pubalgie. Ils ont été recrutés parmi les étudiants en Master 1 STAPS et parmi le personnel enseignant du laboratoire de Physiologie et de Physiopathologie de l'Exercice et du Handicap (PPEH) du Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de l'Hôpital Bellevue de Saint-Etienne.

Ils ont accepté de participer à l'expérimentation suite à un accord oral tacite. Une première visite consistait en une phase de familiarisation à la marche et la course sur tapis ADAL. L'expérimentation instrumentée avait lieu lors de la 2^{ème} visite avec une attribution randomisée du dispositif pour participer aux 3 conditions en marche, 3 en course et 3 tests latéraux.

2.2 Protocole

Session de familiarisation. Chaque sujet s'habitue à la marche sur tapis (3 à 6 km/h) pendant environ 15 mn en posant son pied bien distinctement sur chaque bande puis 15 mn sur tapis de course (9 à 15 km/h). Une attention particulière était portée sur le relâchement de l'individu (dérouter l'appui, buste et regard droit).

Session d'enregistrement des données.

Elle se décomposait en 3 étapes.

- La *première étape* se divisait à son tour en 3 phases.
- La 1^{ère} phase consistait en une préparation rigoureuse et méthodique de la peau pour disposer les électrodes de surface bipolaires sur la jambe droite.

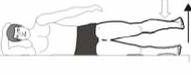
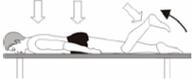
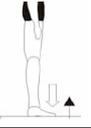
Un morceau fin de bande adhésive maintenait les électrodes fixement sur la peau.

Les fils permettant la connexion entre les électrodes et le boîtier EMG sont ensuite posés en respectant leurs voies respectives et en veillant à éviter toute tension sur le fil lors d'un mouvement de la jambe.

- La 2^{ème} phase consiste en une période d'échauffement d'environ 10 mn avec 5 mn de pédalage sur cycloergomètre puis 5 mn de course à faible allure, de déplacements latéraux et d'étirements afin de solliciter toute la chaîne musculaire inférieure.
- La 3^{ème} phase correspond à l'enregistrement EMG lors de CMV en isométrie.

Le tableau 3 récapitule la mise en place des différents tests selon l'ordre pratique établi pour le protocole.

Tableau 3 : Ordre et descriptif des tests en CMV pour chaque muscle (illustrations tirées de « ABC of EMG », Peter Konrad 2005)

Muscles	<i>Rectus Femoris</i> <i>Vastus medialis</i> <i>Vastus lateralis</i>	<i>Adductor Longus</i>	<i>Gluteus Medius</i>	<i>Biceps femoris</i>	<i>Peroneus Longus</i>
Illustrations					
Commentaires	Extension de genou entre 70-90° pied attaché à un bras de levier de la chaise	Serrer un ballon entre les 2 cuisses en position assise	Abduction de la jambe droite contre résistance à 20° couché sur le flanc gauche	Flexion de genou contre résistance à 20-30° à plat ventre	Eversion du pied pour soulever une barre situé à 10 cm du sol

Deux contractions maximales étaient demandées au sujet avec une période de récupération de 30 secondes entre chaque essai.

▪ *La seconde étape*

Elle débute par la remise d'un dispositif selon un ordre randomisé entre le « Shorty Strap » et le short nommé « Placebo ». Ce dernier possède le même agencement, la même composition des pièces de tissus mais sans les sangles élastiques de rappel.

Le sujet se déplace ensuite sur le tapis de **marche** pour réaliser 3 conditions (3, 4,5 et 6 km/h) puis sur le tapis de **course** pour 3 conditions (9, 12 et 15 km/h). Ce choix s'explique par la transition entre marche et course survenant environ à 7 km/ (Thorstensson et Roberthson 1987) Entre chaque test, une mesure du poids est effectuée afin de normaliser les données mécaniques.

Chaque condition dure environ 1mn avec un temps de stabilisation de la vitesse du tapis puis un temps d'acquisition de 30 s en marche et 20 s en course. Un repos d'environ 1 mn est accordé entre les conditions afin d'éviter toute fatigue.

Le sujet effectue ensuite les 3 **tests latéraux**. Le 1^{er} consiste en une succession de bond sur un appui entre un repère droit et un repère gauche séparé d'1,20 m (Figure 7). Chaque appui latéral doit survenir au son du métronome (Give me a Tac) fixé à une fréquence de 90 battements par minute (bpm).

Le 2^{ème} test latéral consiste en un déplacement latéral (sous forme de pas chassés) sur 2 appuis avec l'obligation de poser les pieds sur les repères extérieurs et sur le repère central. La fréquence est fixée à 60 bpm. La vitesse théorique du centre de gravité est de 4,3 km/h (Fig. 7).

Le 3^{ème} test latéral consiste en un mouvement d'adduction/abduction où l'abduction est facilitée par un élastique tendu à son allongement maximal et fixé à 75 cm du sol.

Le sujet doit balayer un angle de 45° avant de revenir à la position initiale pieds joints avec une fréquence imposée de 90 bpm (Fig. 7).

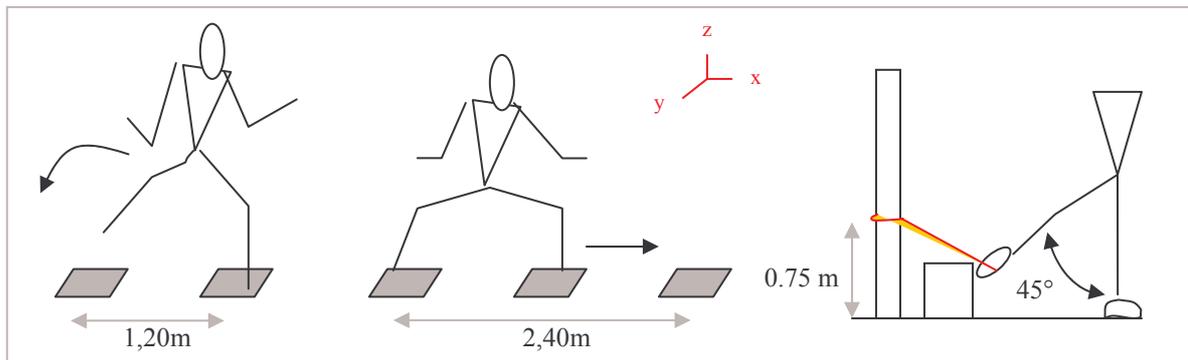


Figure 7 : Illustration des tests latéraux :bond monopodal, pas chassés et adduction

Pour tous les tests latéraux, l'acquisition dure 20 s dès que le sujet est parvenu à respecter la fréquence imposée du mouvement. Ces tests ont été choisis pour leur caractère cyclique et leur possibilité de standardisation.

- La 3^{ème} étape

Elle correspond à la répétition de l'ensemble des conditions dans le même ordre avec le dispositif non encore utilisé. Environ 5mn de repos permettent au sujet de récupérer entre chaque étape.

2.3. Outils et analyses des données

Enregistrements mécaniques

Les tapis roulants ADAL de marche et de course (HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) ont permis de recueillir les forces de réaction du sol grâce à 4 capteurs dans les 3 dimensions de l'espace : médio-latérale (Fx), antéro-postérieure (Fy), verticale (Fz). Le tapis roulant de marche diffère de celui de course par la présence d'une double bande assurant l'enregistrement séparé des appuis droits et gauches, indispensables lors de la phase de double appui en marche. La fréquence d'acquisition

était fixée à 200 Hz pour un temps d'acquisition de 30 s lors de la marche et de 500 Hz pour un temps de 20 s lors de la course.

Les logiciels Adisoft et Adirun ont servis à filtrer les données brutes avec un filtre passe bas (fréquence =30 Hz) afin de déterminer les variables étudiées (Tableau 4)

Tableau 4 : Présentation des variables mécaniques étudiées en marche et course
Unités de mesure : pics (%BW), délais (%tc), Impulsions (%BW.s)

Dimension	VERTICALE	MEDIO LATERALE	ANTERO POSTERIEURE
Variables mécaniques	Impulsion (IV) <i>sauf en course</i> a	Impulsion négative (INML) f	Pic de freinage (PFAP) l
	Pic d'impact(PIV) b	Impulsion positive (IPML) g	Délai d'apparition du PFAP (DPFAP) m
	Délai d'apparition du PIV (DPIV) c	Pic d'impact (PIML) h	Pic propulsif (PPAP) n
	Pic maximal (PMV) d	Délai d'apparition du PIML (DPIML) i	Délai d'apparition du PPAP (DPPAP) o
	Délai d'apparition du PMV (DPMV) e	Pic propulsif (PPML) j	
		Délai d'apparition du PPML (DPPML) k	
	<i>en marche uniquement</i>		
	Impulsion droite (IDML)		
	Impulsion gauche (IGML)		
Illustrations			

Toutes les valeurs de force ont été moyennées sur la base de 20 à 30 appuis consécutifs selon la vitesse et normalisées par rapport au poids de corps (*BW*). Certains pas ont été exclus manuellement à cause d'artefacts évidents ou de mauvais contacts du pied. Le nombre de pas exclus n'excédait pas 3 sur les 20 secondes d'enregistrement. Les délais d'apparition des pics de force ont été moyennés sur la base du temps moyen d'un cycle (tc) pour chaque individu. Les normalisations sont un moyen de lutter contre la variabilité inter sujet.

