



Institut d'Ostéopathie de Rennes
Département des Mémoires
Session Juin 2015

« Objectivation du traitement ostéopathique de la pubalgie par l'analyse quantifiée de la marche »

Mémoire réalisé en vue de l'obtention du diplôme d'Ostéopathe
Présenté par Antoine Rébillard

Tuteur Pédagogique : Franck Sutre, Ostéopathe DO

Année universitaire 2014/2015

J'atteste sur l'honneur que la rédaction des travaux de fin d'études, réalisée en vue de l'obtention du diplôme d'Etat d'ostéopathe est uniquement la transcription de mes réflexions et de mon travail personnel.

Et, si pour mon argumentation, je copie, j'emprunte un extrait, une partie ou la totalité de pages d'un texte, je certifie avoir précisé les sources bibliographiques.

Le.....

Signature de l'étudiant :

Remerciements

Ce mémoire clôture cinq belles années d'études, il convient donc de remercier ici tous ceux qui m'ont aidé, pas seulement dans la réussite de mon mémoire mais dans l'accomplissement de l'ensemble de mon cursus.

A mes parents, qui m'ont toujours soutenu, vous m'avez permis de grandir et de m'épanouir afin de devenir l'homme que je suis aujourd'hui.

A ma sœur, Charlotte, grandir en ta compagnie fût un bonheur tonitruant.

A mes amis d'enfance, du lycée, de Thorigné, Rennes et d'ailleurs, et bien sûr aux petits potes : Pendant ces cinq années, vous m'avez offert les bouffées d'oxygènes dont j'avais besoin pour continuer.

A la promotion 2010 de l'IO-Rennes, un premier cru qui s'est révélé exceptionnel et à mes 2 colocataires pour cette année mouvementée.

A M. BIDEAU, pour m'avoir donné l'opportunité de travailler avec le Laboratoire Mouvement, Sport et Santé.

A M. CRETUAL, qui a consacré beaucoup de temps pour superviser les différentes étapes de cette étude, en prenant toujours la peine de m'expliquer le fonctionnement des différents outils.

A M. SUTRE, tuteur de ce mémoire, pour avoir été disponible au point de se déplacer au Laboratoire afin de superviser ma consultation, mais surtout pour avoir été un professeur passionné et à l'écoute au cours de ces 5 années.

A tous mes professeurs de l'IO-Rennes pour m'avoir fait découvrir et aimer cette belle profession.

Enfin, à M. STILL pour avoir découvert la seule science qui se cultive comme un art.

Résumé

Objectif :

Le but de cette étude était d'évaluer l'analyse quantifiée de la marche pour l'objectivation et la quantification des effets d'un traitement ostéopathique.

Méthode :

L'étude s'appuie sur trois sessions de mesures : La première est faite sans traitement ostéopathique, la seconde est effectuée dans les 30 minutes suivant un traitement, la troisième : 4 semaines après un traitement. Les logiciels ont ensuite permis de calculer le Gait Deviation Index et de représenter les données angulaires sur des graphiques.

Résultats :

Le patient traité a présenté une nette amélioration du gait deviation index : Le cycle de marche droit est passé d'un score de 79,5 à 110 entre les sessions 1 et 3. Le cycle de marche gauche a évolué de 89,9 à 115,2 sur les mêmes sessions. Les paramètres d'inclinaison et de rotation pelvienne ainsi que d'abduction et de rotation de hanche ont été nettement améliorés entre les sessions 1 et 3.

Conclusion :

L'Analyse quantifiée de la marche semble être une excellente opportunité d'avenir pour la recherche ostéopathique. Cet outil pourrait nous apporter la précision qu'il nous manque, il faudrait pour cela poursuivre les études avec un nombre de patients plus important.

Abstract

Objectives :

The purpose of this study was to assess the instrumental gait analysis for the objectivation and quantization of an ostéopathic treatment.

Methods :

The study lean on three sessions of measure : The first was made without ostéopathic treatment, the second was made in the 30 minutes following the treatment, the third : 4 weeks after treatment. Then softwares allowed us to calculate the gait deviation index and to represent angular data on graphs.

Results :

The treated patient presented a clear improvement of his gait deviation index : The right walk cycle progressed from a score of 79.5 to 110 between sessions 1 and 3. The left cycle evolved from 89.9 to 115.2 in the same sessions. Parameters of pelvic obliquity, pelvic rotation, hip abduction and hip rotation were clearly improved between sessions 1 and 3.

Conclusion :

The instrumental gait analysis seems to be a great opportunity of futur for ostéopathic research. This tool could provide us the accuracy that we miss, for this we need to carry on studies with more patients.

Sommaire

Sommaire	7
Introduction	8
Chapitre 1 : Ostéopathie et Analyse Quantifiée de la Marche	10
1.1 Ostéopathie et études cliniques	10
1.2 L'analyse quantifiée de la marche	12
1.3 Ostéopathie et A.Q.M.....	18
Chapitre 2 : La pubalgie	25
2.1 Rappels anatomiques et physiologiques	25
2.2 Les différentes causes de pubalgie	31
2.3 Mise en évidence à l'examen clinique.....	33
2.4 Etiologies ostéopathique de la pubalgie	34
2.5 Autres traitements médicaux et paramédicaux existants.....	37
2.6 Objectifs de l'étude.....	38
Chapitre 3 : Etude Expérimentale	39
3.1 Présentation du patient.....	39
3.2 Matériel et méthode	40
3.3 Résultats.....	46
3.4 Discussion.....	52
Conclusion	61
Références et Index	62
Table des Figures	62
Références Bibliographiques	64
Table des Matières	68

Introduction

L'analyse quantifiée de la marche est un outil à la pointe de la technologie qui est utilisé dans beaucoup de laboratoires d'études du mouvement en France et à l'international. Sa précision est reconnue mondialement. Or l'ostéopathie manque d'outils fiables et précis pour mesurer son action sur la dynamique d'un patient. L'analyse quantifiée de la marche pourrait donc constituer un bon outil pour objectiver les effets d'un traitement ostéopathique.

La pertinence de cette problématique s'appuie également sur le fait que l'ostéopathie peut agir sur tous les paramètres que mesure l'A.Q.M. Cet outil semble donc adapté pour évaluer les effets de notre thérapeutique.

J'ai choisi de travailler sur la pubalgie du sportif car cette pathologie présente des étiologies généralement latéralisées et dont les conséquences posturales, et dynamiques sont fréquentes. L'objectif était de déterminer un schéma de marche anormal et d'étudier l'action de l'ostéopathie sur ces anomalies. Cependant, aucune A.Q.M. n'ayant été faite sur un patient pubalgique, nous ne pouvions être sûr d'extraire des irrégularités initiales, d'autant que le patient ne souffre que durant la pratique sportive.

L'étude a donc permis de répondre à une série de problématiques initiales : le patient pubalgique présente-t-il une marche altérée? Le traitement ostéopathique fait-il évoluer les paramètres dysfonctionnels de la marche? Cette évolution est-elle positive?

Ce mémoire : "Objectivation d'un traitement ostéopathique par l'Analyse Quantifiée de la Marche" tend ainsi à démontrer que l'analyse quantifiée de la marche constitue un bon outil dans l'évaluation de la pratique ostéopathique : Les résultats obtenus présentent une nette amélioration sur plusieurs paramètres initialement dysfonctionnels. Une étude semblable avec plus de patients permettrait d'apporter une réelle preuve de l'efficacité d'un traitement ostéopathique.

Après une première partie consacrée à L'ostéopathie et l'analyse quantifiée de la marche, où l'on observe le fonctionnement de l'AQM et les différents outils qui la composent, ainsi que l'action de l'ostéopathie sur les paramètres mesurés par ces outils (I), le chapitre sur la pubalgie permet d'en comprendre la physiopathologie, ses conséquences et ses traitements, médicaux, ou ostéopathiques (II).

Enfin, la troisième partie de ce document décrit l'étude expérimentale : Sa mise en place, ses résultats et les informations que nous pouvons en extraire. (III)

Chapitre 1 : Ostéopathie et Analyse Quantifiée de la Marche

1.1 Ostéopathie et études cliniques

1.1.1 La situation de l'ostéopathie en France

L'ostéopathie Française est actuellement dans une période charnière de son histoire. Elle est confrontée à de nombreuses difficultés : l'hétérogénéité des formations et le manque de reconnaissance du monde médical en sont les principales causes.

Le problème des formations, trop nombreuses et trop hétérogènes, ne constitue pas l'intérêt de ce mémoire.

Mais le manque de reconnaissance du monde médical, n'est pas dû à un scepticisme infondé de la part des médecins, mais à un manque d'apport de preuves scientifiques de leur efficacité de la part des ostéopathes.

Si nous apportions au corps médical des preuves solides de l'apport bénéfique de nos traitements, nous pourrions peut-être réussir à les intéresser à la façon dont nous travaillons. Alors pourrions-nous travailler dans un abord pluridisciplinaire, dont le plus grand intérêt serait pour le patient, une meilleure prise en charge thérapeutique.

1.1.2 Le rapport de L'inserm

Le 30/04/2012, un rapport de l'INSERM a été publié, se proposant d'évaluer l'efficacité de la pratique ostéopathique par une revue de la littérature médicale et ostéopathique sur le sujet.

Les conclusions de ce rapport, écrit par Caroline Barry et Bruno Falissard, sont globalement que les études de recherche en ostéopathie n'ont, jusqu'ici, pas proposé de méthodologie suffisamment précise et statistiquement significative pour prétendre à une efficacité prouvée aux yeux du corps médical.

La faiblesse et l'imprécision des outils permettant de mesurer l'incidence de nos traitements sur les patients en est en partie responsable.

Cette étude est cependant critiquable sur certains aspects :

- Le faible nombre d'études utilisées : Seules 17 études et 3 essais cliniques supplémentaires ont été retenues pour ce rapport car elles étaient les seules à correspondre aux critères d'inclusion.
- Beaucoup des études utilisées évaluaient l'efficacité d'une seule technique. Or un traitement ostéopathique se compose de plusieurs techniques dont les effets vont interagir et se compléter. De plus cette technique est souvent symptomatique, évaluant par exemple une manipulation ou mobilisation vertébrale dans le cas d'une lombalgie chronique (Rubinstein, 2011)
- De plus, certaines études (comme celle citée précédemment) n'évaluent pas seulement la pratique ostéopathique mais également celle d'autres praticiens : Chiropracteurs, Physiothérapeutes, médecin pratiquant la médecine manuelle,...

Ceci n'est pas une critique du rapport, mais de la littérature scientifique ostéopathique. Il semble plus difficile de prouver l'efficacité d'une seule technique ostéopathique sur un lot aléatoire de patients ne partageant qu'un motif de consultation, que de prouver l'efficacité d'un traitement ostéopathique global prenant en compte chaque patient dans sa singularité et pouvant s'appuyer sur tous types de techniques composant le panel ostéopathique.

1.1.3 Faire évoluer les études cliniques ostéopathiques vers des normes standardisées

Pour évoluer il va donc falloir que nous allions vers une plus grande rigueur scientifique. En limitant les biais, en utilisant des groupes de patients témoins, en améliorant les méthodes d'évaluation de nos traitements. Les études ostéopathiques s'appuient sur deux types de critères : Ceux issus du ressenti du patient : la douleur, l'invalidité associée, l'utilisation d'analgésique, la qualité de vie, etc. Ce sont des critères essentiels mais qui restent souvent subjectifs car ne correspondant qu'à un ressenti personnel. Une autre partie des critères sont cliniques et s'appuient sur des mesures physiques et chimiques pour évaluer le traitement.

1.2 L'analyse quantifiée de la marche

L'analyse quantifiée de la marche (A.Q.M) est un outil récent, en perpétuelle évolution et produisant des données physiques fiables et précises sur la marche. Cette analyse pourrait être un bon moyen de spécifier notre action, de façon globale, sur le corps humain.

1.2.1 Présentation du Laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S)

Le laboratoire M2S s'intéresse à l'étude de l'activité physique et de ses effets sur le corps humain aux moyens d'outils biologiques et biomécaniques. Cette structure se divise en deux pôles, auxquels correspondent deux équipes de chercheurs :

- « Activité Physique, Nutrition et Dysfonctions Métaboliques » pour la biologie/physiologie.
- « Analyse, Modélisation et Simulation du Mouvement » pour la biomécanique.

Ce sont surtout des équipes complémentaires formées de disciplines variées : Physiologie, biomécanique, neurophysiologie, informatique, qui produit des publications scientifiques à la fois « nombreuses et de qualité », selon le rapport de l'Agence d'Evaluation de la Recherche et de l'Enseignement supérieur (AERES) publié en novembre 2010.

L'analyse quantifiée de la marche, utilisée dans ce mémoire ne représente donc qu'une partie des possibilités d'études et d'évaluations du laboratoire.



Figure 1. Bâtiment Science du sport du Laboratoire M2S vu de l'extérieur

Le laboratoire M2S est installé dans ses locaux actuels depuis 2013. Le bâtiment Sciences du sport, fait plus de 2000m² dont 800m² de gymnase uniquement dédiés à la capture du mouvement.

1.2.2 Fonctionnement

L'analyse quantifiée de la marche du Laboratoire M2S propose plusieurs outils : un système de capture du mouvement Vicon MX40, des électromyogrammes de surface, et des plaques de force au sol.

1.2.2.1 Le système Vicon

Le système Vicon MX40 est un système comprenant 17 caméras CCD (charged coupled device), des marqueurs appliqués sur le sujet, et une lumière infrarouge.

C'est un système à marqueur passifs : Une lumière infrarouge est émise puis réfléchi par les marqueurs pour être captés par les caméras CCD capables de retranscrire le signal lumineux infrarouge en données électroniques. Dans le cas de ce système, ce sont les caméras elles-mêmes qui produisent la lumière infra-rouge.

Ce système permet d'obtenir les données tridimensionnelles au cours du temps de chacun des marqueurs appliqués sur le sujet, à une fréquence paramétrée sur le logiciel.

Les marqueurs sont appliqués sur des repères anatomiques. Ils sont au nombre de 39, dont 5 n'ont pas d'analogue symétrique et servent simplement de point de repère au moment du recueil et du traitement des données.

Marqueurs	Repères anatomiques
RFHD, LFHD	Os frontal côté droit et gauche
RBHD, LBHD	Os occipital côtés droit et gauche
C7	Processus épineux de la 7 ^{ème} vertèbre cervicale
T10	Processus épineux de la 10 ^{ème} vertèbre thoracique
CLAV	Incisure jugulaire du sternum
STRN	Processus xyphoïde
RBAC	Marqueur dissymétrique sur la scapula droite
RSHO, LSHO	Acromion droit et gauche
RUPA, LUPA	Marqueurs dissymétriques sur le bras droit et gauche

RHUM, LHUM	Épicondyle médial huméral droit et gauche
RRAD, LRAD	Tête du radius droit et gauche
RWRA, LWRA	Processus styloïde radial droit et gauche
RWRB, LWRB	Processus styloïde ulnaire droit et gauche
RFWT, LFWT	Épine iliaque antéro-supérieure droite et gauche
RBWT, LBWT	Épine iliaque postéro-supérieure droite et gauche
RKNE, LKNE	Condyle latéral fémoral droit et gauche
RKNI, LKNI	Condyle médial tibial droit et gauche
RTHI, LTHI	Marqueurs dissymétriques sur la cuisse droite et gauche
RANE, LANE	Malléole externe droite et gauche
RANI, LANI	Malléole interne droite et gauche
RHEE, LHEE	Pternion droit et gauche
RTOE, LTOE	Acropodion droit et gauche

Tableau 1. Description des repères anatomiques utilisés

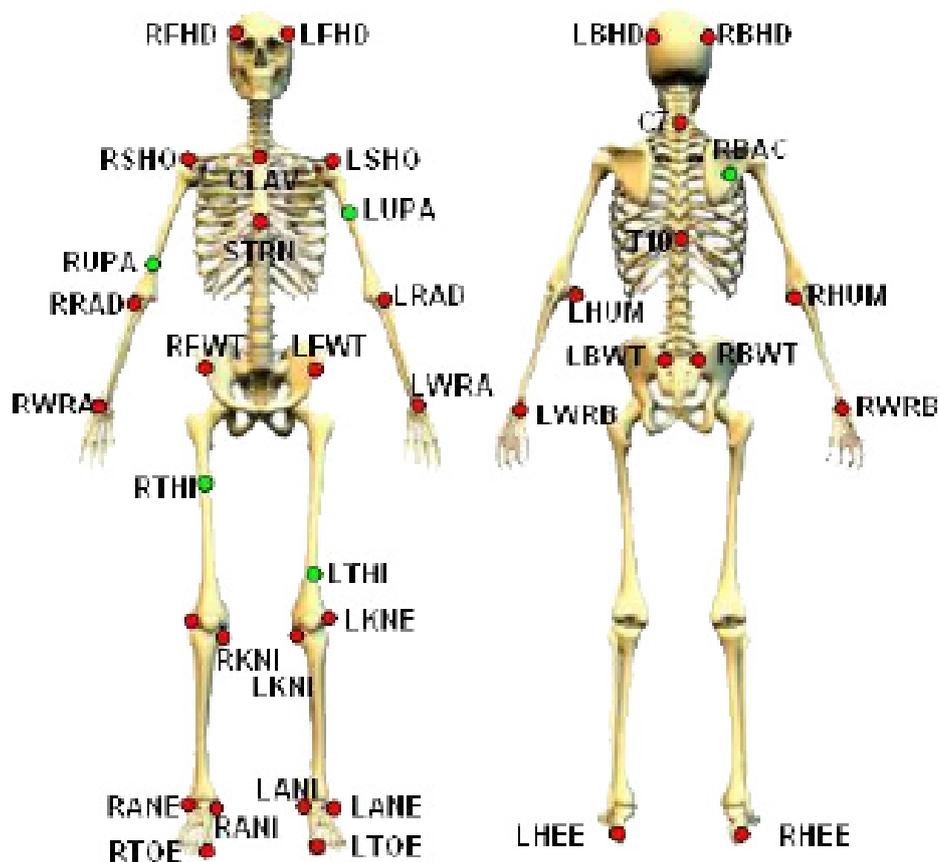


Figure 2. Placement des marqueurs : Les données issues des marqueurs rouges seront utilisées lors de l'étude. Les marqueurs verts, asymétriques, servent de point de repère lors de l'analyse des données.

