

Université de Montréal

Étude par pressions, activité musculaire et imagerie du pied pathologique en charge.

Par
Luis Buelna

Institut de génie biomédical
Faculté de médecine

Mémoire présenté à la faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de M.Sc.A
en génie biomédical

31 août 2005

© Luis Buelna 2005



W

4

U58

2006

v.051

Direction des bibliothèques

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal

Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :
Étude par imagerie, pressions et activité musculaire du pied pathologique en charge.

Présenté par
Luis Buelna

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

A.R. Leblanc	Membre du jury
Paul Allard	Membre du jury
P.A Mathieu	Directeur de recherche

Résumé

Dans le cadre d'un projet de recherche portant sur l'analyse des pressions plantaires, de l'activité musculaire et d'images podiatriques, on a cherché à expliquer l'origine des patrons de couleurs observés sur les images obtenues avec le système Biovizion. Compte tenu que les muscles de la jambe jouent un rôle important dans la position du pied, cette recherche tient à vérifier l'hypothèse suivante : sous l'effet des déformations mécaniques telles que le gonflement des muscles lorsqu'ils sont en contraction, la mise sous tension de ses tendons ou l'augmentation de la pression subie au niveau du pied, il y a étirement de la peau au dessus de ces structures. Un tel changement est de nature à modifier les propriétés réfléchissantes de la peau et à entraîner des changements dans les images Biovizion. Pour vérifier cette hypothèse, on enregistre l'activité électrique (signal électromyographique ou EMG) de plusieurs muscles de la jambe et la pression plantaire en même temps qu'on prend des images du pied. Les mesures sont prises alors que le pied supporte différents niveaux de charge. Cherchant à relier des zones colorées de l'image aux déformations mécaniques, un logiciel d'analyse d'images est utilisé pour segmenter les différentes zones de même couleur. Les résultats obtenus permettent de mieux comprendre le code de couleur Biovizion et de proposer des recommandations pour des travaux futurs.

Mots-clés : podiatrie, pied creux, pied plat, biomécanique, EMG, activité musculaire, pression plantaire, segmentation, imagerie médicale, réflexions lumineuses

Abstract

In this project, we analyzed plantar pressure, muscular activity and podiatric images in order to explain the origin of the code of colors observed on the images obtained with the Biovizion system. Given that the muscles of the leg play an important role in the position of the foot, this research tries to check the following assumption: under the effect of the mechanical deformations such as the swelling of the muscles when they contract, the powering of its tendons or the increase in the pressure undergone on the foot, the skin covering those structures tends to stretch. This change is likely to modify the reflective properties of the skin and involve changes in the Biovizion images. To check this assumption, we record the electric activity (electromyographic signal or EMG) on several muscles of the leg and the pressure under the foot as images of the foot are taken. Measurements are taken as the foot supports various load levels. Seeking to connect coloured zones of the image to the stretching of the skin, an image analysis software is used to segment the various zones of the same color. The results obtained make it possible to understand better the Biovizion color code and to propose recommendations for future work.

Key words: podiatry, arched foot, flat foot, biomechanics, EMG, muscular activity, plantar pressure, segmentation, medical imagery, light reflection

Table des matières

Résumé.....	iii
Abstract.....	iv
Table des matières.....	v
Liste des figures.....	vii
Liste des tableaux.....	ix
Liste de sigles et abréviations.....	x
Remerciements.....	xii
Chapitre 1. Introduction.....	1
Chapitre 2. Revue des connaissances.....	6
2.1. Anatomie du pied.....	6
2.1.1. Structure osseuse.....	6
2.1.2. Muscles et tendons.....	9
2.1.3. La cheville.....	14
2.1.4. Pathologies du pied.....	16
2.1.5. Propriétés optiques de la peau.....	19
2.2. Techniques d'étude du pied.....	22
2.2.1. Techniques manuelles.....	22
2.2.2. Mesures de pression.....	23
2.2.3. Activité musculaire (EMG).....	25
2.2.4. Imagerie.....	27
Chapitre 3. Méthode.....	31
3.1. Mesures de pression.....	31
3.2. Mesures de l'activité musculaire.....	31
3.3. Mesures d'imagerie.....	33
3.3.1. Segmentation des images.....	36
3.3.2. Segmentation des images avec Matlab.....	39
3.4. Protocole expérimental.....	40
Chapitre 4. Résultats.....	42

4.1.	Mesures de pression.....	42
4.1.1.	Tests préliminaires.....	42
4.1.2.	Observations des empreintes de pression.....	44
4.1.3.	Influence de la charge sur la pression.....	49
4.2.	Mesures de l'activité musculaire.....	53
4.2.1.	Tests préliminaires.....	53
4.2.2.	Observations de l'activité musculaire.....	54
4.2.3.	Influence de la charge sur la l'activité musculaire.....	56
4.3.	Mesures de réflexions lumineuses.....	59
4.3.1.	Logiciels de segmentation.....	59
4.3.2.	Tests préliminaires.....	62
4.3.3.	Observation des réflexions lumineuses : couleur de la peau.....	66
4.3.4.	Influence de la charge sur les réflexions.....	69
Chapitre 5.	Discussion.....	73
5.1.	Mesures de pression.....	73
5.2.	Mesures de l'activité musculaire.....	75
5.3.	Mesure des réflexions lumineuses.....	78
Chapitre 6.	Conclusion.....	82
6.1.	Mesures de pression.....	82
6.2.	Mesures de l'activité musculaire.....	83
6.3.	Mesures des réflexions lumineuses.....	84
	Références.....	86
	Annexe 1 – Approbation du comité d'éthique.....	91
	Annexe 2 – Code de segmentation k-means (matlab).....	92