Enregistrement électromyographique

Un système EMG à 16 voies a permis d'enregistrer l'activité électrique de 7 muscles sélectionnés. Sept voies du système étaient utilisées pour enregistrer l'activité du Gluteus Medius (**GM**), de l'Adductor longus (**AL**), du Rectus Femoris (**RF**), du Vastus Lateralis (**VL**), du Vastus Medialis (**VM**), du Biceps Femoris (**BF**) et du Peroneus Longus (**PL**). Deux voies étaient réservées à la synchronisation des signaux EMG avec les forces de réaction au sol du tapis de marche et une voie pour le tapis de course (Annexe 1 et 2).

Une préparation de la peau par rasage, ponçage suivi d'un nettoyage avec de l'alcool précédait la pose des électrodes de surface bipolaires (Control Graphic Medical, Brie Comte Robert, France). Elles sont constituées d'Argent/Chlorure d'Argent et disposées sur le ventre musculaire dans le sens des fibres avec une distance inter-électrode de 25 mm. Les positions précises des électrodes sur les 7 muscles étudiés sont répertoriées dans le tableau 5 selon les recommandations européennes (Frerick 1999).

Tableau 5 : Disposition des électrodes de surface bipolaires

Muscles	Positions
Gluteus Medius	½ entre grand trochanter et la crête iliaque
Adductor Longus	8 cm sous le rameau inférieur du pubis le long de la ligne d'insertion du tendon
Biceps femoris	½ entre la tubérosité ischiatique et l'épicondyle latéral du tibia
Rectus Femoris	½ entre l'aile iliaque antéro supérieure et le bord supérieur de la patella
Vastus medialis	4/5 de la partie antero médial de la cuisse, médial du RF
Vastus Lateralis	2/3 de la partie antéro latéral de la cuisse, latéral du RF
Peroneus Longus	½ entre la tête de la fibula et la malléole externe

Une électrode de référence est fixée sur la rotule. L'impédance de la peau n'excédait pas 5 k Ω . Le signal était simultanément amplifié et digitalisé en ligne pour une fréquence d'enregistrement de 2000 Hz.

Les caractéristiques du système d'acquisition étaient les suivantes : Model : EISA 16.4 ; CCMB : 90 dB ; Input impedance : 200 G Ω ; Combined gain : 1 000 to 10 000 Hz. Les données recueillies par ce système sont ensuite enregistrées par un ordinateur via une carte d'acquisition National Instrument et analysées sous le logiciel Imago dans Labview avec une découpage du signal, une mise à zéro et un filtre passe bande entre 5 et 500 Hz. La découpage du signal s'effectue à partir des différents phases du cycle grâce à la synchronisation avec la force verticale.

Un *cycle complet* est défini comme la période séparant l'impact du pied ou du talon au sol jusqu'au prochain impact de même pied. Il comprend une *phase d'appui*, de l'impact jusqu'au décollage des orteils, et une *phase de retour de la jambe*, du décollage des orteils jusqu'à un nouvel impact (Ounpuu S. 1994).

Pendant les CMV, la Root Mean Square (RMS) maximale de chaque muscle était calculé sur un intervalle de 500ms selon la formule suivante :

$$RMS = \left[\frac{1}{T} \int_{t-T/2}^{t+T/2} (EMG(t))^2 . dt \right]^{1/2}$$

en mV

Le calcul d'une RMS max spécifique s'appuie sur le principe avancé par Basmajian et De Luca (1985). Les signaux EMG en marche, course et exercices latéraux sont transformés en RMS et normalisés par rapport à la RMS max (%RMS max) en accord avec la méthode de Knutson et al (1994).

L'EMG intégré (iEMG) a également été calculé lorsque le temps n'était pas similaire entre les conditions :

$$iEMG = \int_t^{t+T} |EMG(t)| . dt$$

en mV.s

2.4 Analyse statistique

L'analyse statistique a permis de tester les effets du facteur « dispositif » et du facteur « vitesse » sur une série de variables dépendantes en utilisant une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées. Un post hoc de Scheffé a été utilisé pour localiser les différences significatives issues de l'ANOVA.

La variable dépendante retenue pour l'*activité EMG* était le %RMS max ou l'iEMG de chaque muscle. Les variables dépendantes retenues pour les *paramètres cinématiques* de la locomotion étaient la fréquence de course, le temps de cycle, le temps de contact et le temps de vol. Les variables dépendantes pour les *forces de réaction au sol* ont été présentées dans le tableau 4.

Un test t de Student par paires a permis de mettre en évidence les différences significatives sur l'activité EMG lors des tests latéraux où seul l'effet « Dispositif » était étudié.

3. RESULTATS

Les effets significatifs se rapportant au *dispositif* sont signalés dans les tableaux à l'aide du symbole * pour $p < 0,05$; ** pour $p < 0,01$.

Les interactions significatives entre la *vitesse et le dispositif* sont signalées par le symbole § pour $p < 0,05$; §§ pour $p < 0,01$; §§§ pour $p < 0,001$

Les effets significatifs de la vitesse sont signalés par le symbole \$ pour $p < 0,05$, \$\$ pour $p < 0,01$; \$\$\$ pour $p < 0,001$.

Toutes les valeurs sont données par comparaison entre la condition Shorty Strap (**S.S**) et le Placebo (**P**). Aucune différence significative n'existe sur les variables de forces dans la dimension antéro-postérieure. Les données ne sont donc pas présentées.

3.1. Données mécaniques

3.1.1. Marche

Les valeurs des **paramètres cinématiques** retenus lors de la marche sont présentées dans la Tableau 6. Il n'existe pas d'effet attribué au port du dispositif sur les 4 paramètres de marche.

Tableau 6 : Résumé des paramètres à chaque condition de marche (moyenne \pm écart type)

paramètres	3 km/h		4,5 km/h		6 km/h	
	S.S	P	S.S	P	S.S	P
Fréquence de foulée (Hz)	0,78 \pm 0,04	0,78 \pm 0,05	0,94 \pm 0,04	0,93 \pm 0,06	1,05 \pm 0,06	1,04 \pm 0,05
Temps de cycle (ms)	1287 \pm 65	1278 \pm 84	1070 \pm 48	1083 \pm 67	951 \pm 50	965 \pm 50
Temps de contact (ms)	852 \pm 47	848 \pm 60	695 \pm 33	706 \pm 43	614 \pm 31	620 \pm 27
Temps de vol (ms)	436 \pm 28	430 \pm 29	375 \pm 18	377 \pm 27	337 \pm 21	345 \pm 24

Les valeurs liées aux **forces de réaction au sol** sont présentées dans les tableaux 7 et 8

Tableau 7 : Résumé des variables liées aux forces de réaction du sol dans la dimension *verticale* (moyenne \pm écart type)

Variables	3 km/h		4,5 km/h		6 km/h	
	S,S	P	S,S	P	S,S	P
IV (BW.s)	0,64 \pm 0,03	0,64 \pm 0,04	0,53 \pm 0,05	0,54 \pm 0,03	0,47 \pm 0,03	0,46 \pm 0,08
PIV (BW)	1,03 \pm 0,03	1,02 \pm 0,02	1,13 \pm 0,05	1,13 \pm 0,07	1,28 \pm 0,07	1,28 \pm 0,07
DPIV (tc)	0,28 \pm 0,02	0,30 \pm 0,01	0,24 \pm 0,03	0,25 \pm 0,01	0,24 \pm 0,01	0,23 \pm 0,01
PMV (BW)	1,01 \pm 0,02	1,01 \pm 0,02	1,05 \pm 0,03	1,06 \pm 0,02	1,10 \pm 0,05	1,10 \pm 0,07
DPMV (tc)	0,69 \pm 0,03	0,70 \pm 0,02	0,74 \pm 0,02	0,74 \pm 0,01	0,76 \pm 0,01	0,76 \pm 0,01

IV, Impulsion verticale ; **PIV**, Pic d'impact vertical; **DPIV**, Délai d'apparition du PIV; **PMV**, Pic propulsif vertical ; **DPMV**, Délai d'apparition du PPV **BW** : poids de corps ; **tc** : temps de cycle

➔ Il existe une forte tendance ($p=0,054$) pour que le S.S soit un facteur de l' apparition anticipée du pic maximal vertical (DPMV).