La position d'un marqueur pourra être calculée s'il est visible par au moins deux caméras. Ces marqueurs vont servir à estimer la position des centres articulaires. Pour les articulations des chevilles, genou, coude et poignet, ils sont estimés en considérant le milieu des marqueurs situés médialement et latéralement à l'articulation. Pour celles de la hanche et de l'épaule, qui sont moins abordables et plus complexes, on utilise des équations établies par Reed et al. (Reed, 1999) pour l'épaule et par Léardini et al. (Léardini, 1999) pour la hanche.

On utilise alors une modélisation en 12 segments rigides : Tête, bras, avant-bras, tronc, cuisses, jambes et pieds qui permet de visualiser les amplitudes articulaires en fonction du temps.

On peut également calculer la trajectoire du centre de masse à l'aide de la table anthropologique de Zatsiorsky et al. (Zatsiorsky, 1990) adaptée par De Leva (de Leva, 1996).



Figure 3. Disposition des outils : Caméras infrarouges (a), plaques de force (b) et matériel informatique (c)

1.2.2.2 Les plaques de force

Elles servent à mesurer les forces exercées par le pied sur le sol, appelées forces de réaction au sol. Cette mesure servira à calculer les puissances et moments articulaires ainsi

que le centre de pression. Pour rappel, en physique, le moment d'une force est son aptitude à faire tourner un système mécanique autour d'un point pivot donné.

Elles sont de type piézoélectriques : Les matériaux piézoélectriques ont la propriété de se polariser électriquement sous l'effet de contraintes mécaniques (effet piézoélectrique direct) mais également de se déformer lorsqu'ils sont soumis à un courant électrique (effet piézoélectrique inverse). Découverte par Pierre et Jacques Curie en 1880, cette propriété propre à certains minéraux a permis l'invention d'objets très largement utilisés comme l'allume-gaz, la montre à quartz ou encore le sonar.

Les plaques de forces utilisent l'effet piézoélectrique direct, elles sont pourvues de quatre capteurs situés chacun à un coin de la plaque. Ce système permet d'avoir à la fois le point d'application de la force de réaction au sol mais également sa direction dans les trois plans de l'espace. Il n'y a donc pas seulement le poids mis sur un pied, ce qui correspondrait à un axe uniquement vertical (comme lorsqu'on utilise un pèse-personne).

1.2.2.3 Les électromyogrammes de surface

C'est la mesure de l'activité électrique d'un muscle ou d'un groupe de muscles donnés à l'aide d'électrodes de surfaces appliquées en regard des muscles à mesurer selon les recommandations SENIAM (Hermens et al. 2000). Cette activité électrique est proportionnelle à l'intensité de la contraction musculaire.

Les électrodes de surface s'opposent aux électrodes internes, qui sont plus spécifiques mais également plus invasives, réservant leur usage à des muscles plus profonds (Klessein et al. 1998 ; Sutherland 2001)

Elles sont présentées dans ce mémoire afin de présenter toutes les possibilités de mesures, cependant, elles ne seront pas utilisées par la suite dans le protocole expérimental.

1.2.3 Limites de l'AOM

Ces limites sont liées à différents facteurs :

1.2.3.1 Acquisition des données

La marge d'erreur liée à l'acquisition des données est très faible et ne pourra pas être considérée comme un biais dans notre étude. Pour en donner un ordre de grandeur, voici les marges d'erreurs du système VICON 512 créé en 1999, selon J.G. Richards (Richards, 1999) :

- Une erreur positionnelle de 0.62mm pour des marqueurs éloignés de 500mm
- Une erreur angulaire de 1.421° pour un angle de 95.8°

Le système utilisé au laboratoire appartient à la licence VICON MX, déposée en 2006, on peut donc supposer que le système ait encore gagné en précision, d'autant que les caméras MX-40 sont celles ayant la meilleure résolution de la gamme.

1.2.3.2 Variabilité de la marche

La marge d'erreur liée à la variabilité de la marche est fonction du sujet, diminuant chez le sujet adulte par rapport à l'enfant (Stolze *et al.* 1998) et diminuant chez le sujet sain par rapport au sujet pathologique (Steinwender *et al.* 2000).

Cette variabilité peut cependant être négligée par l'utilisation de plusieurs essais : en multipliant les mesures, on réduit donc cette variabilité.

1.2.3.3 Placement des capteurs

La marge d'erreur liée au placement de capteurs est difficile à évaluer, les seules études trouvées à ce sujet étudient ce facteur lors du placement des capteurs par différents opérateurs. Un même opérateur ayant probablement une plus grande précision pour placer les marqueurs au bon endroit.

1.2.4 Les données obtenues

Nous avons donc de nombreux paramètres mesurables à l'aide de l'A.Q.M. :

- Les positions des centres articulaires
- La cadence des pas
- La longueur des pas
- Les amplitudes articulaires
- Les vitesses physiques et angulaires de chaque centre articulaire
- Les moments articulaires
- Les puissances articulaires
- La position du centre de pression (podal)
- La position du centre de masse
- L'activité électrique des muscles et groupes musculaires étudiés

Cependant, traiter indépendamment tous ces paramètres serait difficile dans le cadre d'un simple mémoire de fin d'étude mais tout à fait abordable dans une étude plus poussée. Il a donc fallu faire des choix parmi ces données.

Ce choix a été fait en fonction des informations qui vont être exposées ci-dessous.

1.3 Ostéopathie et A.Q.M

Démonstration de la possibilité d'action de l'ostéopathie sur les paramètres mesurés par l'A.Q.M :

1.3.1 L'ostéopathie :

« Tout le monde croit que le fruit est l'essentiel de l'arbre quand, en réalité, c'est la graine » Nietzsche.

Définition :

Selon l'organisation mondiale de la santé : « L'ostéopathie consiste, dans une compréhension globale du patient, à prévenir, diagnostiquer et traiter manuellement les dysfonctions de la mobilité des tissus du corps humain susceptibles d'en altérer l'état de santé. »

Concepts :

Les concepts ostéopathiques sont multiples et complémentaires. Ils sont nécessaires à la compréhension de ce qu'est l'ostéopathie :

- Concept de globalité : Le corps est une unité fonctionnelle indissociable ou toute structure est en lien avec d'autres structures voisines et à distances et par leurs intermédiaires avec toutes les structures du corps. Une perturbation dans le fonctionnement d'une de ces structures pourra donc se ressentir sur des structures situées à distances.
- Relation structure/fonction : Still disait que la structure gouverne la fonction : Par exemple, le diaphragme est le muscle de la respiration (et plus précisément de l'inspiration), si le diaphragme présente un spasme (structure) cela se ressentira sur la qualité de la respiration (fonction). A l'inverse, l'un de ses élèves John Martin LittleJohn déclare que la fonction gouverne la structure : Une mauvaise respiration peut entraîner un spasme du diaphragme. Aujourd'hui les ostéopathes admettent communément les deux théories, c'est une interrelation réciproque.
- Concept d'autorégulation : Le corps humain possède des capacités d'autorégulation et d'auto guérison : quand une structure corporelle est en souffrance, le corps humain s'adapte afin de la soulager et de lui permettre de s'autoguérir. Cependant, si l'individu présente un terrain fragilisé sur un plan physique, chimique ou psychologique, certaines de ces adaptations ne peuvent se faire et des douleurs apparaissent.
- Concept de chaînes lésionnelles : Si une structure corporelle est en dysfonction, elle ne remplit plus son rôle physiologique, ce sont donc d'autres structures qui vont devoir la suppléer. En la suppléant, ils pourront soit permettre à la structure primaire de retrouver une physiologie normale, soit ils peuvent se mettre eux-mêmes en dysfonction et obliger d'autres structures à les suppléer. C'est ainsi que peuvent apparaître ce que l'on appelle des chaînes lésionnelles : Une série de dysfonction en interrelation fonctionnelle.
- Objectifs du traitement ostéopathique :
 - o L'objectif de l'ostéopathe n'est pas de guérir le patient mais de redonner à son corps la capacité à s'auto guérir, en lui permettant à nouveau de s'adapter aux contraintes auxquelles il est soumis.

- On tente, par l'interrogatoire, l'observation et l'ensemble des tests palpatoires de déterminer la cause des douleurs du patient. Cette cause peut être à proximité ou à distance de la douleur.

Historique :

Découverte en 1874, par Andrew Taylor Still, pasteur méthodiste formé à la médecine par son père au contact des indiens Shawnees. Il perfectionne ses connaissances médicales et anatomiques au cours de la guerre de sécession, où il s'engage avec les fédéraux (car fervent anti-esclavagiste) en tant que médecin et chirurgien militaire. A la fin de la guerre, il entreprend des études de médecine au Kansas College of Medicine & Surgery mais n'ira pas au bout de ce cursus, déçu par son enseignement et l'usage, qu'il juge abusif, de médicaments. Il préfère alors étudier ce qu'il appelle dans son Autobiographie (Still, 1908), « the great book of Nature » en exhumant les sépultures indiennes et en disséquant leurs corps, mais également en observant les phénomènes naturels qui l'entourent.

L'ostéopathie va d'abord se développer aux États-Unis, et plus précisément à Kirksville où sera fondé le tout premier collège d'ostéopathie. Elle arrivera ensuite en Europe par le biais de John Martin Littlejohn. Elève direct de Still, il revient à Londres, à la mort de son maître en 1917 pour fonder la British School of Osteopathy.

L'arrivée de l'ostéopathie en France se fait ensuite en deux temps. En 1957, Paul Gény fonde, en association avec Thomas G. Drummer, l'Ecole Française d'Ostéopathie. Mais en 1965, l'école doit s'expatrier à Maidstone, à la suite d'un recours juridique de la part du pouvoir médical Français. Des années 60 aux années 80, c'est principalement en Angleterre que se formeront les kinésithérapeutes et médecins qui souhaitent apprendre l'ostéopathie. La formation étant réservée aux professions médicales et paramédicales, l'exercice exclusif de l'ostéopathie n'est pas systématique. C'est en 1981 que naît le registre des ostéopathes de France qui va permettre de valoriser cet exercice exclusif.

A partir des années 90, l'ostéopathie se démocratise et naissent les premières écoles post-bac, à temps plein, en 3 ou 5 ans. Viendront ensuite les décrets de 2002 permettant de légaliser l'exercice de l'ostéopathie et de reconnaître la profession et de 2007 qui précise enfin quelles formations permettent d'user du titre d'ostéopathe. Enfin, le 12 décembre

2014 ont été publiés les nouveaux décrets précisant la durée, le contenu et les exigences que doivent présenter les formations en ostéopathie.

1.3.2 L'ostéopathie et l'observation

L'ostéopathe, lors d'une séance utilise d'abord ses yeux, il observe le patient.

L'observation va porter sur :

- En statique (Marin, 2011) :
 - o L'aspect général : Apparence physique, taille, morphologie, etc.
 - o L'aspect de la peau : Couleur, présence de cicatrices, plaies, éruptions, etc.
 - o L'aspect musculaire : Tonus, principaux reliefs musculaires, spasmes éventuels.
 - o La posture : Répartition des appuis au sol, translations/rotations/inclinaison des ceintures scapulaire et pelvienne, de la tête, rotations des membres, aspect du rachis.

- En dynamique : Lors de la marche, l'ostéopathe recherche des restrictions de mobilité qui pourraient influencer la marche : Toute asymétrie visible des appuis, du pas, des ceintures scapulaire, pelvienne et de la tête sera prise en compte.

Il faut cependant garder à l'esprit que ces observations sont subjectives et correspondent à une perception de l'ostéopathe. Cette perception est issue de sa propre expérience et comprend des paramètres qui ne sont pas accessibles à un œil non initié, elle est formée partiellement par une composante intuitive, voire instinctive de l'ostéopathe.

On peut alors se demander quelle proportion de cette observation est objectivable par des mesures physiques, et quelle proportion appartient à la perception propre de l'ostéopathe.

Ce paramètre n'est pas le sujet de ce mémoire mais serait très intéressant à étudier à l'aide de l'A.Q.M. dans une étude future.

1.3.3 L'ostéopathie et l'équilibre postural

L'ostéopathie repose sur une réharmonisation et sur une rééquilibration de l'ensemble du corps. Le but est de redonner au corps la capacité à fonctionner à nouveau de façon physiologique, on parle de rétablir l'homéostasie.

En début de traitement, il existe de nombreux tests globaux permettant d'avoir des indices sur la statique et les stratégies posturologiques du patient :

- Utilisation de la verticale de Barré
- Test de Barral, debout
- Etc.

Un équilibre postural délétère pour le patient aura de nombreuses conséquences sur la biomécanique générale : Une déviation du centre de gravité (ou centre de masse) dans les 3 plans de l'espace, une asymétrie de répartition du poids sur les membres inférieurs, une perturbation des rotations des ceintures scapulaire et pelvienne et de leur synchronisme, paramètres que l'A.Q.M. est justement capable de mesurer.

Ces conséquences se ressentiront à la marche et modifieront les données par rapport à une A.Q.M. normale. Les modifications seront relativement fines par rapport à ce qu'on a l'habitude d'observer à l'A.Q.M. : les pathologies neurologiques de l'enfant et de l'adulte, et les pathologies lourdes de l'appareil locomoteur. C'est pourquoi on ne peut qu'émettre l'hypothèse que les adaptations posturales non pathologiques sont objectivables à l'aide de l'A.Q.M.

Les mesures qui nous intéressent le plus dans la compréhension de l'impact de l'ostéopathie sur l'équilibre postural sont la trajectoire du centre de masse, la trajectoire du centre de pression podal et également leur variabilité entre les différents passages. On peut supposer que cette variabilité augmente lors de la mesure 2 (argument étayé par l'étude de Scheibel, 1991), car les informations apportées au corps auront dans un premier temps plutôt tendance à le déstabiliser. Cependant, cette augmentation devrait se stabiliser, et on peut espérer une amélioration lors de la mesure 3 à une stabilité équivalente voire supérieure.

Des modifications posturologiques ont déjà été observées à la suite de manipulations ostéopathiques (Scheibel, 1991), à la fois pour des techniques HVBA mais également pour des techniques cranio-sacrées et persistant 2 jours après traitement dans le cas des

techniques HVBA et 7 jours pour les techniques crano-sacrées. Ces mesures ont été faites par statokinésimétrie, outil posturologique précis, et sur une position statique (l'A.Q.M mesure quant à elle en dynamique). L'outil et les conditions de mesure étant différents, on ne peut être sûr de la reproductibilité de ces données au niveau de l'A.Q.M.

1.3.4 L'ostéopathie et les amplitudes articulaires

L'un des fondements de l'ostéopathie est la mobilité. De la même façon qu'Aristote distinguait le vivant du non vivant par sa capacité de mouvement, inhérente au vivant, l'ostéopathe considère que tout tissu vivant doit être, et pouvoir être mobile. Comme l'exprime Rollin Becker dans *Life in Motion* (Becker, 1997), tout ce qui est vivant est en mouvement, et la vie elle-même se manifeste par le mouvement. En revanche, l'absence de mouvement des tissus vivant conduit à leur destruction.

Ainsi une articulation restreinte dans l'un de ses paramètres de mobilité développera une mauvaise physiologie articulaire, provoquant à long terme une usure prématurée des structures articulaires. De plus cette perte de mobilité locale va nécessiter des adaptations par d'autres tissus pour éviter de faire souffrir les tissus dysfonctionnels. C'est ainsi que se met en place un schéma dysfonctionnel : Chaîne de causes et de conséquences en interrelation réciproque.