Liste des figures

Figure 1 – Les os du pied.....	7
Figure 2 – Les trois principales arches plantaires.....	8
Figure 3 – Aponévrose plantaire superficielle.....	9
Figure 4 – Muscles du pied.....	10
Figure 5 – Muscles superficiels de la jambe.....	12
Figure 6 – Tendons du pied.....	13
Figure 7 – La cheville.....	14
Figure 8 – Fascias de la cheville.....	15
Figure 9 – Quelques pathologies du pied.....	18
Figure 10 – Régions de la peau.....	19
Figure 11 – Longueur d’onde de la lumière visible et invisible.....	21
Figure 12 – Logiciel F-Scan.....	24
Figure 13 – Empreintes du pied plat, pied creux et normal.....	25
Figure 14 – Système Biovizion.....	28
Figure 15 – Code de couleurs Biovizion.....	29
Figure 16 – Module de mesure d’angles et de distances du système Biovizion.....	30
Figure 17 – Emplacement des électrodes.....	32
Figure 18 – Signaux EMG enregistrés pour les 6 muscles.....	33
Figure 19 – Prise d’images.....	35
Figure 20 – Schéma du gabarit.....	36
Figure 21 – Vue du logiciel de segmentation SliceOmatic.....	38

Figure 22 – Tests de reproductibilité : pression.....	43
Figure 23 – Distributions de pression obtenues pour un sujet de 90 kg.	44
Figure 24 – Empreintes de pression obtenues en variant la mise en charge	45
Figure 25 – Empreintes d'un PP capté par une ancienne semelle	47
Figure 26 – Pression moyenne le long du pied selon diverses mises en charge.....	48
Figure 27 – Repères anatomiques utilisés pour délimiter les 4 zones du pied	51
Figure 28 – Calcul du RMS	53
Figure 29 – Moyenne de 4 mesures EMG effectuées au cours d'une même journée.....	54
Figure 30 – Activité musculaire normalisée par rapport au CMV.....	55
Figure 31 – Pente moyenne d'augmentation de l'activité musculaire	56
Figure 32 – Quatre catégories de patrons d'activation musculaire.....	57
Figure 33 – Tests de comparaison de segmentation	60
Figure 34 – Segmentation morphologique niveau 1.....	62
Figure 35 – Mouvement vertical de la jambe	63
Figure 36 – Variation des surfaces de couleur lors du mouvement.....	65
Figure 37 – Irrégularités de luminosité selon la couleur de la peau	67
Figure 38 – Image du pied en fonction de la mise en charge	68
Figure 39 – Variation des patrons de couleur pour le dessus du pied.....	70
Figure 40 - Variation des surfaces sombres et claires pour le dessus du pied	71
Figure 41 – Pentes associées à l'augmentation des surfaces de couleur.....	72

Liste des tableaux

Tableau 1 - Mises en charge	40
Tableau 2 - Classification des sujets.....	46
Tableau 3 - Pression relative de quatre régions du pied.	52

Liste de sigles et abréviations

cm	centimètre
μV	microvolt
2D	deux dimensions
3D	trois dimensions
Ag	argent
AgCl	chlorure d'argent
BMP	bitmap: format d'image
cm^2	centimètre carré
ECO	Extenseur commun des orteils
EMG	électromyographie
Hz	Hertz
JE	jumeau externe
JI	jumeau interne
JPEG	Joint Photographic Experts Group; format d'image
kg	kilogrammes
kPa	Kilo pascal
L*a*b	code de couleurs
lb	livres
LPL	long péronier latéral
m	mètre
m^2	mètre carré
mm^2	millimètres carrés
MCV	Maximum de contraction volontaire
nm	nanomètre
PC	pied creux
PN	pied normal
PP	pied plat
RGB	Red, Green, Blue: code de couleurs

s	seconde
SOL	soléaire
TA	tibial antérieur
Tiff	Tagged Image File Format: format d'image
UM	unité motrice

Remerciements

Je tiens à exprimer ma reconnaissance envers tous ceux ayant contribué à la réalisation de ce travail. Premièrement, je tiens à remercier mon directeur de recherche, le docteur Pierre A. Mathieu pour ses conseils, sa disponibilité et son dévouement lors de la direction de cette maîtrise.

J'aimerais aussi remercier le docteur Paul Allard et toute l'équipe du Laboratoire d'étude du mouvement de l'hôpital Sainte Justine pour m'avoir permis d'utiliser leur laboratoire au cours de mes expériences ainsi que pour leur support et leur participation aux expériences.