Tableau 8 : Résumé des variables liées aux forces de réactions du sol dans la dimension *médio-latérale* (moyenne \pm écart type)

variables	3 km/h		4,5 km/h		6 km/h	
	S,S	P	S,S	P	S,S	P
INML (%BW.s)	-0,24 \pm 0,08	-0,22 \pm 0,09	-0,34 \pm 0,09	-0,32 \pm 0,1	-0,40 \pm 0,08	-0,38 \pm 0,1
IPML (%BW.s)	2,65 \pm 0,76	2,80 \pm 1,12	2,03 \pm 0,66	2,21 \pm 0,75	1,67 \pm 0,55	1,93 \pm 0,74
** PIML (%BW)	5,20 \pm 1,57	4,83 \pm 1,65	7,88 \pm 1,87	7,41 \pm 1,95	11,5 \pm 2,50	11,3 \pm 2,56
DPIML (%tc)	6,21 \pm 0,87	6,20 \pm 1,32	7,68 \pm 0,81	7,49 \pm 0,81	8,48 \pm 0,87	8,23 \pm 0,68
PPML (%BW)	5,83 \pm 1,50	6,42 \pm 1,82	5,76 \pm 1,3	5,89 \pm 1,91	6,46 \pm 1,17	6,98 \pm 2,10
* § DPPML (%tc)	69,4 \pm 3,71	69,7 \pm 3,36	70,9 \pm 3,77	73,2 \pm 2,55	70,8 \pm 3,63	71,7 \pm 3,41

INML, Impulsion négative médio-latérale ; **IPML**, Impulsion positive médio-latérale ; **PIML**, Pic d'impact médio latéral ; **DPIML**, Délai d'apparition du PIML ; **PPML**, Pic propulsif médio-latérale ; **DPPML**, Délai d'apparition du PPML **BW** : poids de corps ; **tc** : temps de cycle

➔ Le port du dispositif S.S. aurait une forte tendance ($p=0.051$) à augmenter l'impulsion négative médio latérale (INML) à chaque condition de marche.

L'illustration suivante (Fig. 8) permet visualiser les différences *significatives* dans l'allure des courbes entre S.S et P.

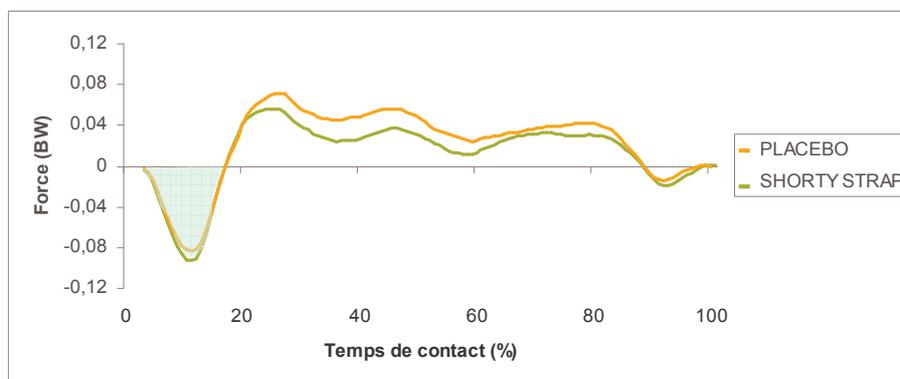


Figure 8 : Exemple de force médio-latérale (BW) lors d'un pas à 6 km/h

3.1.2 Course

Les valeurs des **paramètres cinématiques** retenus lors de la course sont présentées dans la Tableau 9.

Tableau 9 : Résumé des paramètres à chaque condition de course (moyenne \pm écart type)

	9 km/h		12 km/h		15 km/h	
\$\$\$	S.S	P	S.S	P	S.S	P
**	Fréquence de foulée (Hz)					
	1,37 \pm 0,07	1,35 \pm 0,07	1,42 \pm 0,09	1,39 \pm 0,08	1,49 \pm 0,09	1,46 \pm 0,08
*	Temps de cycle (ms)					
	731 \pm 35	744 \pm 41	707 \pm 43	719 \pm 42	673 \pm 39	687 \pm 40
§	Temps de contact (ms)					
	296 \pm 25	296 \pm 22	258 \pm 21	261 \pm 22	232 \pm 23	234 \pm 22
	Temps de vol (ms)					
	435 \pm 27	448 \pm 29	449 \pm 40	477 \pm 59	441 \pm 35	452 \pm 35

Les valeurs liées aux **forces de réaction au sol** sont présentées le Tableau 10. Les données de la dimension médio latérale n'apparaissent pas faute de différence significative.

Tableau 10 : Résumé des variables liées aux forces de réaction du sol dans la dimension *verticale* (moyenne \pm écart type)

Variables	9 km/h		12 km/h		15 km/h	
	S.S	P	S.S	P	S.S	P
PIV (BW)	1,39 \pm 0,22	1,38 \pm 0,27	1,45 \pm 0,36	1,52 \pm 0,40	1,83 \pm 0,57	1,81 \pm 0,60
DPIV (%tc)	0,05 \pm 0,01	0,05 \pm 0,01	0,04 \pm 0,01	0,04 \pm 0,01	0,04 \pm 0,01	0,04 \pm 0,01
§ PMV (BW)	2,27 \pm 0,20	2,30 \pm 0,15	2,55 \pm 0,24	2,53 \pm 0,03	2,74 \pm 0,27	2,74 \pm 0,27
DPMV (tc)	0,16 \pm 0,01	0,16 \pm 0,01	0,15 \pm 0,02	0,15 \pm 0,01	0,14 \pm 0,01	0,14 \pm 0,01

IV, Impulsion verticale ; PPV, Pic passif vertical; DPPV, Délai d'apparition du PPV; PMV, Pic maximal vertical ; DPMV, Délai d'apparition du PMV **BW** : poids de corps ; **tc** : temps de cycle

3.2 Données électromyographiques

3.2.1 Contraction Maximale Volontaire (CMV)

L'activité électromyographique (EMG) maximale mesurée par la RMS max pour chaque muscle (du proximal au distal) est répertoriée dans le tableau 11. Les valeurs individuelles obtenues en CMV ont servi de référence pour la normalisation des données de toutes les conditions en marche, course et tests latéraux.

Tableau 11 : Résumé des RMS Max (mV) de chaque muscle (moyenne \pm écart type)

	CMV						
	GM	AL	RF	VL	VM	BF	PL
moyenne	3,43	3,14	3,53	2,86	2,50	3,93	2,41
écart type	1,42	2,02	1,78	1,11	0,94	1,84	0,69

GM, Gluteus Medius ; **AL** Adductor Longus ; **RF**, Rectus femoris ; **VL**, Vastus Lateralis ; **VM**, Vastus Medialis ; **BF**, Biceps Femoris ; **PL**, Peroneus Longus

3.2.2 Marche

Les données iEMG ne sont pas présentées dans la mesure où le temps de cycle est le même pour les 2 dispositifs. Il n'existe aucun effet du dispositif S.S sur l'activité des muscles **VL**, **VM**, **BF**, **PL** durant le cycle entier, la phase d'appui, la phase de retour de la jambe. L'activité de tous les muscles durant le cycle est augmentée par l'effet vitesse quelle que soit la phase étudiée ($p < 0,01$) sauf pour le GM. La figure 5 offre une illustration de ce phénomène sur le PL.

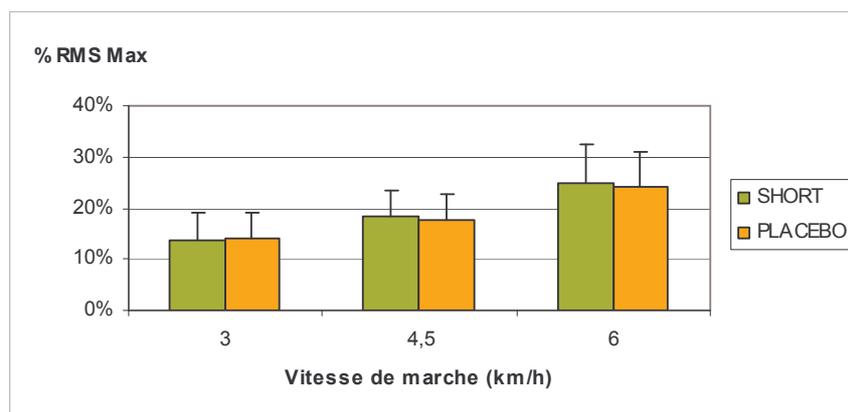


Figure 9 : Activité EMG du Peroneus Longus durant le cycle entier (%RMS max)

Gluteus Medius

L'interaction entre la vitesse et le port du dispositif est significative lors de la phase d'appui ($p < 0,05$) et lors de la phase de retour ($p < 0,01$). L'activité EMG du GM est ainsi moins influencée par la vitesse lorsque le S.S est porté. Il reste relativement constant pendant l'appui (11% RMS max) et lors du vol (6% RMS max). A 3 km/h, cette valeur d'activation avec S.S est significativement supérieure à celle avec P. (Figure 10).