L'action de l'ostéopathie sur les amplitudes articulaires a déjà été prouvée, que ce soit dans le cas de techniques d'énergies musculaires (Lenehan, 2003 ; Dehiles, 2011), ou de manipulations vertébrales (Martínez-Segura, 2006 ; Whittingham, 2001). Les autres types de techniques sont moins étudiées et moins significatives sur des critères d'amplitudes articulaires pures.

1.3.5 Ostéopathie et force musculaire

Un traitement ostéopathique implique souvent des réactions musculaires : Soit par des techniques musculaire directes : d'énergie musculaire (Ballantyne, 2003), tender points de Jones (Wong, 2004), etc... Soit par des techniques à distance : Correction des étages vertébraux qui innervent le muscle (Wang, 2010), traitement crânien (Wong, 2004), ou tout autre ajustement postural entraînant une modification de la mise en tension musculaire.

On aura donc, en théorie, à l'électromyogramme (EMG) de surface une modification de l'intensité des contractions musculaires. La difficulté reste de prévoir quelles seront ces

modifications. On sait que des manipulations vertébrales peuvent augmenter la force de contraction musculaire (Wang, 2010) et que des techniques d'énergie musculaire peuvent diminuer la tension à l'étirement passif des muscles traités (Ballantyne, 2003). Mais ces études ont été faites sur une technique précise et visaient à étudier un muscle ou un groupe musculaire précis. La modification de la tension, ou de la force de contraction d'un muscle aura des répercussions sur ses muscles antagonistes ainsi que sur ses agonistes. Il serait donc plus complet de considérer simultanément plusieurs groupes musculaires comme le permettent les EMG de surfaces, et d'analyser comment ces groupes musculaires réagissent et interagissent entre eux à la suite d'une technique particulière ou d'un traitement global.

Cette composante serait à considérer lors d'une autre étude car nous avons choisi de ne pas prendre en compte les données musculaires dans ce mémoire aux vues de la complexité d'analyse des paramètres déjà mesurés.

1.3.6 L'Impact d'un traitement est-il mesurable ?

Malgré les arguments évoqués précédemment, il reste difficile de répondre avec certitude à cette question.

Un traitement ostéopathe agit effectivement sur les paramètres mesuré par l'A.Q.M., mais est-ce dans une mesure assez grande pour être significatif ?

Chapitre 2 : La pubalgie

Décrite pour la première fois par Beer (Beer, 1924), puis par Spinelli (Spinelli, 1932), la pubalgie a d'abord été présentée comme une pathologie tendineuse des muscles grands droits abdominaux et des adducteurs. Mais on sait désormais qu'ils ne sont pas l'unique cause.

2.1 Rappels anatomiques et physiologiques

2.1.1 Anatomie Locale

La symphyse pubienne est une surface ovalaire à grand axe oblique en bas et en arrière, les surfaces articulaires sont planes et encroutées de cartilage hyalin. Entre ces surfaces se situe le disque articulaire.

On a également des ligaments périphériques : Au nombre de 4 : Supérieur, inférieur, antérieur et postérieur. C'est en partie sur ces ligaments que s'insèrent les grands droits et les muscles pubo-vésicaux.

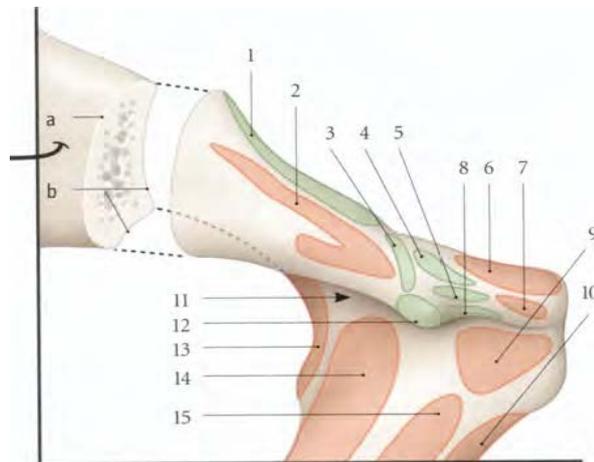


FIG. 14.7. Pubis (face externe)

- | | |
|--------------------------|--|
| a. face externe | 8. pilier médial (m. oblique ext.) |
| b. face interne | 9. m. long adducteur |
| 1. lig. pectiné | 10. m. gracile |
| 2. m. pectiné | 11. sillon obturateur |
| 3. lig. lacunaire | 12. tubercule pubien
et lig. inguinal |
| 4. tendon conjoint | 13. membrane obturatrice |
| 5. lig. réfléchi | 14. m. obturateur ext. |
| 6. m. droit de l'abdomen | 15. m. court adducteur |
| 7. m. pyramidal | |

Figure 4. Insertions musculaires présentes à la face externe des branches pubiennes (selon KAMINA)

Muscle	Origine	Terminaison	Innervation	Action
Muscles du membre inférieur				
Pectiné	Pecten du pubis	Fémur : Ligne pectinée et partie médiale de la ligne âpre	Nerf fémoral et nerf obturateur	Hanche : Adduction, rotation latérale et légère flexion Stabilise le pelvis dans les plans frontal et sagittal
Court adducteur	Branche inférieure du pubis	Fémur : Lèvre médiale de la ligne âpre (tiers moyen)	Nerf obturateur (L2-L3)	Hanche : Adduction et flexion (jusqu'à 70°); Extension (au-delà de 80° de flexion);
Long adducteur	Branche supérieure du pubis et partie antérieure de la symphyse pubienne		Nerf obturateur (L2-L4)	Stabilise le pelvis dans les plans frontal et sagittal
Grand adducteur	Branche inférieure du pubis, branche de l'ischium et tubérosité ischiatique	Partie superficielle : Interstice de la ligne âpre	Nerf obturateur (L2-L4)	Hanche : Adduction, extension et légère flexion (la terminaison tendineuse intervient également dans la rotation médiale); Stabilise le pelvis dans les plans frontal et sagittal
		Partie profonde : Tubercule de l'adducteur, sur le fémur	Nerf tibial (L4)	
Petit adducteur	Branche inférieure du pubis	Interstice de la ligne âpre	Nerf obturateur (L2-L4)	Adduction, extension et légère flexion
Gracile	Branche inférieure du pubis, sous la symphyse	Tibia: Bord médial de la tubérosité, conjointement aux muscles de la patte d'oie	Nerf obturateur (L2-L3)	Hanche : Adduction et flexion Genou : Flexion et rotation médiale
Muscles de la paroi abdominale				
Grands droits	Crête du pubis, tubercule pubien et symphyse pubienne	Cartilages costaux des côtes 5 à 7; processus xiphoïde	Branches antérieures des six derniers nerfs spinaux thoraciques (T7 à T12)	Comprime les viscères abdominaux; fléchit la colonne vertébrale; tend la paroi abdominale
Oblique externe	Digitations musculaires sur les faces latérales des huit dernières côtes	Lèvre latérale de la crête iliaque, aponévrose s'achevant dans le raphé médian (ligne blanche)		Maintien des viscères abdominaux ; Bilatéral : Flexion du tronc ; Unilatéral : Rotation controlatérale du tronc
Transverse	Fascia thoraco-lombal; lèvre interne de la crête iliaque; Tiers latéral du lig. Inguinal; arcs costaux des 6 dernières côtes	Aponévrose se terminant sur la ligne blanche; crête du pubis et ligne pectinéale	Branches antérieurs des six derniers nerfs spinaux thoraciques (T7 à T12) et L1	Comprime les viscères abdominaux

Tableau 2. Muscles constituant les insertions proches du pubis

S'ajoute à ces insertions un muscle essentiel du petit bassin : Le muscle releveur de l'anus, composé par :

- Muscle ilio-coccygien : Il naît du fascia qui couvre le muscle obturateur interne, rejoint son homologue opposé afin de former le ligament qui s'étend de l'ouverture du canal anal au coccyx.
- Muscle pubo-coccygien naît du corps du pubis et se dirige en arrière pour s'attacher sur la partie postérieure de la ligne médiane, et jusqu'au coccyx :
 - o Muscle pubo-rectal : Se dirige vers le bas pour former une sangle autour de la partie terminale du tractus intestinal : c'est l'angle anorectal
 - o Muscle pubo-vaginal ou élévateur de la prostate : Fibres médianes en rapport avec le vagin ou la prostate.
- Vascularisation par les artères obturatrice, pudendale interne, et vésicale inférieure
- Innervation par le nerf du muscle élévateur de l'anus (S3, parfois S2 et S4)

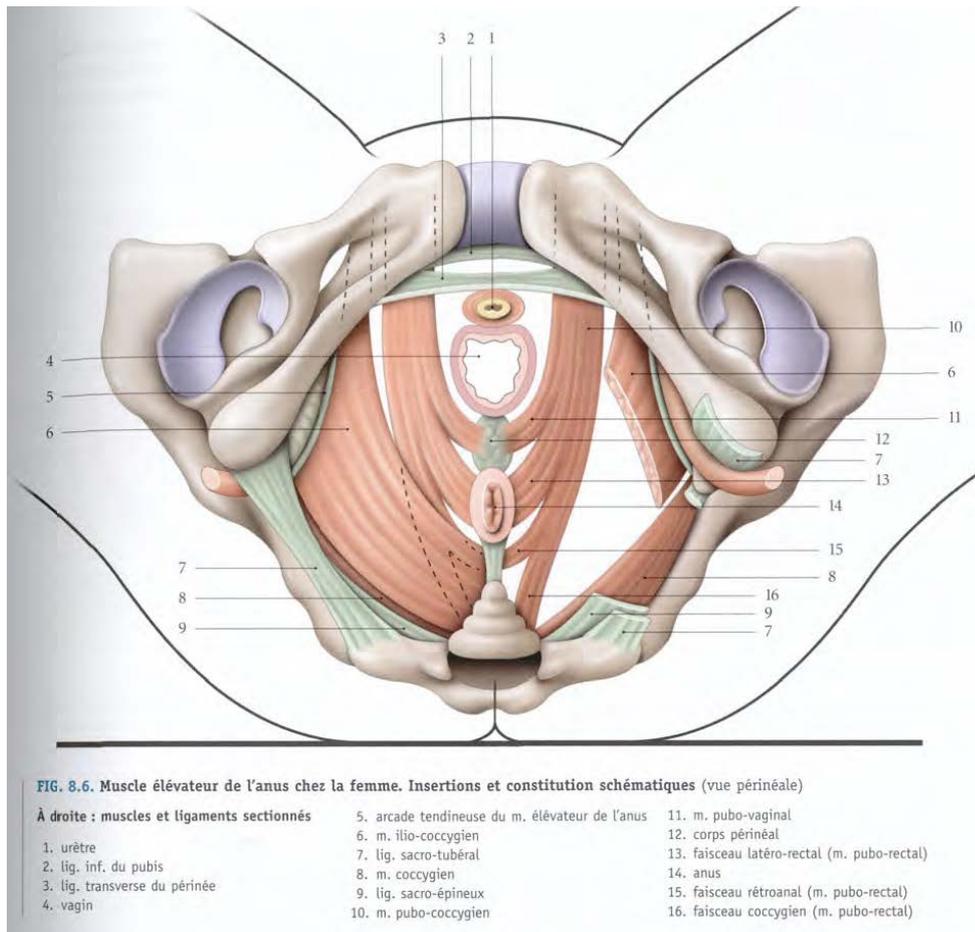


Figure 5. Le plancher pelvien dans son plan profond (Selon KAMINA)

2.1.2 Forces mises en jeu

Le bassin est le système qui fait relais entre les forces de réaction du sol et le poids du tronc sus-jacent. Il doit donc faire face à des contraintes importantes.

Léopold Busquet distingue dans son ouvrage « les Chaines Musculaires » (Busquet, 1984), les forces en statique et en dynamique, au niveau de la ceinture pelvienne.

2.1.2.1 *Contraintes mécaniques en statique*

En statique, le pubis à un « rôle mineur » :

- Les forces descendantes d'origine gravitaire s'appliquent au sacrum par l'intermédiaire de la colonne vertébrale lombaire. Ces forces sont transmises aux os iliaques en direction des articulations coxo-fémorales.
- Les forces ascendantes correspondant aux forces de réaction au sol. Elles se répercutent sur les articulations coxo-fémorales et s'opposent aux forces descendantes.
- On a une résultante des forces vers le pubis

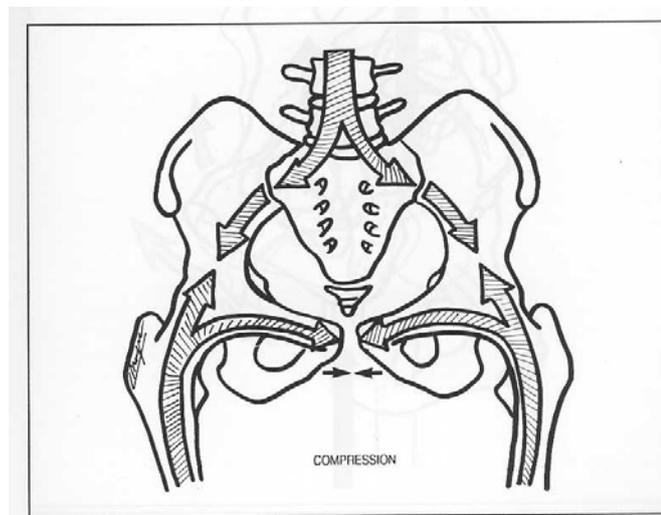


Figure 6. Contraintes de forces en statique

2.1.2.2 Contraintes mécaniques en dynamique

En dynamique, l'appui unipodal entraîne des forces ascendantes qui se transmettent par l'articulation coxo-fémorale et dont résulte une postériorisation de l'aile iliaque (fig. 3, a.). Les forces descendantes s'appliquant sur le disque L5/S1 tendent à horizontaliser le sacrum (fig. 3, b.), ces deux forces vont donc entraîner un mouvement de nutation du sacrum sur l'articulation sacro-iliaque, c'est-à-dire, un écartement de la pointe du sacrum par rapport à l'os iliaque. Cette nutation est restreinte par les ligaments sacro-tubéral et sacro-épineux (fig. 3, c.)

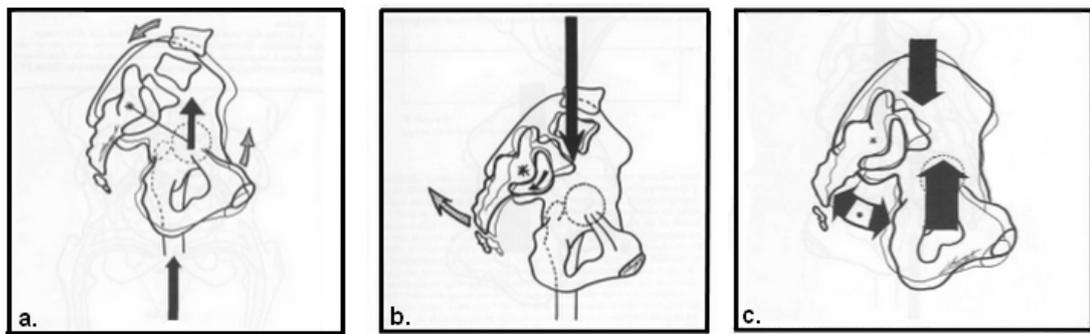


Figure 7. Contraintes de forces en dynamique : a. Les forces ascendantes ; b. Les forces descendantes ; c. Absorption de ces forces par les ligaments sacro-tubéral et sacro-épineux

Ces structures ligamentaires sont richement innervées et permettent ainsi une information permanente sur sa tension pour les centres supérieurs. En cas de trop forte tension, on aura une contraction du piriforme afin de soulager les structures ligamentaires et d'éviter leur lésion. Cette contraction se fait par un réflexe proprioceptif qui est monosynaptique au niveau de la moelle épinière : De la même façon que pour un réflexe ostéo-tendineux. L'intensité de cette contraction est ajustée en fonction des informations sur la mise en tension du ligament sacro-tubéral et d'une importante structure fasciale voisine : Le fascia lata.

En résumé, sur un appui unipodal, on aura donc :

- Du côté de l'appui : Une postériorisation de l'os iliaque avec une horizontalisation du sacrum et donc une mise en tension des ligaments sacro-tubéral et sacro-épineux. La postériorisation de l'os iliaque est associée à une élévation de la branche pubienne du même côté.