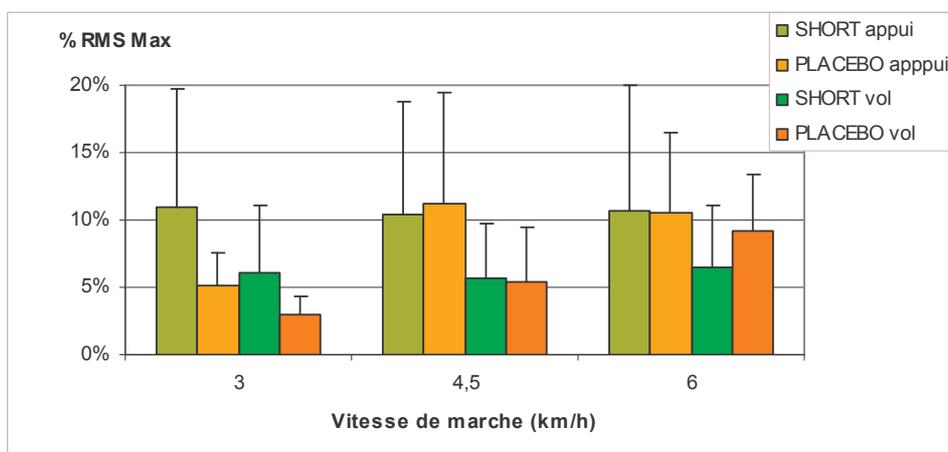


Figure 10 : EMG du Gluteus Medius durant la phase d'appui et de vol (%RMS max)

Rectus Femoris

Le port du dispositif a un effet significatif ($p < 0,05$) sur l'augmentation de l'activité EMG du RF durant la phase de retour de la jambe. L'écart moyen est de 0,4 % RMS max.

Adductor longus

Le port du dispositif a un effet significatif sur la diminution de l'activité EMG de AL pendant le cycle de marche ($p < 0,01$), pendant la phase d'appui ($p < 0,05$) et pendant la phase de vol ($p < 0,001$). L'écart moyen est de 0.7%RMS max.

L'interaction Dispositif*Vitesse est significative ($p < 0,05$) durant la phase d'appui. Le port du dispositif a un effet sur la diminution de l'activité EMG de AL d'autant plus que la vitesse de marche augmente.

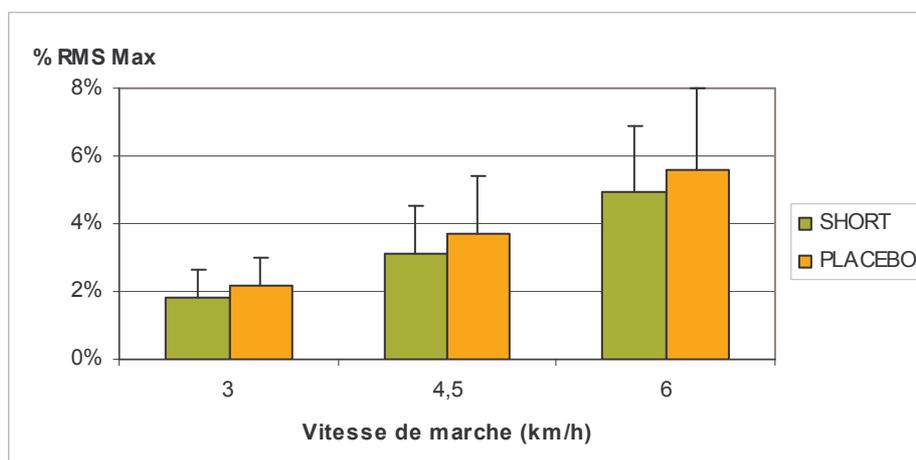


Figure 11 : Activité EMG de Adductor longus durant la phase d'appui (% RMS max)

3.2.3 Course

Il n'existe aucun effet du dispositif S.S sur l'activité EMG des muscles **GM**, **VL**, **VM**, **BF**, **PL** durant le cycle entier, la phase d'appui, la phase de retour de la jambe.

L'augmentation de la vitesse participe significativement ($p < 0,001$) à l'augmentation de l'activité EMG de tous les muscles dans toutes les conditions. Le degré de signification change pour le VL et BF en phase de vol ($p < 0,05$). Seule l'activité du BF diminue avec la vitesse en phase de vol.

Gluteus medius

L'interaction entre la vitesse et le port du dispositif est significative lors de la phase de retour ($p < 0,01$). L'activité EMG du RF reste relativement constante avec le S.S (environ 7% RMS max) alors qu'elle augmente progressivement avec P. avec l'accroissement de la vitesse (Fig. 12).

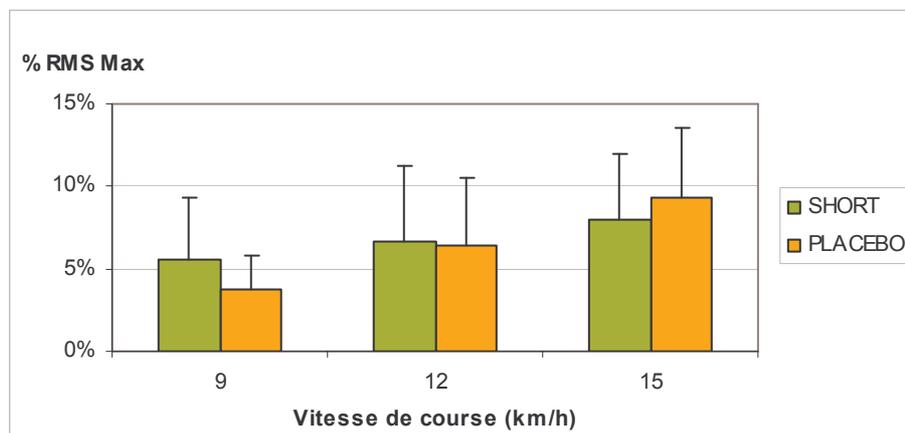


Figure 12 : Activité EMG du Gluteus Medius durant la phase de retour (%RMS max)

Vastus lateralis

Il existe une forte tendance ($p = 0,057$) pour que le port du dispositif S.S ait un effet sur l'augmentation de l'activité EMG du VL lors de la phase de vol. L'écart moyen est de 0.4 % RMS max.

Vastus medialis

L'interaction Dispositif*Vitesse est significative ($p < 0,05$) durant le cycle entier, Le port du dispositif a un effet sur la diminution de l'activité EMG de VM d'autant plus que la vitesse de course augmente.

Rectus femoris

Il existe un effet significatif ($p < 0,05$) du port du dispositif S,S sur l'augmentation de l'activité EMG du RF durant le cycle entier, la phase d'appui et la phase de vol.

L'écart moyen entre les 2 dispositifs est de 1,4 %RMS max (cycle), 1 %RMS max (appui) et 2 %RMS max (vol).

La figure 13 illustre ce phénomène chez un individu choisi au hasard.

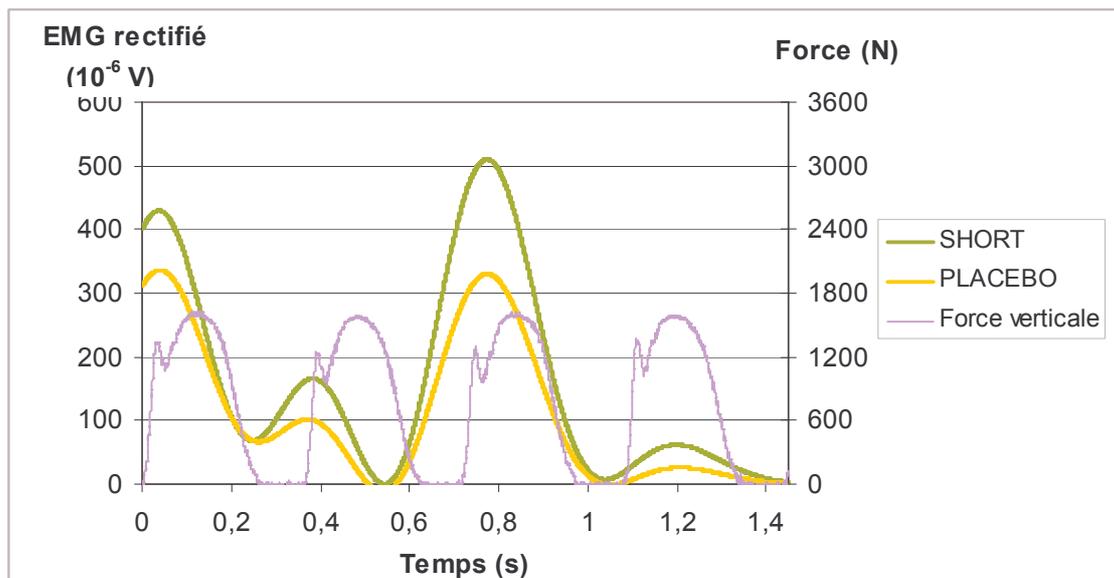


Figure 13 : EMG brut rectifié et filtré à une fréquence de coupure de 3Hz du RF et force verticale lors de 2 cycles à 9 km/h

Adductor Longus

L'iEMG (en mV.s) montre une tendance uniquement pour AL avec une influence du S.S sur la diminution de l'activité iEMG ($p=0,09$) durant le cycle entier (Fig. 14)

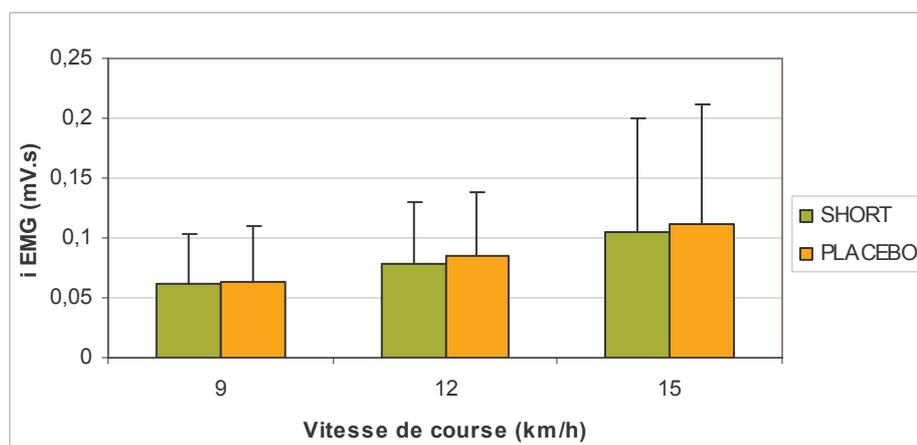


Figure 14 : Activité EMG du AL durant le cycle entier (mV.s)

3.2.4 Tests latéraux

Les valeurs traduisant l'activité EMG (%RMS max) lors des 3 tests latéraux sont présentées dans les tableaux 12 et 13.

Le test de bond monopodal est nommé « BOND », les déplacements latéraux « PAS CHASSES », l'adduction/abduction à l'élastique « ELASTIQUE »,

Tableau 12 : Résumé des mesures EMG (%RMS max) lors des tests latéraux pour 4 muscles (moyenne \pm écart type)

Muscles	<i>Gluteus Medius</i>		<i>Adductor Longus</i>		<i>Biceps Femoris</i>		<i>Peroneus Longus</i>	
	S.S	PLAC	S.S	PLAC	S.S	PLAC	S.S	PLAC
BOND	0,40 \pm 0,18	0,40 \pm 0,17	0,11 \pm 0,07	0,11 \pm 0,08	0,17 \pm 0,15	0,16 \pm 0,13	0,42 \pm 0,13	0,41 \pm 0,13
PAS CHASSES	0,38 \pm 0,18	0,35 \pm 0,13	0,16 \pm 0,09	0,18 \pm 0,11	0,20 \pm 0,18	0,19 \pm 0,17	0,44 \pm 0,14	0,45 \pm 0,15
ELASTIQUE	0,18 \pm 0,11	0,17 \pm 0,09	0,19 \pm 0,10	0,19 \pm 0,11	0,03 \pm 0,02	0,03 \pm 0,02	0,14 \pm 0,09	0,13 \pm 0,08

Tableau 13 : Résumé des mesures EMG (%RMS max) lors des tests latéraux pour le Quadriceps (moyenne \pm écart type)

Muscles	<i>Rectus Femoris</i>		<i>Vastus medialis</i>		<i>Vastus lateralis</i>	
	S.S	PLAC	S.S	PLAC	S.S	PLAC
BOND	0,33 \pm 18	0,27 \pm 0,09	0,47 \pm 0,16	0,44 \pm 0,14	0,41 \pm 0,13	0,38 \pm 0,12
PAS CHASSES	0,38 \pm 0,18	0,35 \pm 0,13	0,52 \pm 0,15	0,50 \pm 0,13	0,48 \pm 0,16	0,48 \pm 0,18
ELASTIQUE	0,05 \pm 0,05	0,04 \pm 0,03	0,08 \pm 0,08	0,08 \pm 0,06	0,09 \pm 0,07	0,10 \pm 0,09

Il existe une tendance à l'augmentation de l'activité EMG du **VM** ($p=0,09$) et du **RF** ($p=0,08$) lors des bonds monopodaux et lors des pas chassés avec le S.S.

Une tendance à la diminution de l'activité du **AL** apparaît lors des pas chassés uniquement ($p=0,01$),

Au delà de ces tendances, le S.S ne perturbe pas l'activité électrique des autres muscles du membre inférieur (**GM**, **BF**, **PL**, **VL**) pour les 3 tests latéraux mis en place.

4. DISCUSSION

Les principaux résultats de cette étude montrent que le Shorty Strap entraîne : a) une diminution de l'activité EMG de Adductor Longus lors de la course, en pas chassés et surtout lors de la marche b) une augmentation de l'impulsion médio latérale lors de la marche c) une augmentation de la fréquence de foulée lors de la course.

Globalement, l'étude démontre une influence significative du dispositif S.S sur le membre inférieur en imposant une réorganisation de l'activité musculaire. Par les contraintes qu'il impose au niveau proximal, il a également des conséquences au niveau de la pose de l'appui.

L'absence d'études portant sur ce type de dispositif empêche de comparer les résultats obtenus avec la littérature. Cependant, cet état offre la possibilité d'ouvrir un champ d'interprétation qui demandera des vérifications ultérieures. D'autres données de la littérature indirectement liés à l'étude serviront d'appui pour analyser les résultats.

Shorty Strap et Paramètres mécaniques de marche et course

Le port du dispositif n'affecte pas les paramètres fréquence, temps de contact, temps de contact et temps de vol en marche alors qu'il les affecte en course. En course, la fréquence est augmentée lorsque le dispositif est porté (Tableau 8).

Le temps de vol représente environ 60% du temps de cycle comme de nombreuses études sur la course l'ont montré (Novachek 1998; Schache et al 1999). La tendance à la diminution du temps de vol est en majorité responsable de la diminution du temps de cycle.

Une voie d'explication proviendrait de la différence existant dans l'amplitude de mouvement de la hanche dans le plan frontal entre la marche et la course. L'étude de Nilsson et al (1985) démontre que l'amplitude de flexion/extension de hanche est environ 4 fois plus élevée en course qu'en marche (11 à 43°). Plus la vitesse augmente, plus la flexion maximale augmente. L'extension maximale reste stable en marche et en course mais survient plus tôt lors du cycle ce qui implique une période de flexion plus longue lors du retour de la jambe (environ 40% du cycle contre 30%). L'abduction maximale de la hanche dans le plan transversal est identique en marche et en course même si l'amplitude du mouvement d'adduction/abduction est légèrement plus grande en course.

Les contraintes mécaniques du Shorty Strap perturberaient alors encore plus la flexion naturelle de la hanche dans le plan sagittal lors de la phase de retour de la jambe, du décollage des orteils jusqu'à la 2^{ème} moitié de la phase de vol.

Cette hypothèse permettrait de justifier la diminution du temps de vol en avançant l'idée que l'énergie emmagasinée dans les sangles lors de l'allongement serait restituée dans un temps plus bref en fin de flexion tout comme en fin d'extension de la hanche. Ce rappel couplée en adduction et en direction de l'axe transversal pourraient soit limiter réellement l'amplitude de flexion/extension soit accélérer l'attaque du pied au sol en fin de phase de vol soit accélérer le début du retour de la jambe.

Les données d'un accéléromètre placé sur la cuisse, le genou, ou l'analyse vidéo permettraient de discuter quantitativement ces hypothèses.

Shorty Strap et Forces de réaction au sol

Les résultats des différentes variables retenues pour l'analyse des forces de réactions du sol montrent que le port du Shorty Strap ne perturbe pas la pose de l'appui selon l'axe horizontal de la course ou de la marche. Ce constat est basé sur l'absence de différences significatives dans le recueil des forces *antéro postérieures*.

Malgré les contraintes pouvant exister sur le déplacement du membre inférieur dans le plan sagittal, le Shorty Strap ne modifie ni le déroulement de l'appui (pic de freinage, pic de propulsion) ni son intensité (impulsions) en comparaison avec le Placebo.

Dimension verticale

En **marche**, le délai d'apparition du pic maximal (DPMV) a une forte tendance à être plus court avec le Shorty Strap. Le temps de contact étant inchangé, une hypothèse résiderait dans la limitation de l'extension de hanche par l'action des sangles. Cette supposition demande à être vérifiée.

En **course**, l'augmentation du pic maximal vertical (PMV) est moindre avec l'accroissement de la vitesse lorsque le S.S est porté. L'augmentation de la fréquence de course (Tableau 9) serait responsable d'une foulée plus lissée avec des pics verticaux moins importants à chaque foulée.

Dimension médio latérale

En **marche**, l'augmentation du pic d'impact médio latéral (PIML) et la tendance ($p=0,051$) à l'augmentation de l'impulsion négative médio latérale (INML) lorsque le Shorty Strap est porté, peut s'interpréter comme une conséquence de la contrainte mécanique des sangles dans le plan frontal.

Le rappel en adduction au niveau proximal aurait alors un effet sur un retour accéléré de la jambe et du pied au niveau distal, en fin de phase de retour, provoquant un choc plus violent dans cette dimension.

Il convient cependant de nuancer cette interprétation dans la mesure où l'abduction de la hanche lors de cette phase offre moins de 10° d'amplitude en marche et en course.

Par ailleurs, le délai d'apparition du pic propulsif médio latéral (DPPML) est significativement réduit par le S.S et d'autant plus que la vitesse augmente. Cette anticipation de la propulsion dans la dimension médio latérale est relativement difficile à interpréter. La limitation de l'extension de hanche et de l'abduction survenant de la moitié de l'appui jusqu'à la moitié de la phase de vol pourrait l'expliquer.