- Côté opposé : Une antériorisation de l'os iliaque qui entraîne un abaissement de la branche pubienne correspondante.
- Les mouvements des branches pubiennes sont donc opposés et fonctionnent en cisaillement

Mais un second mouvement s'ajoute à celui-ci, selon Kapandji (Kapandji, 2009), celui qui accompagne les mouvements de nutation/contre-nutation du sacrum. Ainsi lorsque le

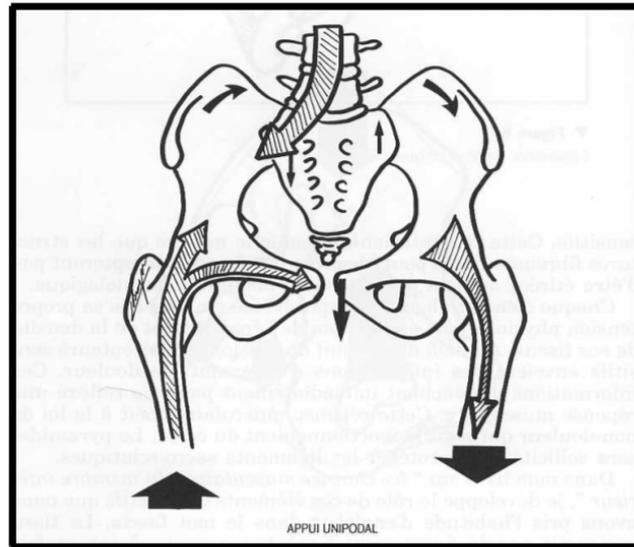


Figure 8. Contraintes de forces en appui unipodal

sacrum part en nutation, c'est-à-dire, s'horizontalise, on observe un mouvement de fermeture des os iliaques, sur un axe passant par ses deux articulations : La symphyse pubienne et l'articulation sacro-iliaque. Les crêtes iliaques se rapprochent et les tubérosités ischiatiques s'éloignent : C'est un mouvement de fermeture du détroit supérieur. En cas de contre-nutation, c'est le mouvement inverse qui survient : le rapprochement des crêtes iliaques et l'écartement des tubérosités ischiatiques.

On a donc au niveau du pubis :

- En nutation : Un mouvement de bâillement inférieur
- En contre-nutation : Un mouvement de bâillement supérieur

Les mouvements du sacrum accompagnant chaque appui, cette composante s'ajoute à celle de mouvements verticaux évoquée précédemment. Un appui unipodal va entraîner le bassin en postériorisation iliaque associée à une nutation du sacrum : Au niveau du pubis

on a donc un mouvement combiné d'ouverture/élévation du côté de l'appui, et de fermeture/abaissement côté opposé.

C'est la combinaison de mouvements complexes qui doit se mettre en place afin d'absorber et transmettre les contraintes au niveau de l'anneau pubien. Lieu de confrontation des forces, toutes les structures doivent être à la fois résistantes et mobiles. Les contraintes dans la zone sont importantes et donnent déjà lieu à un léger cisaillement pubien dans le cadre d'une biomécanique normale, lors de la marche.

Imaginons maintenant les contraintes subies lors d'un coup franc tiré par un footballeur :



Figure 9. Illustration des contraintes mécaniques lors de la pratique du football

Aux amplitudes extrêmes que l'on voit ici s'ajoutent des contraintes musculaires : la contraction des muscles adducteurs sur la jambe de shoot et la contraction des muscles abducteurs sur la jambe d'appui (Thorborg, 2014). Ces deux contractions musculaires antagonistes vont augmenter le cisaillement par une descente de la branche pubienne côté shoot, et par une montée de la branche pubienne côté appui.

2.2 Les différentes causes de pubalgie

La pubalgie est définie comme « un syndrome douloureux de la région inguino-pubienne qui touche le sportif de pratique régulière. Il s'agit d'une pathologie de surmenage s'exprimant dans un contexte anatomique particulier » (Puig P.L., 2004).

Cette définition ne précise en rien la cause : On a d'abord proposé une classification en 3 formes (Thèse Brunet, 1983) puis plus récemment en 4 formes distinctes (Bouvard, 2004), cependant, aucun consensus scientifique n'a été trouvé dans le monde médical. Les 4 formes proposées par Bouvard sont :

- Une tendinopathie des adducteurs,
- Une tendinopathie de l'insertion des grands droits,
- Un trouble inguinal
- De l'ostéo-arthropathie pubienne.

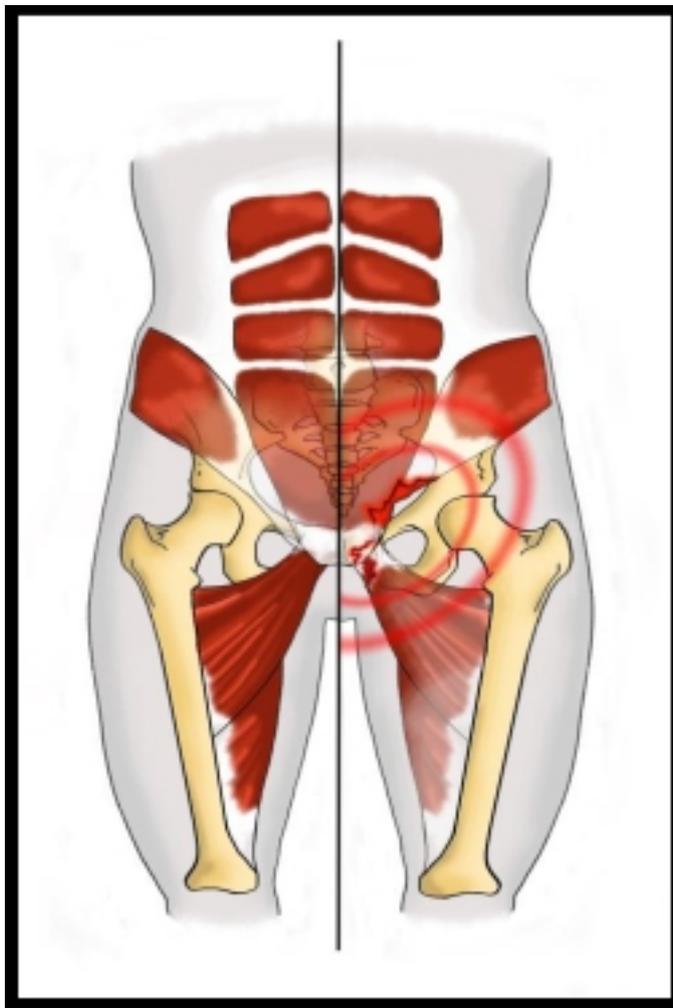


Figure 10. Le pubis et les insertions musculaires mises en jeu dans l'étiologie de tendinopathie

Diagnostics différentiels :

Selon JL Zilterner et S. Leal (Zilterner, 2007) : Les diagnostics différentiels sont :

- Des pathologies intra-abdominales
 - o Digestives
 - Appendicite
 - Diverticulose
 - Maladie inflammatoire (Crohn, RCH)
 - Tumeur, abcès, anévrisme
- Des pathologies génito-urinaires : Infection des voies urinaires, lithiase, prostatite, pathologies scrotales, testiculaires, ou gynécologiques
- Des pathologies neurologiques : D'origine rachidienne par atteinte compressive radiculaire ou d'origine canalaire par « enclavement »
- Des pathologies musculo-squelettiques :
 - o Pathologie de hanche
 - o Fracture de fatigue
- Maladies inflammatoires ou infectieuses : Spondylarthropathies, ostéomyélite,...

2.3 Mise en évidence à l'examen clinique

- Tendinopathie des muscles grands droits ou des muscles adducteurs : Comme toute tendinopathie on pourra la mettre en évidence par l'apparition d'une douleur sur les tests d'étirement, de palpation et de contraction contre résistance du muscle impliqué.
- Signe de Malgaigne : Positif lorsqu'il y a présence d'une voussure abdominale juste au-dessus de la crête iliaque. Il démontre une faiblesse des muscles abdominaux larges et en particulier du muscle transverse. Cette faiblesse est source de tendinopathie des grands droits.
- Arthropathie de la symphyse pubienne : Douleur localisée, médiane et symphysaire, majorée à la palpation et à la compression en direction interne des ailes iliaques.

- Le trouble inguinal : La douleur présente une impulsivité à la toux et à l'éternuement, et est soulagée par la compression locale. La palpation de l'orifice inguinal permet de noter sa largeur, sa sensibilité ainsi que la présence éventuelle d'une hernie.

2.4 Etiologies ostéopathique de la pubalgie

Bien que les étiologies médicales soient limitées à quatre hypothèses, il est possible de considérer d'autres structures pouvant entraîner des douleurs dans cette zone :

2.4.1 Le syndrome de Maigne (Maigne, 1977)

Le syndrome de Maigne est également appelé syndrome de la charnière dorso-lombaire. Il correspond à l'irritation d'un nerf rachidien de T12 ou L1. La douleur ne sera donc pas ressentie à son niveau d'origine mais en périphérie. En cas d'irritation de la branche postérieure de la racine de T12 ou L1, on aura des douleurs dans la région lombaire basse, ou sacro-iliaque, si c'est une branche antérieure qui est irritée, on aura des douleurs pseudo-viscérales, trochantériennes ou pubiennes. (Ledoux, 1986)

La douleur pubienne ne représente pas le symptôme le plus représenté dans le syndrome de Maigne, mais elle est toutefois à prendre en compte.

2.4.2 Asynergie entre muscles adducteurs et abdominaux

Il s'agit d'une différence de tension et de force entre les muscles adducteurs et abdominaux. On a longtemps considéré qu'il s'agissait d'une ceinture abdominale faible mais il peut également s'agir d'une ceinture abdominale trop forte (Busquet, 1984). C'est la tension du muscle en surtension qui entraîne un déséquilibre dans la dynamique du pubis, entraînant :

- Une tension trop importante du muscle opposé (ex : Si ce sont les grands droits qui sont trop forts, on aura une mise en tension du muscle adducteur sous-jacent.

Cette tension favorise les tendinopathies des muscles adducteurs et abdominaux

- La modification de la dynamique pelvienne peut entraîner une mauvaise physiologie articulaire au niveau du pubis. Cette biomécanique asymétrique est délétère pour la symphyse pubienne, favorisant l'apparition d'arthropathie à ce niveau.

2.4.3 Problématique mandibulaire

Lors du traitement ostéopathique de la pubalgie, on retrouve très régulièrement des tensions de l'articulation temporo-mandibulaire, plus ou moins en lien avec une problématique dentaire (dents de sagesse, terrain infectieux,...).

Cette dysfonction de l'ATM influence le pubis de deux façons :

- Par l'entrée posturale que l'occlusion dentaire représente. La mâchoire influence la posture par les informations proprioceptives qu'elle fournit par la tension des muscles masticateurs et du ligament alvéolo-dentaire (Blanc et al, 2007). En cas de problème au niveau de l'ATM, on aura donc des afférences neurologiques proprioceptives modifiées, ces voies nerveuses ont pour tâche le positionnement, l'équilibration et la coordination du corps. Certaines études vont même jusqu'à prouver que la position mandibulaire influence l'équilibre global de la marche (Fujimoto et al, 2001)
- Par la mise en tension de chaînes fasciales antérieures successives, selon cet ordre :
 - o Fascia précervical
 - o Lames thyro-péricardique
 - o Péricarde
 - o Ligament phrénico-péricardique
 - o Centre phrénique
 - o Ligament coronaire et falciforme
 - o Capsule de glisson
 - o Ligament rond
 - o Omphalique

- Ouraque
- Pubis

2.4.4 Tension intrinsèques du petit bassin

Des tensions plus locales, inhérentes aux structures du petit bassin peuvent influencer la mobilité pubienne, l'innervation et la vascularisation des membres inférieurs, la tension des tendons prenant insertion sur les branches ilio et ischio-pubiennes, etc...

- La tension des lames sacro-recto-vésico-génito-pubiennes :
 - Elles font le lien entre sacrum (en avant des 2^{ème} et 3^{ème} trous sacrés) et pubis (face postérieure) en soutenant les viscères pelviens, ces structures pourront donc également influencer la biomécanique pubienne, par un lien purement mécanique.
 - Les lames contiennent également des plexus vasculaire qui s'adressent aux structures pelviennes mais qui influencent le retour veineux du membre inférieur.
- La tension de la membrane obturatrice :

La membrane obturatrice forme, au sein du foramen obturé, le canal obturateur, une détérioration de sa mobilité pourrait donc se répercuter sur les structures qui y passent, c'est-à-dire :

- L'artère obturatrice qui vascularise l'ensemble des muscles adducteurs de cuisse : Pectiné, Gracile, Grand, Long et Court adducteurs.
 - Le nerf obturateur qui innerve le muscle court adducteur et qui apporte une innervation partielle au muscles grand adducteur (complétée par les rameaux perforants du nerf fémoral) ainsi qu'au muscle long adducteur (complétée par une collatérale du nerf sciatique).
- Une tension vésicale

La vessie est en rapport direct avec la symphyse pubienne, dont elle est uniquement séparée par l'espace rétro-pubien ou passe le plexus veineux de Santorini.

Elle est également liée par les ligaments pubo-vésicaux : Tendus de la face postérieure de la symphyse pubienne au col de la vessie.

2.5 Autres traitements médicaux et paramédicaux existants

- Repos
- Antalgiques, AINS, corticoïdes
- Cryothérapie
- Mésothérapie
- Ondes de choc sur les adducteurs
- Kinésithérapie : Le traitement kinésithérapeutique s'appuie sur des traitements musculaires locaux au niveau des muscles adducteurs, des abdominaux, du petit bassin par des techniques d'étirements, de contracté-relâché, de massages, de massages transverses profonds, etc.
- Chirurgie : Il existe plusieurs types de chirurgie en fonction de l'étiologie et des attentes du patient (Berger, 2000):
 - o Par détente des muscles adducteurs : Ténotomie percutanée ou par abord direct. Indiqué uniquement dans les cas de pubalgie par tendinopathie des adducteurs seule. Très peu pratiquée aujourd'hui, car elle impose un temps de récupération souvent trop long pour des patients jeunes et sportifs.
 - o Par mise en tension des muscles larges de l'abdomen : Intervention invasive et dont la récupération est également longue pour les patients
 - o C'est la pose par voie coelioscopique d'une plaque prothétique souple sur les zones de faiblesse inguinales : C'est l'intervention chirurgicale la plus bénigne pour la pubalgie, mais elle répond à une étiologie particulière et ne peut être adaptée à tous les pubalgiques.

Cependant, la chirurgie reste une solution de dernier recours.

2.6 Problématiques

- Peut-on ressortir un schéma de marche de ce patient pubalgique qui diffère par rapport à celui d'un patient normal ?
- La correction de ces dysfonctions lors d'un traitement ostéopathique permet-elle de rétablir une mobilité physiologique et d'équilibrer la posture ?

Chapitre 3 : Etude Expérimentale

3.1 Présentation du patient

Patient de sexe masculin âgé de 22 ans pratiquant le football depuis 15 ans, étudiant en informatique.

Il souffre d'une pubalgie chronique de rythme mécanique depuis 2 ans, correspondant à la reprise du sport à la suite d'un arrêt de 6 mois pour déchirure de l'adducteur droit (faisceau inconnu).

La douleur n'apparaît que lors de la pratique sportive sur des mouvements d'adduction et de flexion et il porte donc depuis 6 mois un vêtement de contention appelé ShortyStrap qui lui permet de jouer quasiment sans douleurs.

Il a déjà été traité pour cette douleur :

- Nombreuses consultations médicales
- Séances de kinésithérapies : 25
- Une séance d'ostéopathie : 6 mois auparavant

Parmi ses antécédents il a souffert de deux ostéochondroses de croissance : La maladie de Sever à gauche, et Osgood-Shlatter à droite.

Le patient n'aurait pas pu être inclus dans l'étude s'il avait présenté un de ces critères d'exclusion :

- Traitement ostéopathique récent (moins de 2 mois)
- Traumatisme local récent
- Contre-indication à la pratique de l'ostéopathie
- Signes d'arthropathie pubienne
- Autre pathologie influençant la marche

3.2 Matériel et méthode

3.2.1 Matériel

3.2.1.1 A.Q.M.

L'A.Q.M. est un système de mesures très complet produisant une quantité de données importante. Il est composé, comme expliqué précédemment du système VICON MX-40, de plaques de forces piézoélectriques et de capteur électromyographiques externes.

Le traitement de ces données brutes nécessite le travail d'un enseignant-chercheur et est long et complexe. C'est pourquoi nous avons fait le choix d'exclure les données électromyographiques afin de simplifier à la fois la prise de mesures, car il y a ainsi moins de capteurs à placer, mais également l'analyse des données : moins de mesures à recueillir et à traiter.

Il fallait cependant poser un rapport bénéfice/déficit pour l'étude :

Bénéfices :

- Mesures plus faciles et plus rapides
- Traitement des données plus facile et plus rapide
- Ce gain de temps nous permet de faire plus de passages mesurés, ce qui permet de diminuer la variabilité inter essais et inter cycles si elle est importante.

Déficit :

- Moins de données : perte des notions de force, puissance, et moment articulaire. Cependant cette notion n'est pas essentielle, à la fois dans les A.Q.M. habituelles où ce n'est pas le paramètre le plus intéressant mais également quand on l'applique dans un champ ostéopathique où les muscles mettent souvent plus longtemps à réagir au traitement.