En **course**, aucune différence significative n'apparaît au niveau des impulsions ou des différents pics en médio latéral. Ceci peut s'expliquer par un temps de vol supérieur en course par rapport à la marche, ce qui permettrait un meilleur contrôle du placement du pied avant le contact et donc une moindre influence des contraintes mécaniques de rappel des sangles.

Les contraintes liées aux sangles élastiques surviennent principalement dans cette dimension médio latérale. Il convient de garder en mémoire que cette dimension ne représente qu'environ 5% de la force totale produite lors de l'appui.

Shorty Strap et activité EMG

Le Shorty Strap (S.S) ne modifie pas l'activité EMG des muscles Peroneus Longus (*PL*) et le Biceps Femoris (*BF*) dans les conditions de l'étude. Son action serait limitée à la chaîne musculaire antérieure de la cuisse. Le contrôle de l'impact effectué par le *PL* ne serait pas altéré par une probable modification du comportement cinématique de la cuisse. La faible amplitude articulaire en extension de hanche expliquerait l'absence de différences significatives sur l'activité EMG du *BF*.

Gluteus Medius (GM)

Ce muscle agit comme extenseur de la hanche avant le contact jusque dans la première moitié du support. Lors de l'impact, il permet d'absorber le choc au niveau du bassin en jouant un rôle de contrôleur excentrique de l'adduction.

En **marche** et en **course**, les mêmes caractéristiques apparaissent. Les valeurs EMG du *GM* sont relativement constantes avec le Shorty Strap (Fig. 10 et 12). L'augmentation de la vitesse entraîne une augmentation plus marquée de l'activité EMG avec le Placebo. Une remarque semble cependant importante : pour une vitesse faible en marche (3 km/h) et en course (9 km/h), le S.S induit une suractivation du *GM*.

Le rappel des sangles en adduction et en direction de l'axe transversal serait facilité au delà de 3 km/h en marche et de 9 km/h en course.

Vastus medialis (VM)

L'activité électrique du *VM* en **marche** est identique entre le S.S et le Placebo.

Un effet croisé entre le S.S et la vitesse implique une diminution significative ($p < 0,05$) de l'activité EMG du *VM* au cours du cycle complet en **course** d'autant plus que la vitesse augmente. Une hypothèse consisterait à dire par extrapolation que le Shorty Strap provoque une extension plus faible du genou juste avant l'impact. Quelques degrés d'amplitude articulaire en moins seraient susceptibles de diminuer la longueur de la foulée. Ceci renforcerait la notion d'un temps de vol plus court et donc d'une fréquence plus grande

Lors des **tests latéraux**, une tendance ($p = 0,09$) à l'augmentation de son activité avec le S.S apparaît. La position du sujet avec une abduction de hanche et une flexion du genou favorise le travail excentrique du *VM* à chaque appui droit et lors de l'appui central droit

en pas chassés. L'obligation de lutter contre la résistance des sangles lors du déplacement vers la droite et pendant l'appui semblerait expliquer l'augmentation de l'activité EMG du *VM*.

Rectus femoris (RF)

En **marche**, l'activité EMG du *RF* est significativement plus élevée avec le S.S lors du vol. Le *RF* intervient dans la flexion de la hanche qui a lieu pendant la phase de retour. Une production de force supplémentaire serait donc nécessaire pour lutter contre la résistance à l'allongement des sangles dans le plan sagittal.

En **course**, il existe des différences significatives lors du cycle entier, au moment de l'appui et lors du retour (Fig 13), également dans le sens d'une augmentation de l'activité EMG du *RF* avec le S.S.

Ceci vient contrebalancer l'hypothèse évoquée pour le *VM* en phase de retour, Le *RF* est également extenseur de genou et pourrait maintenir cette extension. Cependant nous ne pouvons prendre en compte toutes les synergies musculaires impliquées dans ce mouvement faute de données EMG complémentaires.

Lors des **tests latéraux**, la même hypothèse formulée pour le *VM* peut être reprise avec une tendance ($p=0,08$) à l'augmentation de l'activité EMG du *RF*.

Vastus lateralis (VL)

En **marche**, aucune différence significative n'existe entre S.S et P.

En **course**, l'activité EMG du *VL* est significativement plus élevée avec le S.S lors de la phase de retour. Il renforce ainsi l'action du *RF* pour lutter contre la résistance des sangles. Lors des **tests latéraux**, aucune différence n'est significative.

Adductor Longus (AL)

Il intervient par une contraction excentrique autour de la fin du contact puis en concentrique en fin de phase de retour avec la flexion et l'adduction de la hanche (Novachek 1998). En **marche**, le S.S diminue significativement l'activité électrique de *AL* lors du cycle entier, de l'appui et du retour de la jambe (Fig 9 et 14). Les sangles antérieures seraient responsables d'une restitution d'énergie lors de la phase de retour permettant de soulager son travail.

En **course**, aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les dispositifs mais il existe une tendance à la diminution de l'activité EMG obtenue par l'iEMG lors du cycle entier. L'hypothèse évoquée pour la marche sur la phase de retour peut être reprise ici. La vitesse de 12 km/h semblerait donner les plus grandes différences entre les dispositifs, y compris lors de l'appui et de la phase de retour, ce qui poserait la question d'une vitesse optimale de bénéfice du Shorty Strap.

Lors des **tests latéraux**, l'activité EMG de *AL* n'est pas modifiée. Cependant, en pas chassés, une faible tendance montre une diminution de l'activité avec le S.S. Ce dernier limiterait l'abduction de la hanche et entraînerait par conséquent une sollicitation excentrique moins intense de *AL*.

L'ensemble de ces résultats électromyographiques laissent à penser que les contraintes mécaniques sont responsables d'adaptations musculaires. Les différences d'activité EMG mises en évidence entre le S.S permettent d'affirmer que la mise en mouvement des sangles élastiques est assurée principalement par le Rectus Femoris. Le rappel en adduction et en direction de l'axe transversal offre une moindre sollicitation de Adductor Longus significative en marche, une tendance similaire pouvant être observée en course.

Lors de changements de direction, les contraintes liées à l'allongement des sangles sur un appui latéral sont à l'origine d'une plus grande activation musculaire du Rectus Femoris et Vastus Medialis.

D'un point de vue général, ce dispositif pourrait avoir des effets délétères sur la performance dans certaines activités physiques pour des sujets sains à cause d'une réelle surcharge au niveau du quadriceps.

Le bénéfice lié au soulagement des adducteurs s'effectuerait au détriment du Rectus Femoris, à moins que l'on s'intéresse à un renforcement musculaire de ce muscle. Les propriétés de « prévention » du produit seraient donc limitées. Cependant, le report de charge sur le puissant quadriceps garderait son intérêt sur l'aspect curatif du produit ciblé sur les adducteurs.

5. LIMITES DE L'ETUDE ET PERSPECTIVES

Une grande difficulté liée à cette étude constitue l'absence de littérature dans la thématique pouvant offrir des moyens de comparaisons ou d'interprétations.

Un point faible de l'étude réside dans le court délai entre la stabilisation de la vitesse et l'acquisition. Ce court délai n'atteint pas le plateau de 2-3 mn recommandé avant l'acquisition permettant d'améliorer la reproductibilité des résultats (Karamanidis et al 2004). Des études ont montré qu'il existe des différences significatives entre la course sur tapis et la course sur le sol, au niveau de données cinématiques de la cheville (Nigg et al 1995) et sur les forces verticales de réaction du sol (White 1998).

Une extrapolation des résultats obtenus sur tapis à la marche ou la course sur d'autres surfaces semble risquée. Les sportifs n'ont pas les mêmes contraintes selon les surfaces sur laquelle ils pratiquent. Les terrains de football ou de rugby ne présentent pas les mêmes caractéristiques s'ils sont gras, secs, détrempés, recouverts de neige.

De la même façon, le tennis propose 4 grands types de surfaces aux propriétés différentes : terre battue, green set, gazon, ciment. De même, les revêtements de gymnase peuvent avoir des textures différentes. On peut séparer néanmoins les parquets des revêtements synthétiques. Les caractéristiques du terrain sont susceptibles de renforcer certaines contraintes au niveau de la symphyse pubienne par des contractions excentriques plus violentes des adducteurs. Des mesures EMG de terrain sur ces différentes surfaces pourraient donc être intéressantes.

Tout comme pour les forces de réaction du sol, la reproductibilité de l'EMG ne dépend ni de la vitesse, ni de la technique de course mais des muscles étudiés et des tâches à réaliser (Karamanidis et al 2004). De plus, Schwab et al (1983) ont montré que l'EMG des muscles du membre inférieur était identique pendant la course sur tapis roulant et la course sur le sol.

Cependant, de nombreuses limitations existent concernant l'utilisation de l'EMG de surface comme le souligne l'article de Merletti et al (2001). L'expérimentateur doit veiller à respecter certains facteurs géométriques et anatomiques dans la pose des électrodes. La variation de facteurs physiologiques intrinsèques (vitesse de conduction, nombre d'unités motrices...) rend parfois difficile l'interprétation des signaux. La

standardisation des positions n'est pas encore généralisée à la communauté scientifique même si des efforts ont été faits dans ce sens (Frerick 1999).