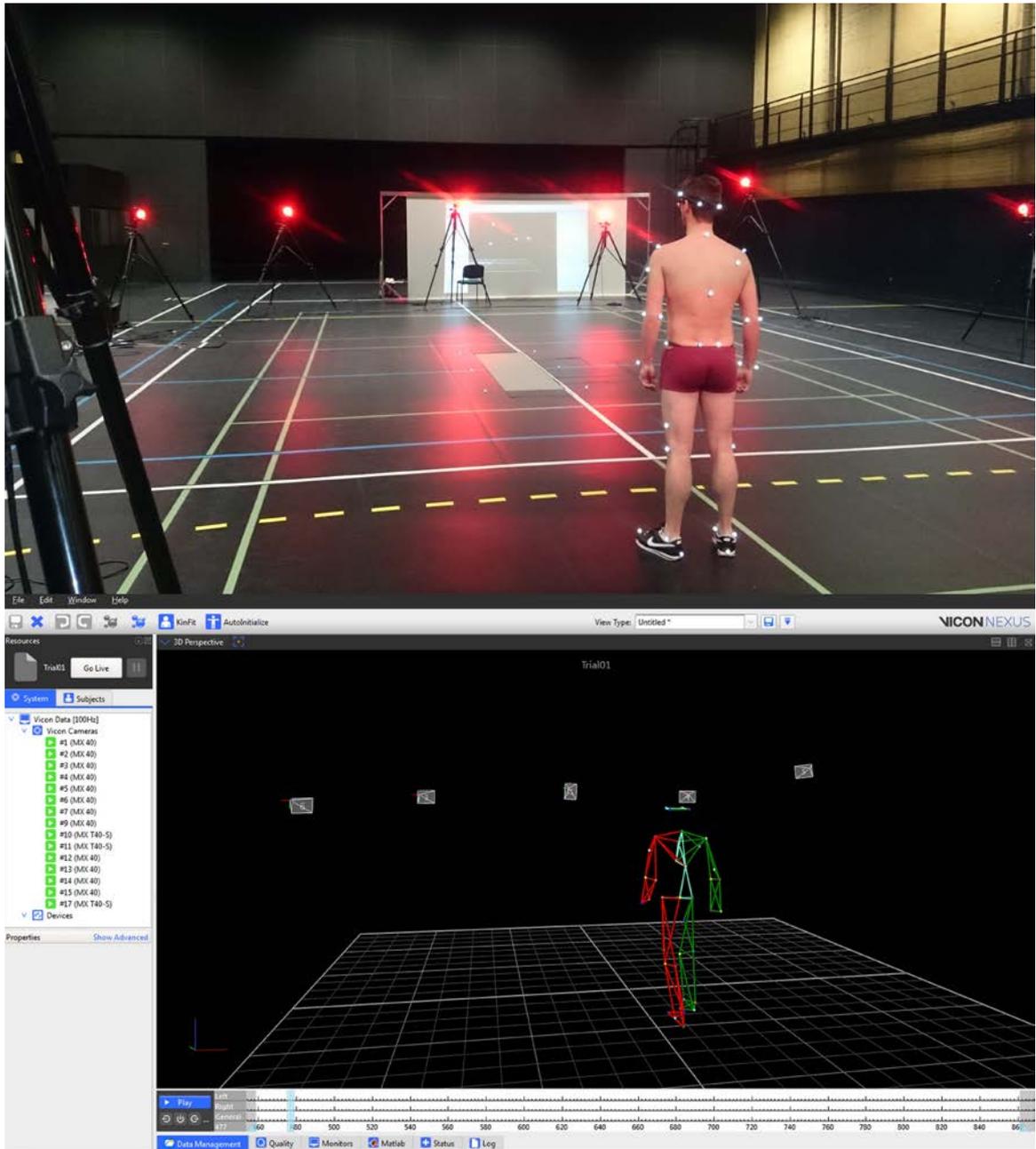


Figure 11. Equipement du patient à l'aide de marqueurs passifs réfléchissant la lumière émise et captée par les caméras infrarouges (en haut) et l'image 3D d'un point de vue équivalent sur le logiciel VICON NEXUS après traitement des données et mise en place du modèle en segments rigides (en bas)

3.2.1.2 Le Logiciel VICON NEXUS : Traitement et reconstruction des données

L'A.Q.M. fonctionne sur des logiciels VICON de la société Oxford Metrics, pour cette étude, nous avons choisi le logiciel VICON NEXUS afin de pouvoir intégrer les paramètres des plaques de forces.

C'est sur ce logiciel que se fait la reconstruction des données.

3.2.1.3 Le Logiciel MathLab : Analyse des données

Ce logiciel permet l'analyse des données fournies par le logiciel VICON. Il permet de produire les graphiques représentant les angulations articulaires au cours du cycle de marche, ainsi que de calculer le Gait Deviation Index à l'aide de fonctions mathématiques que l'on incorpore au calcul.

3.2.1.4 Le Gait Deviation Index

Face à la quantité de données produites, il est nécessaire de trouver un moyen de les analyser globalement. Dans ce but, le Gillette Gait Index (GGI, précédemment nommé Normalcy Index) a été proposé. Il s'agit de « mesurer » la distance entre la marche étudiée et la marche asymptotique. En 2008, un autre index a été développé dans le but de remplacer le GGI : le Gait Deviation Index (GDI).

La nécessité de remplacer le GGI par le GDI s'est imposée car les auteurs ont remarqué que bien souvent, si la cinématique de marche est très altérée, les paramètres spatio-temporels peuvent être dans la norme. Ces derniers diminueraient donc la capacité de l'index à mesurer les anormalités de la marche. Le Gait Deviation Index a donc été développé sur la base d'un algorithme qui ne retient que la cinématique (Gouelle, 2013).

Le GDI prend en compte les données cinématiques du membre inférieur et de la ceinture pelvienne. Il est propre aux conditions d'expérimentation et doit donc, dans la mesure du possible être paramétré au laboratoire. Au labo M2S, ce sont 51 sujets sains, qui ont permis de définir le GDI, en mesurant sur chacun un cycle de marche droit et un cycle de marche gauche, soit 102 cycles de marches.

La moyenne est définie à 100 : C'est le score moyen des patients du panel. L'écart-type est défini à 10, les scores des sujets sains sont donc ajustés de façon à répondre à ces conditions de répartition normale.

Le score obtenu permet de connaître l'éloignement de la marche avec la normale, plus il est élevé, plus le patient a un cycle de marche dont les amplitudes articulaires sont proches des amplitudes moyennes de l'ensemble des sujets de références. Pour mieux comprendre

cette répartition, on peut la comparer à celle du Quotient Intellectuel standart (à la différence de l'écart-type qui y est de 15).

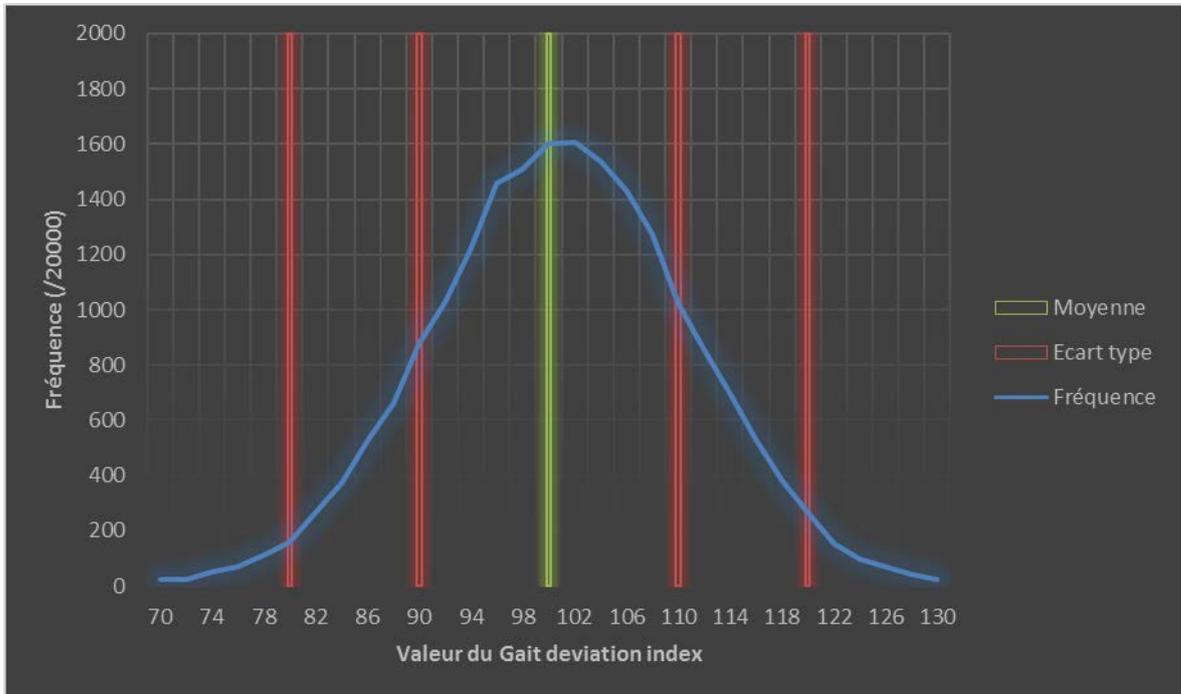


Figure 12. Illustration de la répartition normale du gait deviation index par une simulation informatique répondant aux critères de la courbe de Gauss définie par le GDI.

On a ici en vert la moyenne (m) de 100 et en rouge l'écart type (σ) qui a une valeur de 10. Selon la loi normale, on trouve 68.2% de la population dans l'intervalle $[m-\sigma ; m+\sigma]$, 95.4% de la population dans l'intervalle $[m-2\sigma ; m+2\sigma]$, et 99.8% de la population dans l'intervalle $[m-3\sigma ; m+3\sigma]$.

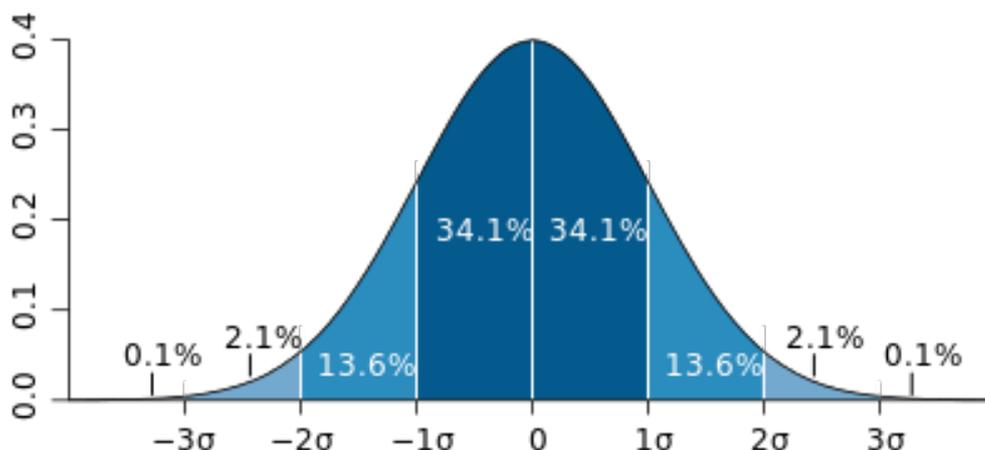


Figure 13. Répartition de la population selon la loi normale dans les intervalles définis par l'écart-type.

3.2.2 Méthode

3.2.2.1 Mesures

Avant la première mesure, on explique au patient comment va se dérouler la session. On lui montre la piste et on lui explique le fonctionnement des divers outils.

On lui installe des capteurs sur les repères anatomiques concernés. C'est M. CRETUAL, habitué à cet exercice, et moi-même qui les posons, c'est également lui qui avait posé les capteurs pour les patients de référence. Nous les appliquons donc selon le même protocole.

Les consignes données au patient sont les suivantes : Marcher à la vitesse qui lui convient, partir d'une distance donnée (10m), regarder droit devant soi.

Le but est d'avoir plusieurs passages avec au moins un cycle de marche de chaque côté qui soit mesurable par les plaques de force. On ajuste alors le point de départ mais sans impliquer le patient dans ce réglage, car il pourrait être tenté d'allonger ou de raccourcir ses pas pour poser un pas sur chaque plaque.

Après quelques essais, il apparaît que la vitesse de confort du patient est trop faible pour que ses pas arrivent sur chaque plaque de force : La longueur de son pas est trop courte, ce qui impose des phases de double appui sur une seule plaque, faussant ainsi les mesures. Nous demandons au patient de marcher légèrement plus vite, toujours sans lui expliquer pour quelle raison afin d'avoir des cycles de marches complets pour les plaques de forces.

3.2.2.2 Traitement ostéopathique

Le traitement ostéopathique est fait sur place et sans modifier la position des capteurs. Il se permet d'utiliser tous types de techniques ostéopathiques et s'organise de la même façon qu'une séance classique : Par un protocole de test associé à une réflexion sur le schéma lésionnel ayant pu amener les dysfonctions trouvées, suivi de l'association des techniques permettant de corriger les dysfonctions incriminées. Le traitement est supervisé par M. SUTRE, professeur à l'IO-Rennes, ostéopathe D.O. et tuteur de ce mémoire.

3.2.2.3 Seconde mesure

La seconde mesure s'effectue selon les mêmes modalités que la première. Nous n'avons retiré que trois capteurs durant le traitement, et nous tentons avant cette nouvelle mesure de les replacer le plus précisément possible grâce à des marques inscrites sur la peau du patient.

3.2.2.4 Troisième mesure

La troisième mesure est effectuée à 4 semaines d'intervalle. Les mêmes opérateurs replacent les marqueurs afin de diminuer la marge d'erreur inhérente à la pose par un autre opérateur.

3.2.3 Analyse des données

Avant d'analyser les données il faut d'abord reconstruire (à l'aide du logiciel VICON NEXUS) la marche du patient, pour cela, il faut poser un label sur chaque capteur, c'est-à-dire permettre au logiciel de nommer les capteurs et de les reconnaître. Sur les anciennes versions du logiciel, il fallait inscrire tous les capteurs image par image, ce qui représentait un travail très long sur plusieurs passages et avec une fréquence à 100Hz. Aujourd'hui, il suffit de « labelliser » les capteurs une fois et le logiciel les associe sur toute la marche. Pour cela on utilise un modèle, programme informatique qui préétablit la hiérarchie des différents marqueurs mais qui ne peut pas les placer automatiquement au risque de faire une erreur en fonction des différences de tailles et de morphologie.

Cependant une fois qu'un essai est labellisé, on calibre le patient, c'est-à-dire qu'on informe le logiciel que ces marqueurs seront placés ainsi pour ce sujet, avec sa morphologie. Ainsi sur les autres essais de ce même sujet, le logiciel reconnaît sa morphologie et replace, sans erreurs ou presque, tous les marqueurs au bon endroit, car on

a, en plus des informations de hiérarchie entre les points délivrés par le modèle (Point b entre point a et point c), on connaît les distances entre ces points (point b à une distance de x du point a et de y du point c). Il est cependant nécessaire de vérifier systématiquement que les marqueurs soient bien placés sur tous les passages.

Le GDI est calculé par rapport à une base de données issue de patients sains. Nous pouvons cependant adapter cette base de données afin de ne garder que les sujets ayant de 20 à 35 ans, cette adaptation permet, tout en gardant des données moyennes similaires, de diminuer leur variabilité, et donc, la tolérance de ce que nous considérons comme la « normale ». Nous augmentons ainsi nos chances d'extraire, lors de la première mesure, des données qui sortent de cette normale et que l'on peut donc considérer comme « pathologique ».

Un autre critère sera la symétrie des données obtenues : Même si les mesures sont considérées comme appartenant à la normale, elles ne le sont pas si elles sont totalement asymétriques.

3.3 Résultats

3.3.1 Méthode d'analyse

Les résultats sont analysés par rapport à des patients de références, au total 51. Ils ont tous été analysés sur deux cycles de marche, un de chaque côté, soit un total de 102 cycles de marche. Tous ces patients ont été mesurés au sein du laboratoire mouvement, sport et santé, dans les mêmes conditions de mesure, afin de limiter l'influence de facteurs environnementaux.

Nous utilisons ces patients de références pour définir une norme. Tous ces cycles de marche sont analysés et on fait une moyenne des amplitudes articulaires de chaque articulation dans chacun de ses plans de mouvement au cours d'un cycle de marche. On obtient donc graphiquement une courbe qui représente cette moyenne d'amplitude.

Cette courbe représentera donc une norme vers laquelle une marche saine devra tendre.