La division du signal EMG proposée par De Vita (1994) possède un intérêt dans la représentation graphique des données qui pourra être utilisée à l'avenir.

Il convient de souligner la faiblesse des écarts entre le Shorty Strap et le Placebo sur l'activité EMG ($<2\%RMS$ max) mais on comprend tout de même l'intérêt du dispositif sur la durée d'une compétition ou d'un entraînement (ex : 90 mn de match au football) par rapport à l'acquisition de 30 s.

L'évaluation d'orthèses de genou ou de cheville avaient déjà utilisé des exercices latéraux (Cordova et al 1998, Fitzgerald et al 2001). L'absence de comparaison avec un autre dispositif de hanche rend difficile l'interprétation des résultats. Une limite à ces tests latéraux se trouve dans un choix arbitraire de déplacements. Avec les différences de taille de membres inférieurs, ces exercices ne peuvent rendre compte de sollicitations angulaires identiques entre les sujets. Néanmoins, l'intérêt de l'étude ne s'est pas porté sur une comparaison inter sujet.

L'intensité et la durée d'acquisition a pu conduire à des effets de fatigue pouvant biaiser les résultats mais la randomisation des dispositifs a permis d'éviter cet écueil.

Les déplacements étaient restreints dans le plan frontal ce qui reste tout de même assez éloigné de la pratique sportive. Une nouvelle optique de l'étude se proposerait ainsi de mettre en place une standardisation sur des gestes proches de la technique sportive et pouvant induire des contraintes violentes au niveau des insertions de Adductor Longus. La frappe de balle au football ou la poussée dans une mêlée seraient des exemples de mouvements intéressants.

Une étude sur des sujets souffrant de pubalgie serait la perspective la plus évidente afin de confirmer l'intérêt du produit. Les muscles abdominaux pourraient être investigués dans le sens où ils agissent en synergie pour stabiliser le bassin avec les muscles du membre inférieur (Waters 1972). De plus, l'étude de Cowan et al (2004) a démontré un retard d'activation pour le muscle abdominal transverse chez des sujets souffrant de pubalgie lors d'un lever de jambe. De nouvelles mesures concernant les accélérations du membre inférieur et les amplitudes articulaires apporteraient des informations décisives

pour mieux comprendre le fonctionnement et l'efficacité du Shorty Strap. Des accéléromètres ou la mise en place d'un système d'enregistrement vidéo représenteraient une nouvelle étape dans le protocole. Ce dernier devra également être aménagé pour éviter tout risque de douleur chez des patients atteints de pubalgie (CMV, vitesses de course...).

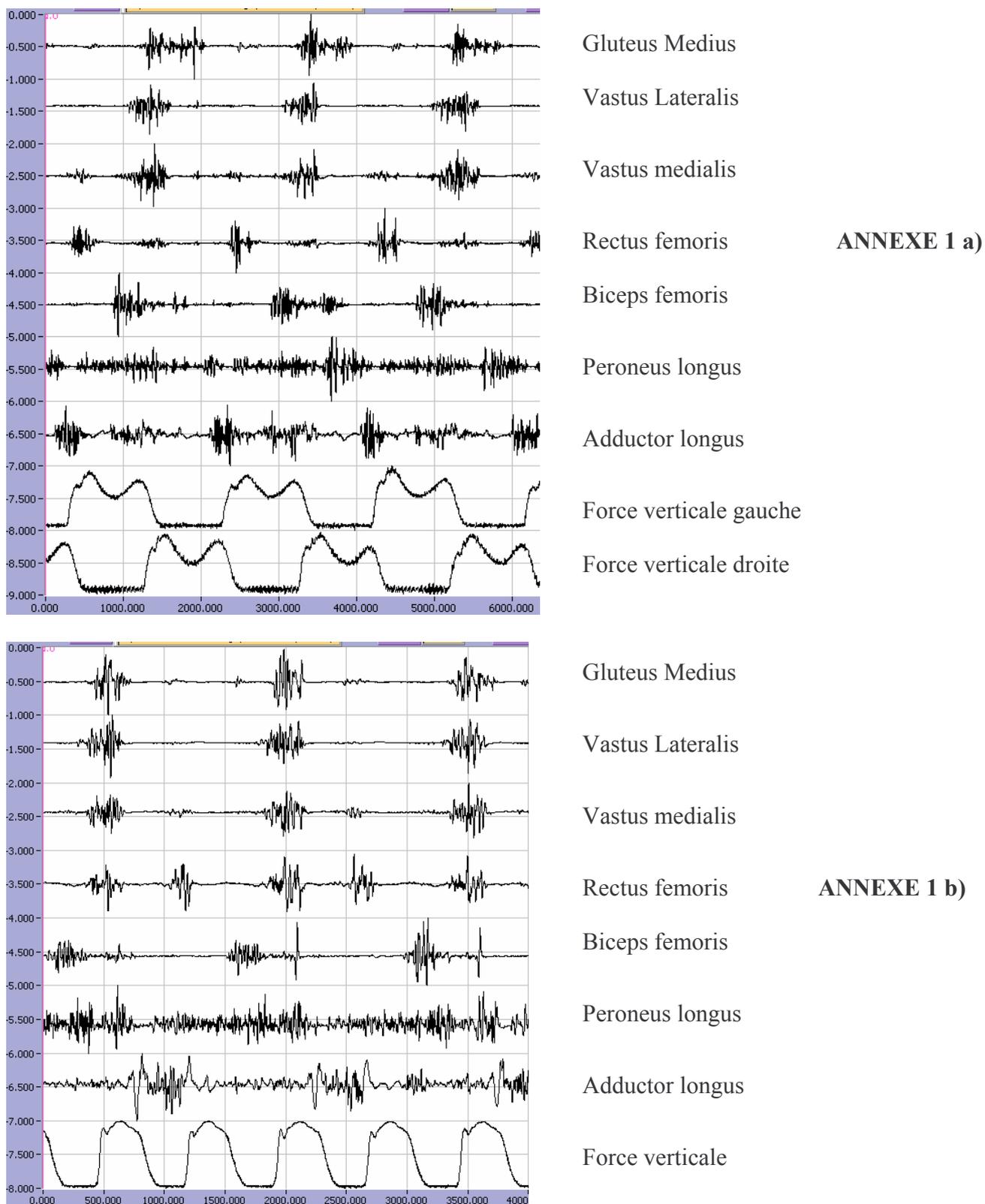
Ces perspectives ouvrent un domaine d'investigation qui nécessite une multiplication des compétences en vue de prouver l'efficacité du produit.

6. CONCLUSION

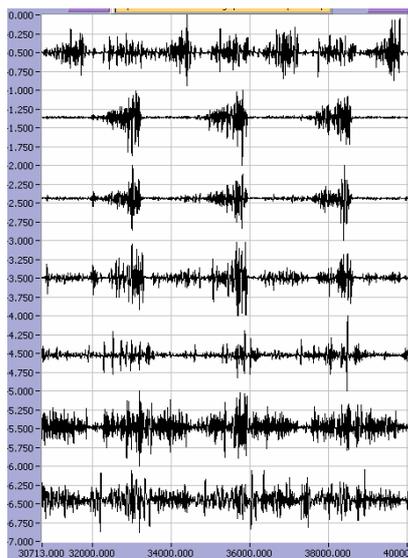
Les résultats de cette étude montrent que le dispositif affecte les patterns lors de la locomotion et le recrutement musculaire chez des sujets sains. L'intérêt thérapeutique du produit a été mis en évidence avec une diminution de l'activité électrique de Adductor Longus dont les insertions tendineuses sont à l'origine de la pubalgie sous pubienne, dans les situations suivantes : les pas chassés latéraux, la course et la marche. Néanmoins, l'allongement des sangles élastiques nécessite la fourniture d'énergie supplémentaire qui se traduit principalement par une suractivation du Rectus Femoris, couplée à une suractivation du Vastus medialis en pas chassés. Le rappel des sangles induit des perturbations importantes lors de l'appui en marche dans la dimension médio latérale. Il contraint également l'individu à modifier son pattern de course dans le sens d'une augmentation de sa fréquence de foulée.

Le bénéfice pourrait donc s'avérer non négligeable dans une optique curative mais discutable sur le plan préventif. Une future recherche pourra tester le Shorty Strap sur une population de patients atteints de pubalgie Il s'agit d'un enjeu fondamental à la fois dans l'évaluation du produit mais également dans la connaissance de la pathologie.