3.3.2 Le gait déviation index

		Cycle de marche droit	Cycle de marche gauche
Session 1	Mesure 1	79,8	90,2
	Mesure 2	79,3	89,7
Session 2	Mesure 1	84,8	89,1
	Mesure 2	82,4	91,2
Session 3	Mesure 1	114,5	114,9
	Mesure 2	105,5	115,5

3.3.3 Résultats cinématiques

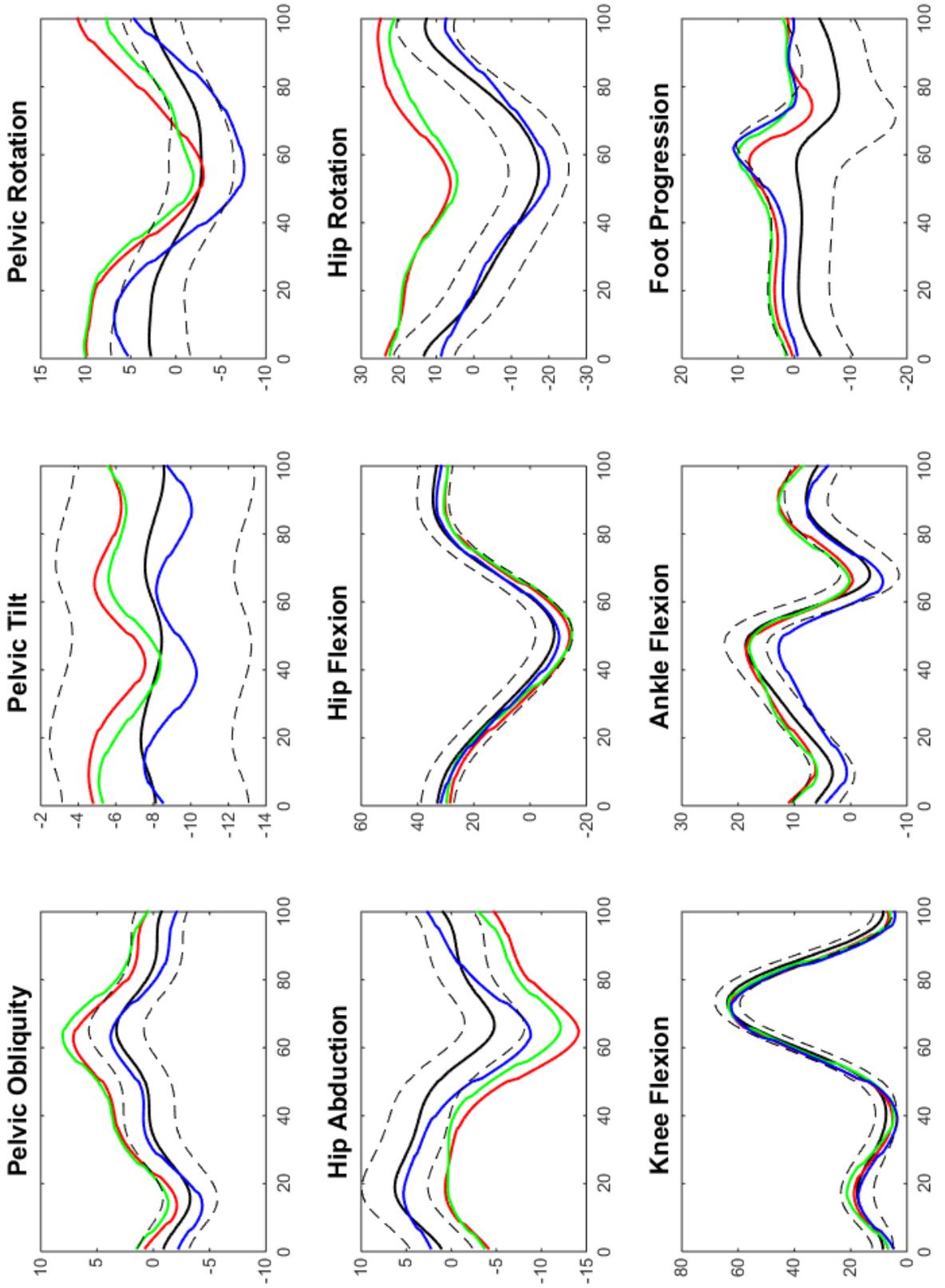
Les résultats cinématiques ont été combinés et présentés sous formes de courbes représentant les angulations articulaires au cours de la marche.

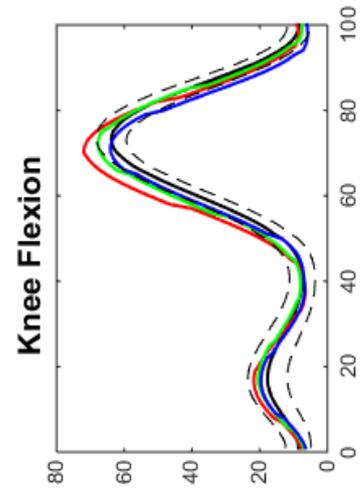
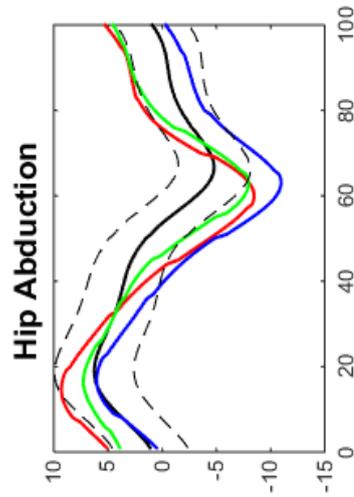
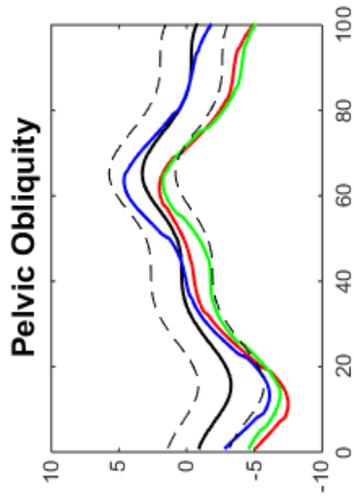
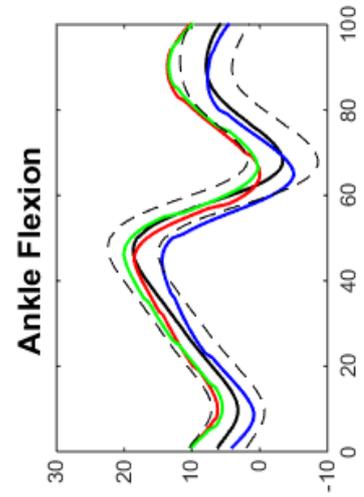
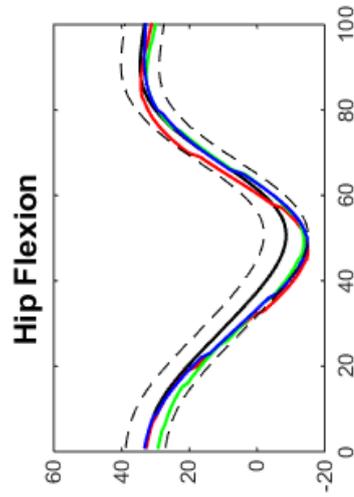
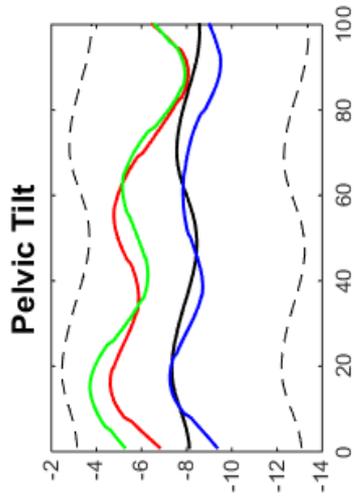
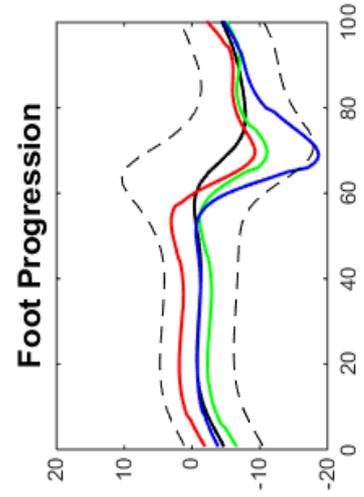
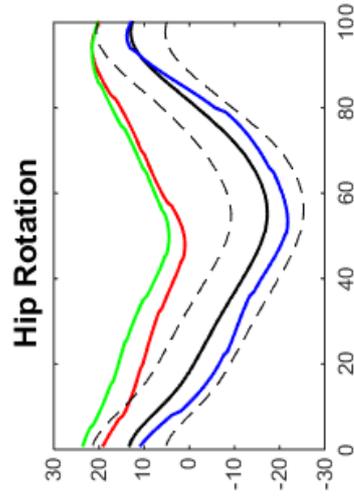
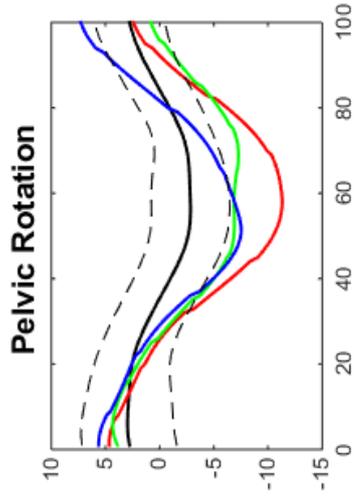
En ordonnées apparaît l'angle de l'articulation en degrés, une valeur négative signifie le mouvement antagoniste. En abscisse est représenté le pourcentage du cycle de marche, avec pour 0% l'attaque du talon.

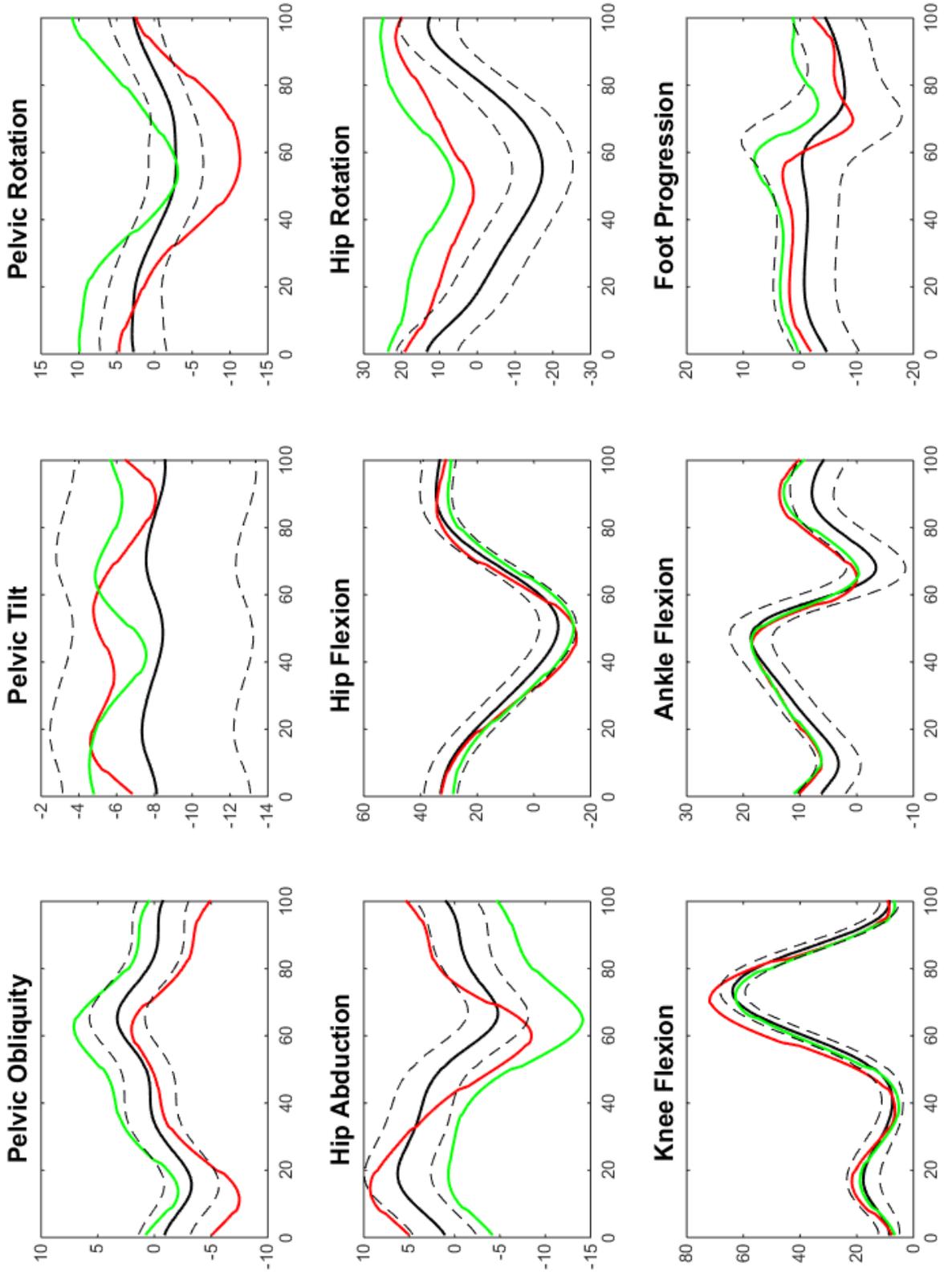
Sur chacun de ces graphiques, une courbe noire représente la norme, c'est-à-dire la moyenne des angulations articulaires de chacun des sujets sains constituant le panel, au cours d'un cycle de marche.

Les courbes noires pointillées représentent la plage des variations admises autour de cette norme mais restant cependant normales.

Pour être considérées comme saines, les courbes du patient doivent se rapprocher de cette norme, mais également avoir une amplitude et une forme concordante.







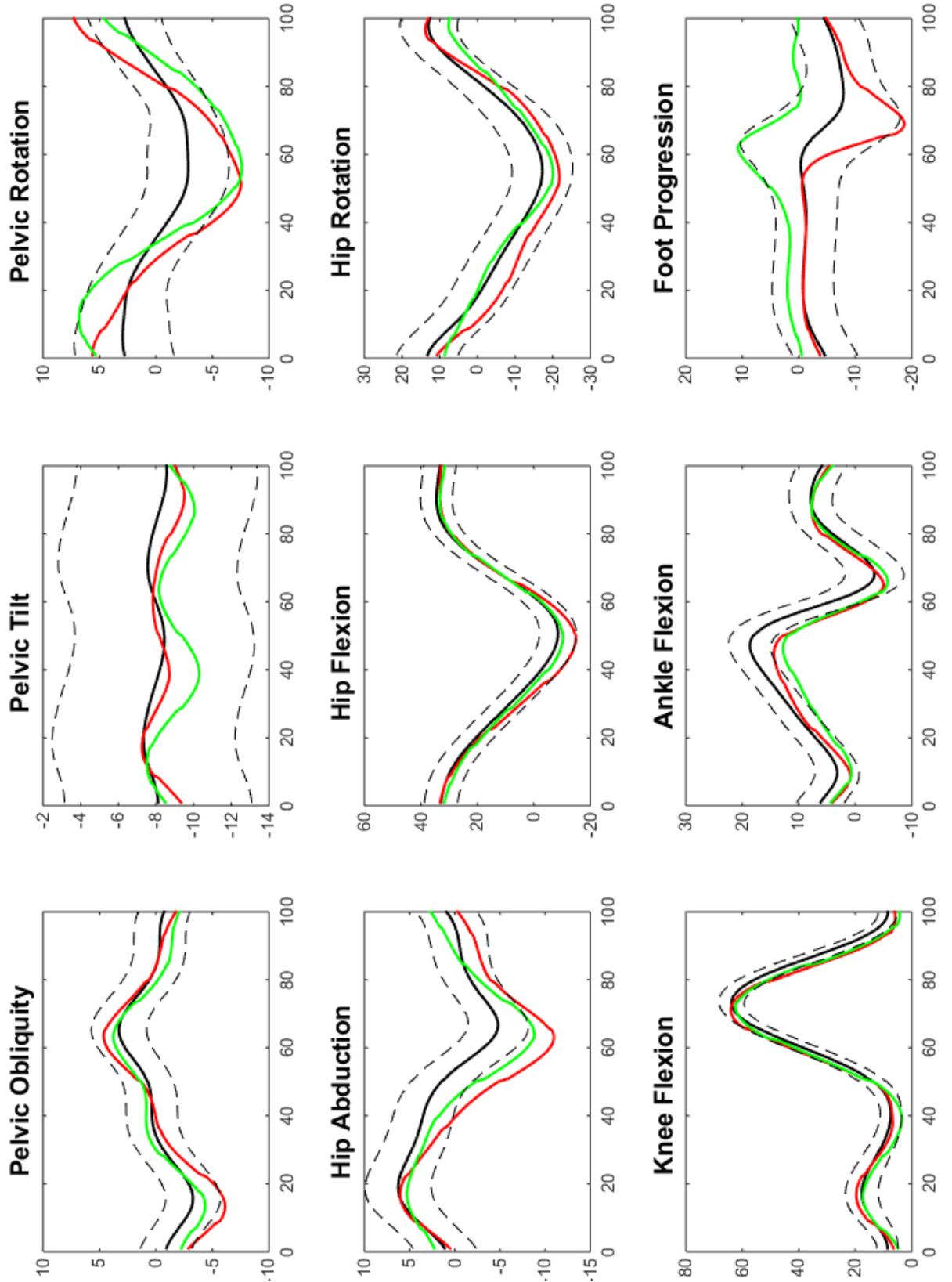


Figure 17. Représentations des angulations articulaires des membres inférieurs droit (courbe verte) et gauche (courbe rouge) au cours de la Session 3

3.3.4 Résultats des plaques de forces

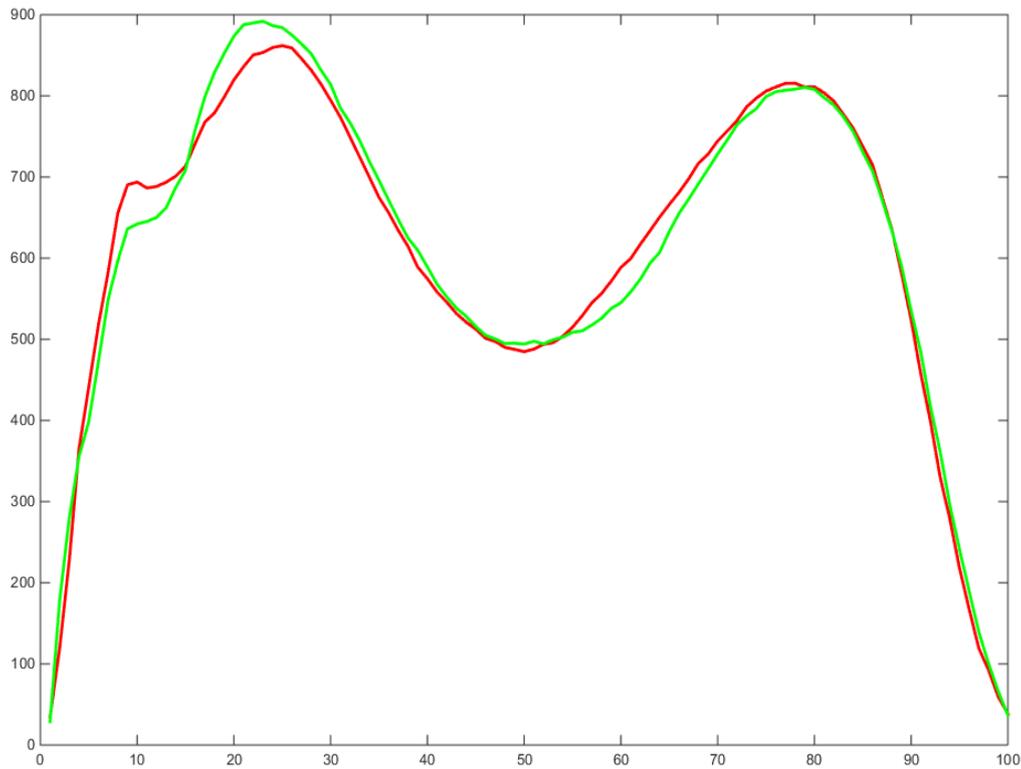


Figure 18. Evolution de la force verticale exercée par le pied droit (courbe verte) et gauche (courbe rouge) lors de la première session, au cours d'un cycle de marche

3.3.5 Evolution du symptôme

Cette étude s'appuie sur des mesures physiques, et l'évolution du symptôme n'est donc pas le sujet premier mais s'intéresser à une éventuelle corrélation entre une évolution des mesures et des symptômes peut-être utile.

Selon le patient, il n'a plus de douleurs ni à la marche ni dans la pratique du football. Cependant, il reste parfois une sensation de tension sur les efforts très intenses.

Il commence depuis le début du mois d'avril à diminuer le port du shorty-strap.

3.4 Discussion

3.4.1 Etat des lieux du GDI initial

Notre patient pubalgique présentait effectivement une cinématique de marche inhabituelle. Son GDI lors de la première mesure était de 79.5 pour un cycle de marche droit et de 89.9 pour un cycle de marche gauche.

Selon cet index, et dans ces conditions de mesure, le patient se situe donc à 2 écarts-types de la moyenne, il appartient donc aux 2.2% de la population ayant un cycle de marche droit dont les amplitudes articulaires sont les plus éloignées de la normale.

Le cycle de marche gauche est à un écart-type de la moyenne, appartenant aux 15.9% de la population le moins proche de la normale.

3.4.2 Evolution du GDI

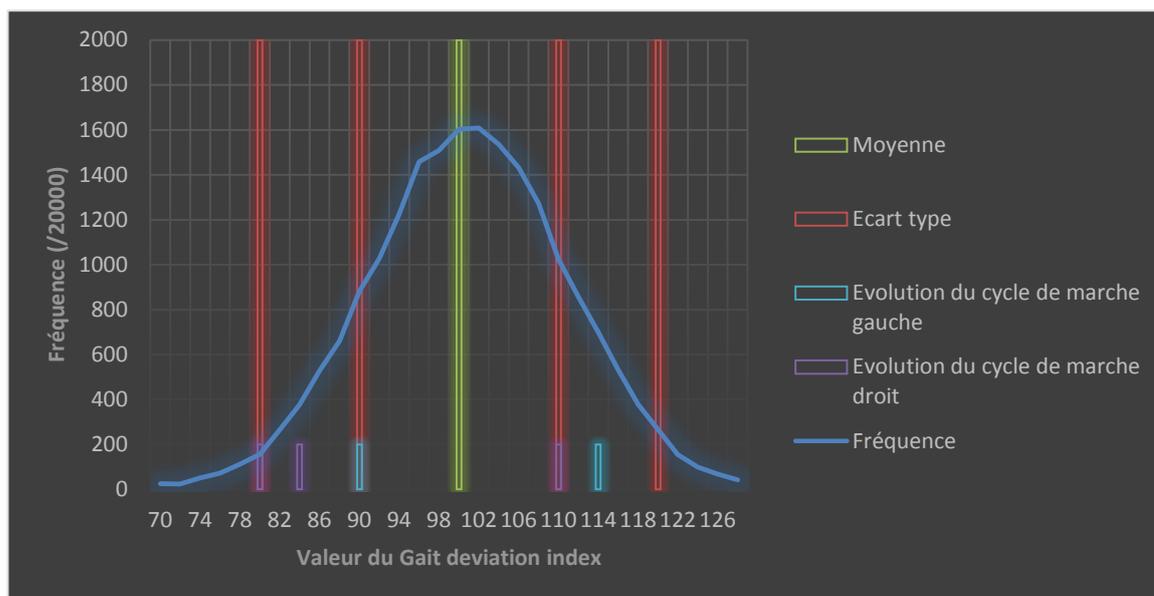


Figure 19. Amélioration des cycles de marche droit (violet) et gauche (turquoise) au cours des mesures 1, 2 et 3 par rapport à la répartition normale définie par le GDI

Le gait deviation index a évolué positivement au cours des mesures. Le cycle de marche droit (représenté en violet sur la figure 19) à 79.5 a augmenté lors de la mesure 2, passant à 84. Cette évolution n'est pas significative : Elle peut être due à un léger effet à court terme du traitement, comme à une simple variabilité des mesures. Lors de la mesure 3, l'indice

passé à 110, devenant ainsi révélateur d'une nette amélioration : le cycle de marche 3 est désormais parmi les 15.9% les plus proches de la norme.

Le cycle de marche gauche (représenté en turquoise sur le graphique), était à 89.9. Lors de la seconde mesure, il n'évolue pas (les valeurs se confondent donc sur le graphique). C'est lors de la troisième mesure que l'on voit à nouveau une amélioration : l'indice passe à 115.

3.4.3 Evolution des amplitudes articulaires

Cette partie contient l'analyse des graphiques. Les mesures 1 et 2 étant toujours très proches, il n'y a pas de distinction de fait entre ces deux mesures. Le but est uniquement d'analyser l'évolution entre les mesures 1 et 3.

3.4.3.1 Cycle de marche droit

Comme on peut le voir sur la figure 14, ce ne sont que certains paramètres du membre inférieur droit qui sont anormaux. Les paramètres d'antéversion et rétroversion du bassin, de flexion de hanche, de flexion de genou, de cheville et de rotation de pied sont, dès la première mesure, dans la norme. On peut donc constater que la pubalgie de ce patient n'affecte pas la biomécanique de son genou et de son pied, mais n'affecte pas non plus la hanche et la ceinture pelvienne pour les mouvements qui se trouvent dans un plan sagittal.

Les paramètres affectés sont les rotations et inclinaisons (pelvic obliquity) de la ceinture pelvienne et les rotations et abductions/adductions de la hanche.

- Rotation de la ceinture pelvienne : Sur la figure 14, l'axe des ordonnées admet comme valeur positive la rotation droite de la ceinture pelvienne. On a donc dès l'attaque du talon une rotation pelvienne droite trop importante. L'amplitude est également trop grande au cours du cycle de marche : Environ 13° d'amplitude, alors que la norme est autour de 5°.

Lors de la mesure 3, la rotation pelvienne droite en début et en fin de cycle est toujours présente mais moins importante d'environ 5°. La courbe est donc plus proche de la norme mais on garde une amplitude trop importante, d'environ 13° au lieu de 5.

- Inclinaison de la ceinture pelvienne : L'axe des ordonnées admet comme valeur positive l'inclinaison pelvienne droite. En début et en fin de cycle, les valeurs sont

dans la norme, mais entre 30 et 70% du cycle de marche, le pelvis présente une inclinaison droite trop importante.

Lors de la mesure 3, l'ensemble du cycle est dans la norme, avec une amplitude et une évolution normale de l'inclinaison pelvienne.

- Abduction de hanche droite : La courbe est hors de la norme durant tout le cycle de marche. Dès l'attaque du talon droit, l'angle est négatif, la hanche est donc en adduction. Cette adduction supérieure à la norme s'accroît autour de 50% du cycle de marche, ce qui correspond à l'attaque du talon gauche et au début du transfert du poids du corps sur la gauche. Entre 60 et 70% du cycle de marche, on atteint une différence, vers l'adduction de près de 10° par rapport à la norme.

Lors de la mesure 3, la courbe est dans la norme jusqu'à environ 50% du cycle. A l'attaque du talon gauche, on retrouve une adduction légèrement supérieure à la norme mais cette fois-ci à seulement 5° de la norme. La fin du cycle se fait ensuite dans des angulations normales.

- Rotation de hanche droite : Les valeurs positives représentent les rotations externes. En début et en fin de cycle, la rotation externe est presque dans la norme, n'en sortant que de quelques degrés. C'est au moment du passage vers la rotation interne qu'il y a une forte limitation, atteignant plus de 20° d'écart avec la norme autour de 50%. Il s'agit ici d'un problème d'amplitude en rotation interne : Alors que la courbe représentant la norme évolue sur presque 30° d'amplitude sur l'ensemble du cycle, celle du patient, lors de la mesure 1 n'évolue que sur 15° et reste en rotation externe.

Lors de la mesure 3, l'ensemble de la courbe présente une amplitude et des angulations normales.

3.4.3.2 Cycle de marche gauche

Ce cycle de marche est représenté sur la figure 15. Comme pour le cycle droit, il n'y a que certains paramètres qui sont anormaux. On a à nouveau l'inclinaison et la rotation pelvienne, la rotation et l'abduction/adduction de hanche, et également de façon très minime (donc négligeable) la flexion de genou.

- Rotation de la ceinture pelvienne : L'axe des ordonnées représente la rotation pelvienne gauche. Les résultats concordent avec ceux trouvés à droite : la rotation pelvienne gauche est diminuée et la rotation pelvienne droite est augmentée, en particulier durant la phase de double appui (50 à 60%) ou la différence atteint 10° (ce qui correspond au début et fin d'un cycle droit).

Lors de la mesure 3, on a à nouveau une rotation droite trop importante, mais distante d'environ 5° par rapport à la norme. On remarque également qu'en fin de cycle, l'angle sort à nouveau de la norme mais cette fois-ci vers la rotation gauche. Cela démontre que bien que la courbe soit globalement meilleure, elle garde une amplitude globale trop importante.

- Inclinaison de la ceinture pelvienne : Les résultats correspondent à nouveau avec ceux trouvés à droite : Une légère augmentation de l'inclinaison droite en début et en fin de cycle (ce qui correspond au milieu d'un cycle droit)

Lors de la mesure 3, on retrouve également cette augmentation en début de cycle mais elle à disparue en fin de cycle.

- Abduction de hanche : On retrouve, comme du côté droit une adduction augmentée lors de la pose du talon opposé (droit). Il faut cependant remarquer que la courbe est globalement plus proche de la norme et qu'elle est légèrement trop en abduction en début et en fin de cycle : Démontrant une amplitude d'abduction/adduction trop importante mais axée autour des valeurs normées.

Lors de la mesure 3, l'augmentation de l'adduction est encore plus importante, présentant une différence de plus de 5° avec la norme. Les amplitudes en début en fin de cycle sont améliorées. Ce paramètre est le seul semblant présenter une évolution plutôt négative.

- Rotation de hanche : On a ici des résultats et une évolution très proches de ceux du cycle de marche droit avec une amplitude diminuée en rotation interne lors de la mesure 1, qui revient à la normale lors de la mesure 3.

On peut donc remarquer une grande concordance entre les résultats à droite et à gauche et en tirer trois informations importantes sur la marche initiale de ce patient pubalgique.

La première concerne la ceinture pelvienne dont les amplitudes en inclinaison droite et en rotation droite sont supérieures à celles en inclinaison gauche et rotation gauche, l'attitude dynamique lors de la marche tend donc vers la rotation droite et inclinaison droite du pelvis.

La seconde : L'amplitude en abduction/adduction de hanche est trop importante sur les deux membres inférieurs, avec un mouvement préférentiel vers l'adduction (en particulier à droite).

La troisième : L'amplitude en rotation interne de hanche est fortement diminuée bilatéralement.

L'évolution de ces anomalies est globalement positif lors de la mesure 3 (comme nous pouvions nous en douter vu l'évolution du GDI) :

- Le paramètre le plus significatif est la rotation interne de hanche, fortement diminué bilatéralement lors de la mesure 1, il a évolué lors de la mesure 3 vers des courbes très proches de la norme.
- Les paramètres pelviens ont tous été améliorés.
- L'abduction de hanche a été améliorée à droite mais s'est légèrement détérioré à gauche.

3.4.4 Evolution de la symétrie

Représenté par les figures 16 et 17, la symétrie est un paramètre dont il est également intéressant d'étudier l'évolution.

3.4.4.1 Pelvis

Au niveau du pelvis, elle correspond aux résultats évoqués précédemment (fig. 16) :

- Inclinaison pelvienne : La courbe représentant le cycle de marche droit est entièrement située au-dessus de la norme tandis que la courbe de gauche est entièrement située en-dessous : Cela confirme une inclinaison pelvienne droite.

- Rotation pelvienne : La courbe droite est également au-dessus de la norme et la courbe gauche en dessous : Cela confirme une rotation pelvienne droite.

Lors de la mesure 3 (fig.17) : Les valeurs de ces deux paramètres évoluent sur des plages d'amplitudes très semblables : On retrouve une symétrie dans la biomécanique du pelvis.

3.4.4.2 Abduction de hanche

Outre les amplitudes en elles-mêmes qui restent perfectibles, en particulier à gauche, on constate une nette amélioration en ce qui concerne la symétrie : D'un écartement de presque 10° en début et fin de cycle lors de la session 1, on arrive lors de la session 3 à un écartement de moins de 5° sur l'ensemble du cycle de marche.

3.4.4.3 Rotation de hanche

Paramètre le plus significatif en terme de valeurs angulaires, il l'est en revanche beaucoup moins en terme de symétrie. En effet, lors de la session 1, les courbes sont déjà proches, l'amélioration lors de la session 3 est donc faible.

La symétrie a donc également été améliorée sur les quatre paramètres étudiés. C'est à nouveau un signe d'amélioration de la dynamique de marche du patient.

3.4.5 Autres données

3.4.5.1 Plaques de forces

Les plaques de forces ont montré dès la session 1 des données de valeurs, d'amplitude et d'évolution normale au cours du cycle de marche, comme on peut le voir sur la figure 18 qui représente la force de réaction au sol dans un plan vertical.

3.4.5.2 Cadence de pas

La vitesse de marche lors de la mesure n'est pas la vitesse de confort du patient, les comparer entre les différentes sessions ou entre les essais est donc impossible.