7. ANNEXES ET REFERENCES



Annexe 1 : Exemple d'enregistrement EMG (sous Imago) et synchronisation avec les forces verticales a) lors de la marche (exemple à 6 km/h) et b) lors de la course (exemple à 12 km/h)



Gluteus Medius

Vastus Lateralis

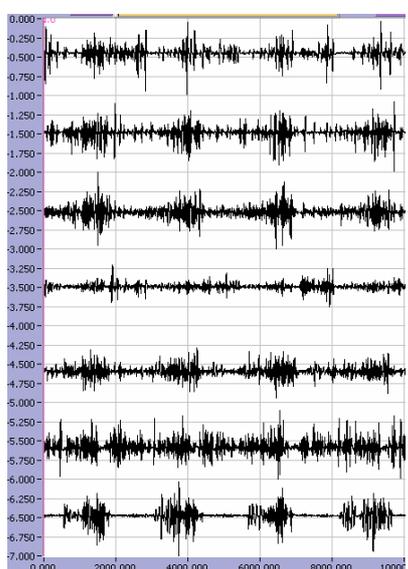
Vastus Medialis

Rectus Femoris

Biceps femoris

Peroneus longus

Adductor longus

ANNEXE 2 a)

Gluteus Medius

Vastus Lateralis

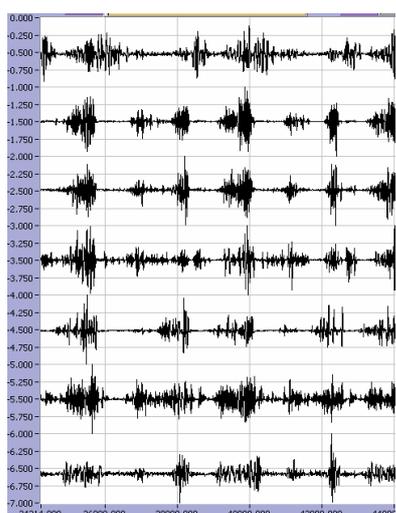
Vastus Medialis

Rectus Femoris

Biceps femoris

Peroneus longus

Adductor longus

ANNEXE 2 b)

Gluteus Medius

Vastus Lateralis

Vastus Medialis

Rectus Femoris

Biceps femoris

Peroneus longus

Adductor longus

ANNEXE 2 c)

Annexe 2 : Exemple d'enregistrement EMG (sous Imago) a) lors de bonds monopodaux b) lors d'adduction à l'élastique et c) lors de pas chassés latéraux

Références :

- Akermark, C., Johansson C. Tenotomy of the adductor longus tendon in the treatment of chronic groin pain in athletes. *Am J Sports Med*, 20 : 640 – 643, 1992.
- Basmajian, JV, De Luca J, *Muscles Alive : Their Functions Revealed by Electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- Cordova, ML, Armstrong CW, Rankin JM & Yeasting RA. Ground Reaction Forces and EMG activity with ankle bracing during inversion stress. *Med Sci Sports Exerc*, 30 : 1363 – 1370, 1998.
- Cowan, SM, Schache AG, Brukner P, Bennell KL, Hodges PW, Coburn P & Crossley KM. Delayed Onset of Transversus Abdominus in Long standing Groin Pain. *Med Sci Sports Exerc*, 36 : 2040 – 2045, 2004.
- Danowski, R.G., Chanussot, J.C. *Traumatologie du sport*. Paris : Masson, 1996.
- DeVita, P. The selection of a standard convention for analyzing gait data based on the analysis of relevant biomechanical factors. *Journal of Biomechanics*, 27: 501-508, 1994.
- Fitzgerald, F.K., Lephart S.M., Hwang J.H., Wainmer R.S. Hop tests as predictors of dynamic knee instability *J Orthop Sports Phys Ther*, 31: 588-597, 2001.
- Freriks, B., Hermens, H., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. The recommendations for sensors and sensor placements procedure for surface electromyography. In Hermens HJ, editor. *European Recommendations for surface electromyography*. Enshede, Roessingh Research and Development, 15-53, 1999.
- Gerhardt, J.J. Clinical measurements of joint motion and position in the neutral-zero method and SFTR recording: basic principles.. *Int Rehabil Med*, 5 :161-164, 1983.
- Karamanidis, K., Arampatzis, A., Brüggemann, G.P. Reproducibility of electromyography and ground reaction forces during various running techniques. *Gait & Posture*, 19: 115-123, 2004.
- Knutson, LM, Soderburg G.L., Ballantyne B.T., Clarke W.R. A study of various normalization data within day electromyographic data. *J Electromyography Kinesiol*. 4 : 47-59, 1994.
- LeBlanc, K.E., Le Blanc, K.A. Groin Pain in athletes. *Hernia*, 68-71, 2003.
- Lynch, S.A, Renström, P. Groin injuries in Sport : treatment strategies. *Sports Medicine*, 28: 137-144, 1999.

- Merletti, R., Rainoldi, A., Farina, D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exerc Sport Sci Rev.* 29 :20- , 2001.
- Nigg, B.M., De Boer, R.W. & Fisher, V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc*, 27 :98-105, 1995.
- Nielsen, A.B, Y de J. Epidemiology and traumatology of injuries in soccer. *Am J Sports Med.* 17: 803-807, 1989.
- Nilsson, J., Thorstensson, A. & Halbertsma, J. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiol Scand*, 123: 457-475, 1985.
- Nilsson, J., Thorstensson, A. Ground Reaction Forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand*, 136: 217-227, 1989.
- Novacheck, T.F. The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7: 77-95, 1998.
- Ounpuu, S. The biomechanics of walking and running. *Clin J Sports Med*, 13 : 843-863, 1994
- Renström, P., Peterson, L. Groin injuries in athletes. *Br J Sports Med*, 14: 30-36, 1980.
- Schache, A.G, Bennell, K.L, Blanch, P.D., Wrigley, T.V. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running. *Gait & Posture*, 10: 30-47, 1999.
- Thorstensson, A., Roberthson, H. Adaptations to changing speed in human locomotion : speed of transition between walking and running. *Acta Physiol Scand.* 131, 211-214, 1987
- Tonsoline, P.A. Chronic adductor tendinitis in a female swimmer. *J Orthop Sports Phys Ther.* 18: 629-633, 1993
- Torry, M.R, Schenker, M.L., Martin, A.D., Hogoboom, D., Philippon M.J. Neuromuscular Hip Biomechanics and Pathology of the Athlete. *Clinics in Sports Medicine*, 25: 179-197, 2006.
- Tyler, T.F., Nicholas, S.J., Campbell, R.J., McHugh, M.P. The association of Hip Strength and Flexibility with the incidence Adductor muscles strains in Professionnal Ice Hockey Player. *Am J Sports Med*, 29 : 124-128, 2001.
- Tyler, T.F., Nicholas, S.J, Campbell, R.J, McHugh, M.P. The effectiveness of a Pre Season Program to prevent Adductor Muscles Strains in Professionnal Ice Hockey Player. *Am J Sports Med*, 30 : 680-683, 2002.

- Walheim, G., Olerud S., Ribbe, T. Mobility of the pubic symphysis. Measurements by an electromechanical method. *Acta Orth. Scand.*, 55 : 203-208, 1984
- Waters, R.L., Morris, J.M. Electrical activity of muscles of the trunk during walking. *J. Anat.*, 111 : 191-199, 1972
- White, S.C., Yack, H.J., Tucker, C.A., Lin, H.Y. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Med Sci Sports Exerc*, 30: 1537-42, 1998.

Abstract

The aim of the present report was to study the influence of a hip brace designed for healing groin injury. Biomechanical parameters and electromyographic activity of the lower limb muscles were measured. The protocol included three types of locomotion : walking, running and lateral exercises. The population sample was composed of fifteen healthy men in order to only judge the efficiency of the elastic structure which provides a force against hip abduction and hip flexion/extension. The results showed a decrease in EMG activity of adductors thanks to the device mainly during walking and in a smaller extent during running and lateral shuffles. This beneficial effect came along with an over activation of the quadriceps muscle and biomechanical modifications. The elastic structure led to an increased medio-lateral impulse during walking and to a higher stride frequency during running. The relief of the adductors justifies occasional use of the device but the mechanical and muscular restraints prevent using it systematically. Future research with athletes suffering from groin injury has to be performed to evaluate the real interest of this device.

Key words : Groin injury, EMG, ground reaction forces, adduction

Résumé.

Le but de ce travail consistait à étudier l'influence d'un dispositif de contention élastique des cuisses, destiné à lutter contre la pubalgie, sur des paramètres mécaniques et l'activité électromyographique de sept muscles du membre inférieur. L'étude s'est portée sur trois types d'exercices : la marche, la course et des déplacements latéraux. L'échantillon était composé de 15 hommes sains afin de juger de l'efficacité de la structure élastique de rappel en adduction et en direction de l'axe transversal du dispositif. Les résultats montrent que le dispositif diminue l'activation des adducteurs principalement lors de la marche, et dans une moindre mesure lors de la course et de façon moins surprenante lors des pas chassés latéraux. Ce bénéfice musculaire, primordial pour la pathologie, est contre balancé par une sur activation du quadriceps. Cette réorganisation musculaire a des effets biomécaniques. La structure élastique du dispositif entraînerait l'augmentation de l'impulsion médio latérale à l'impact en marche et une augmentation de la fréquence de course. Le soulagement des adducteurs pourrait justifier d'une utilisation ponctuelle du produit mais les contraintes mécaniques et musculaires rendent difficiles une utilisation systématique. De futurs résultats chez des sujets pathologiques permettront de valider réellement l'intérêt curatif du dispositif.

Mots clés : Pubalgie, EMG, Forces de réaction du sol, adduction