Nous avons cependant vérifié la symétrie du temps d'appui au cours d'un même essai (vitesse stable) lors de la session 1 : Il était symétrique (à quelques millisecondes près ce qui est négligeable).

3.4.5.3 Longueur de pas

Le même problème se pose : la vitesse étant imposée, elle influence la longueur des pas : Toute comparaison inter essais est donc impossible.

La symétrie est à nouveau importante lors de la session 1.

3.4.5.4 Trajectoire du centre de masse

Liée aux paramètres précédents, elle était également dans la norme dès la session 1

3.4.5.5 Variabilité inter-essais

Lors du calcul du GDI, nous l'avons calculé systématiquement sur deux essais différents pour chaque cycle. Les scores étaient très proches à chaque fois, hormis sur le cycle de marche droit à la session 3 où nous obtenons 114.5 et 105.5 soit un écart de presque 10 points. Cette différence s'explique : plus le score est élevé, plus la moindre variation d'amplitude fait perdre des points. Nous avons cependant vérifié en calculant le GDI sur un troisième cycle droit, sur la session 3, et nous avons obtenu 115.5. Par soucis d'objectivité, je n'ai fait apparaître dans les résultats que les deux premières mesures, choisies aléatoirement parmi les cycles.

La variabilité inter-essais est donc très faible dès la première session de mesure.

3.4.6 Biais

- L'un des biais importants de cette étude est une consultation ostéopathique, 2 semaines après notre séance, et donc 2 semaines avant la troisième session de mesure (4 semaines d'écart entre les sessions 1 et 3). Le sujet a dû consulter pour une lombalgie aiguë suite à un choc au football. Lors de la mesure 3, nous n'évaluons donc plus seulement mon traitement ostéopathique mais également celui de l'ostéopathe qu'il a consulté. De la même façon, nous n'évaluons plus l'effet à 4 semaines, mais l'effet de 2 traitements à 4 et 2 semaines.

Cependant, le patient n'a eu recours qu'à cette thérapeutique, il n'a pas pris de médicament, ni consulté de médecin ou de kinésithérapeute. L'étude reste donc focalisée sur l'objectivation de l'ostéopathie mais ne s'est pas faite dans les conditions initialement prévues.

- La température du lieu d'expérimentation n'a pas été mesurée, il est possible qu'elle ait légèrement varié.
- Il n'y avait qu'un seul sujet lors de cette étude : Ce choix était nécessaire par rapport aux disponibilités du laboratoire et au travail important que représentait l'analyse d'un seul sujet.
- En faisant partir le patient plusieurs mètres avant la zone de mesure, nous avons pu éviter le biais que constituent les premiers pas de la marche qui présentent une variabilité importante.
- L'effet placebo est difficile à évaluer sur de telles mesures

Conclusion

L'ostéopathie manque aujourd'hui d'études présentant une méthodologie suffisamment sérieuse pour être significatives aux yeux du corps médical, notre profession va donc devoir évoluer dans le domaine de la recherche.

Ce mémoire se proposait d'évaluer un outil potentiel pour faire évoluer nos recherches vers des critères scientifiques validés par le monde médical : L'Analyse Quantifiée de la Marche. A noter que l'accès à des Laboratoire comme le Labo M2S est rare pour des ostéopathes, et que j'ai bénéficié d'une opportunité relativement inhabituelle. Il s'agissait de savoir si cet outil était capable de quantifier notre action thérapeutique sur le patient en mesurant les conséquences sur sa marche.

La méthode utilisée a permis d'évaluer les effets à très court et à moyen terme. Il s'agissait d'abord de savoir si le patient pubalgique présentait une marche anormale, et si c'était le cas, de voir l'impact d'un traitement ostéopathique sur ces anomalies.

La puissance et la précision des outils de l'A.Q.M. ont permis, et induit, l'inclusion d'un seul patient dans cette étude. Bien sûr, aucune preuve statistiquement recevable n'est apportée dans ce mémoire sur l'efficacité de l'ostéopathie, et ce n'était pas l'objectif. Cependant je pense avoir démontré l'intérêt de poursuivre les études à l'aide de l'A.Q.M. : Les résultats très positifs de l'action à moyen terme sur ce patient nous encouragent à continuer dans cette voie. Il faudrait pour cela augmenter la puissance statistique de l'étude en incluant plus de patients.

Il est également important de mettre en relation l'évolution des mesures avec celle des symptômes présentés qui sont ici en forte corrélation : tous deux ayant été considérablement améliorés.

Si nous y avons accès et que nous nous y intéressons, l'Analyse Quantifiée de la Marche pourrait constituer un des outils d'avenir de la recherche ostéopathique.

Références et Index

TABLE DES FIGURES

Figure 1. Bâtiment Science du sport du Laboratoire M2S vu de l'extérieur.....	12
Figure 2. Placement des marqueurs : Les données issues des marqueurs rouges seront utilisées lors de l'étude. Les marqueurs verts, asymétriques, servent de point de repère lors de l'analyse des données.....	14
Figure 3. Disposition des outils : Caméras infrarouges (a), plaques de force (b) et matériel informatique (c)	15
Figure 4. Insertions musculaires présentes à la face externe des branches pubiennes (selon KAMINA).....	25
Figure 5. Le plancher pelvien dans son plan profond (Selon KAMINA).....	27
Figure 6. Contraintes de forces en statique.....	28
Figure 7. Contraintes de forces en dynamique : a. Les forces ascendantes ; b. Les forces descendantes ; c. Absorption de ces forces par les ligaments sacro-tubéral et sacro-épineux.....	29
Figure 8. Contraintes de forces en appui unipodal	30
Figure 9. Illustration des contraintes mécaniques lors de la pratique du football	31
Figure 10. Le pubis et les insertions musculaires mises en jeu dans l'étiologie de tendinopathie.....	32
Figure 11. Equipement du patient à l'aide de marqueurs passifs réfléchissant la lumière émise et captée par les caméras infrarouges (en haut) et l'image 3D d'un point de vue équivalent sur le logiciel VICON NEXUS après traitement des données et mise en place du modèle en segments rigides (en bas).....	41
Figure 12. Illustration de la répartition normale du gait deviation index par une simulation informatique répondant aux critères de la courbe de Gauss définie par le GDI.....	43

Figure 13. Répartition de la population selon la loi normale dans les intervalles définis par l'écart-type.	44
Figure 14. Représentations des angulations articulaires du membre inférieur droit au cours des sessions 1 (courbe rouge), session 2 (courbe verte) et session 3 (courbe bleue)...	48
Figure 15. Représentations des angulations articulaires du membre inférieur gauche au cours de la session 1 (courbe rouge), session 2 (courbe verte) et session 3 (courbe bleue).	49
Figure 16. Représentations des angulations articulaires des membres inférieurs droit (courbe verte) et gauche (courbe rouge) au cours de la Session 1.....	50
Figure 17. Représentations des angulations articulaires des membres inférieurs droit (courbe verte) et gauche (courbe rouge) au cours de la Session 3.....	51
Figure 18. Evolution de la force verticale exercée par le pied droit (courbe verte) et gauche (courbe rouge) lors de la première session, au cours d'un cycle de marche.....	52
Figure 19. Amélioration des cycles de marche droit (violet) et gauche (turquoise) au cours des mesures 1, 2 et 3 par rapport à la répartition normale définie par le GDI.....	53

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ballantyne, F., Fryer, G., & McLaughlin, P. (2003). « The effect of muscle energy technique on hamstring extensibility: the mechanism of altered flexibility ». in *Journal of osteopathic medicine*, 6(2), 59-63.
- Barry, C., & Falissard, B. (2012) « Evaluation de l'efficacité de la pratique de l'ostéopathie. »
- Becker, R. (1997). Life in motion. *The osteopathic vision of Rollin E. Becker, DO*.
- Beer E. (1924) « Periostitis of Symphysis and Descending Rami of Pubis Following Suprapubic Operations », in *Intervat J Med & Surg* 1924; 37: 224-25
- Berger, A. (2000). *Approches diagnostiques et thérapeutiques de la pubalgie du sportif*
Doctoral dissertation, University of Geneva
- Blanc, J., Tardieu C., Dumitrescu M., Giraudeau A., Cheynet F., Borel L. (2008) « Contrôle postural et occlusion dentaire chez l'adulte », in *Contrôle postural et représentations spatiales: De la Neurobiologie à la Cliniqu*, 221.
- Bonneau, D., Le Faou, M., Pérez, M., & Mondoloni, G. (2005). « Pubalgie et médecine manuelle ostéopathie », in *Revue de médecine vertébrale*, (15), 6-14.
- Bouvard, M., Dorochenko, P., Lanusse, P., & Duraffour, H. (2004). « La pubalgie du sportif—stratégie thérapeutique: Revue de la littérature et proposition d'un protocole de rééducation », in *Journal de traumatologie du sport*, 21(3), 146-163.
- Brunet, B. (1983). *La pubalgie: un syndrome «fourre-tout»*. *Plaidoyer pour une plus grande rigueur diagnostique et thérapeutique*. Doctoral dissertation. Thèse Doctorat en Médecine, Lyon.
- Busquet L. (1984) *La pubalgie*. Paris : Maloine
- De Leva, P. (1996). « Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters », in *Journal of biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- Dehiles, R., Salem, W., & Klein, P. « Comparaison des effets d'une technique myotensive de Mitchell et d'une technique dite «en raccourcissement contrarié» sur la rotation axiale passive du rachis cervical. », in *Le revue de l'ostéopathie*, 4-1: 2011, 15-20.

- Gouelle, A., Mégrot, F., Presedo, A., Husson, I., Yelnik, A., & Penneçot, G. F. (2013). « The Gait Variability Index: A new way to quantify fluctuation magnitude of spatiotemporal parameters during gait. » in *Gait & posture*, 38(3), 461-465.
- Lavignolles, B. (1994). « Anatomie et Cinésiologie du Rachis », in *Les manipulations vertébrales*. Masson, Paris 1994
- Le Corre, F., & Toffaloni, S. (1996). *L'ostéopathie*. Presses universitaires de France. 117-118
- Leardini, A., Cappozzo, A., Catani, F., Toksvig-Larsen, S., Petitto, A., Sforza, V., ... & Giannini, S. (1999). « Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location », in *Journal of biomechanics*, 32(1), 99-103.
- Ledoux, M., Halmagrand, N. (1986). « Recherche d'une rééducation adaptée aux syndromes de la charnière dorso-lombaire récidivants. » in *Revue de Médecine Orthopédique*, 6, 23-27.
- Lenehan, K. L., Fryer, G., & McLaughlin, P. (2003). « The effect of muscle energy technique on gross trunk range of motion », in *Journal of osteopathic medicine*, 6(1), 13-18.
- Maigne R., « Syndrome de la charnière dorso-lombaire », Sem Hôp. Paris 1981; 57:11-12,545-554
- Maigne, R. (1977). « Un syndrome nouveau et fréquent, le syndrome D12-L1 », in *Cinésiologie*, 63, 83-106.
- Marin T, Soudain-Pineau M, Bertucci W. « Validité de l'observation visuelle de la posture statique dans l'examen ostéopathique » in *La Revue de l'Ostéopathie*. 2011;1:13-8
- Martínez-Segura, R., Fernández-de-las-Peñas, C., Ruiz-Sáez, M., López-Jiménez, C., & Rodríguez-Blanco, C. (2006). « Immediate effects on neck pain and active range of motion after a single cervical high-velocity low-amplitude manipulation in subjects presenting with mechanical neck pain: a randomized controlled trial », in *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 29(7), 511-517.
- Puig, P. L., Trouve, P., & Savalli, L. (2004, August). « La pubalgie: du diagnostic au retour sur le terrain », in *Annales de réadaptation et de médecine physique*, Vol. 47, No. 6, pp. 356-364. Elsevier Masson.
- Reed, M., Manary, M. A., & Schneider, L. W. (1999). « Methods for measuring and representing automobile occupant posture », in *SAE Technical Paper No. 1999-01-0959*

- Richards, J. G. (1999) « The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. », in *Human Movement Science*, Vol. 18, 589-602.
- Rubinstein, S. M., M. van Middelkoop, et al. (2011). "Spinal manipulative therapy for chronic low-back pain." in *Cochrane Database Syst Rev* 2.
- Scheibel, A., & Debuschère, M. (1991). « Les modifications du stabilogramme qu'entraînent deux ajustements ostéopathiques sont cohérentes avec l'orientation sagittale ou frontale qu'ils impliquent. » in *Agressologie*, 32(2), 134-136.
- Spinelli A. (1932) « Una nuova malattia sportiva : la pubalgia degli schermatori », in *Ortho Trauma App Mot* 1932; 4: 111
- Steinwender, G., Saraph, V., Scheiber, S., Zwick, E. B., Uitz, C. et Hackl, K. (2000) « Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children », in *Clinical Biomechanics*, Vol. 15, n°2, 134-139.
- Still, A. T. (1897). *Autobiography of Andrew T. Still*.
- Stolze, H., Kutzt-Buschbeck, J. P., Mondwurf, C., Johnk, K. et Friege, L.(1998), « Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults » in *Gait & Posture*, Vol. 7, n°2, 125-130.
- Thorborg, K., Branci, S., Nielsen, M. P., Tang, L., Nielsen, M. B., & Hölmich, P. (2014). « Eccentric and Isometric Hip Adduction Strength in Male Soccer Players With and Without Adductor-Related Groin Pain An Assessor-Blinded Comparison », in *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(2), 2325967114521778.
- Wang, S. S., & Meadows, J. (2010). « Immediate and carryover changes of C5-6 joint mobilization on shoulder external rotator muscle strength. » in *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 33(2), 102-108.
- Whittingham, W., & Nilsson, N. (2001). « Active range of motion in the cervical spine increases after spinal manipulation (toggle recoil). » in *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 24(9), 552-555.
- Wong, C. K., & Schauer-Alvarez, C. (2004). « Effect of strain counterstrain on pain and strength in hip musculature. » in *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 12(4), 215-223.

Zatsiorsky, V. M., Seluyanov, V. N., & Chugunova, L. G. (1990). « Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments », in *Contemporary problems of biomechanics*, 272-291.

Ziltener, J. L., & Leal, S. (2007). « Pubalgie du sportif », *Revue médicale suisse*, 3(120), 1784-1787

TABLE DES MATIERES

Sommaire.....	7
Introduction.....	8
Chapitre 1 : Ostéopathie et Analyse Quantifiée de la Marche	10
1.1 Ostéopathie et études cliniques	10
1.1.1 La situation de l'ostéopathie en France.....	10
1.1.2 Le rapport de L'inserm.....	10
1.1.3 Faire évoluer les études cliniques ostéopathiques vers des normes standardisées	11
1.2 L'analyse quantifiée de la marche	12
1.2.1 Présentation du Laboratoire Mouvement, Sport, Santé (M2S)	12
1.2.2 Fonctionnement.....	13
1.2.3 Limites de l'AQM	17
1.2.4 Les données obtenues.....	18
1.3 Ostéopathie et A.Q.M.....	18
1.3.1 L'ostéopathie :.....	18
1.3.2 L'ostéopathie et l'observation.....	21
1.3.3 L'ostéopathie et l'équilibre postural	22
1.3.4 L'ostéopathie et les amplitudes articulaires	23
1.3.5 Ostéopathie et force musculaire	23
1.3.6 L'Impact d'un traitement est-il mesurable ?	24
Chapitre 2 : La pubalgie	25
2.1 Rappels anatomiques et physiologiques	25
2.1.1 Anatomie Locale	25
2.1.2 Forces mises en jeu	28
2.2 Les différentes causes de pubalgie	31
2.3 Mise en évidence à l'examen clinique.....	33
2.4 Etiologies ostéopathique de la pubalgie	34
2.4.1 Le syndrome de Maigne (Maigne, 1977).....	34
2.4.2 Asynergie entre muscles adducteurs et abdominaux	34
2.4.3 Problématique mandibulaire	35
2.4.4 Tension intrinsèques du petit bassin	36
2.5 Autres traitements médicaux et paramédicaux existants.....	37
2.6 Problématiques	38
Chapitre 3 : Etude Expérimentale	39
3.1 Présentation du patient.....	39
3.2 Matériel et méthode	40
3.2.1 Matériel.....	40
3.2.2 Méthode	44
3.2.3 Analyse des données	45
3.3 Résultats.....	46
3.3.1 Méthode d'analyse	46
3.3.2 Le gait déviation index	47
3.3.3 Résultats cinématiques.....	47
3.3.4 Résultats des plaques de forces.....	51

3.3.5 Evolution du symptôme	52
3.4 Discussion	52
3.4.1 Etat des lieux du GDI initial	53
3.4.2 Evolution du GDI.....	53
3.4.3 Evolution des amplitudes articulaires	54
3.4.4 Evolution de la symétrie	57
3.4.5 Autres données.....	58
3.4.6 Biais	59
Conclusion	61
Références et Index.....	62
Table des Figures	62
Références Bibliographiques	64
Table des Matières	68