J'aimerais aussi remercier Sébastien Hinse pour ses conseils et son aide technique ainsi que CRYOS Technologies Inc. pour avoir fourni le matériel technique nécessaire pour effectuer les acquisitions de données au cours de ce projet.

Finalement, je tiens à remercier Marielle Trottier, Jean-François Thouin et David Filion pour leur aide apportée tout au long de la réalisation de ce travail ainsi que mes parents et amis pour leur support et encouragements.

Chapitre 1. Introduction

Il y a environ deux millions d'années [48], notre ancêtre biologique descendait de l'arbre et adoptait une démarche bipède. Un avantage marqué de cette nouvelle méthode de locomotion était de libérer ses mains qu'il pouvait maintenant utiliser pour manipuler des objets et créer divers outils. Selon plusieurs théories, ce changement important pour l'Homo Erectus ouvrit la porte à l'évolution menant à l'homme moderne.

Si l'importance des mains pour l'homme est alors devenue évidente [49], celle des pieds a rarement été soulevée. Au cours de l'histoire toutefois, plusieurs civilisations ont donné au pied une importance symbolique ou monétaire. Dans la Bible par exemple, en raison de leur déséquilibre, les boiteux ont été associés à l'image de personnes éprouvant des difficultés à «suivre la voie de Dieu». Selon l'Islam, le fait de ne porter qu'une seule chaussure serait un agissement Satanique. Chez les Romains, chaque classe sociale revêtait des chaussures correspondant à leur rang tandis que chez les anciens arabes, la valeur monétaire d'un pied pour châtier un crime équivalait à cinquante chameaux! Au moyen âge, l'unité de longueur échelon utilisée en Europe a été mesurée sur le pied du roi Charlemagne (32.4 cm, ce qui correspond à une pointure de 48). Plus récemment, au courant des deux grandes guerres mondiales, de nombreux hommes ayant des pieds plats ont échappé à la conscription grâce à cette caractéristique [50].

L'adoption de la démarche bipède a imposé de nouvelles contraintes aux membres inférieurs. Celles-ci ont contraint l'homme à s'adapter et à utiliser la structure de son pied

et de ses muscles jambiers différemment pour maintenir son équilibre sans l'appui de ses bras lors de ses déplacements. Le poids du corps étant ainsi distribué sur deux membres au lieu de quatre, le bipède est soumis à une pression plantaire plus grande que le quadrupède en état statique. De plus, des articulations et des éléments corporels éloignés du pied peuvent subir les répercussions de problème de pied en raison de l'organisation en chaîne des membres. Dans ces conditions, un désordre au niveau des pieds peut rapidement entraîner des problèmes au niveau de la posture, de l'équilibre, de la démarche ou même des pathologies comme des maux de dos. Ces maux secondaires résultent surtout de la tendance naturelle à adopter une posture de correction, souvent une position antalgique.

Les débuts de la podiatrie remontent au 18^e siècle alors que Vénéel conçoit à Montpellier la première chaussure qualifiée d'orthopédique [5]. Cet événement est suivi un siècle plus tard, au même endroit, par les premières opérations du pied pathologique réalisées par Delpech (tarsectomie du pied bot) [5]. De nos jours, l'identification des anomalies relève du domaine de la podiatrie, de l'orthopédie et de la physiothérapie. Le diagnostic du podiatre est souvent de mesures subjectives car il procède généralement par palpation, par observations visuelles et par la prise d'empreintes qui peuvent être plus ou moins fidèles. De plus, les instruments à la disposition du podiatre ne procurent généralement qu'une information limitée sur les problèmes de pieds. Par exemple, le podoscope (appareil comportant un miroir qui permet d'inspecter les surfaces plantaires d'un sujet debout) informe sur la distribution des surfaces d'appui mais ne permet pas de mesurer les distances séparant la surface d'appui et les parties du pied. L'expertise du clinicien

intervient donc d'une manière prépondérante dans la précision du diagnostic et la qualité de l'orthèse proposée à son client.

D'autres domaines médicaux, tels l'optométrie, la cardiologie, la neurologie et la réadaptation font beaucoup plus appel aux nouvelles technologies qu'en podiatrie. On pense alors aux techniques d'imagerie (imagerie par résonance magnétique, scanner, radiographie, scintigraphie et autres) qui permettent de poser un diagnostic rapide basé sur des mesures fiables et précises. Comparativement à ces domaines, la podiatrie accuse un retard technologique important. C'est dans ce contexte technologique que des responsables de la compagnie Cryos Technologies Inc. (Joliette, Qc) ont développé un système d'analyse de la posture. Ce système appelé Biovizion comprend une caméra numérique reliée à un ordinateur servant à capter des images des pieds d'un sujet, Ce dernier prend place d'une façon standardisée devant la caméra à l'intérieur d'un environnement contrôlé, principalement au niveau de la luminosité. L'image obtenue est traitée dans le système informatique de façon à rehausser les contrastes en appliquant un code de couleurs. Ce code permet de mieux visualiser la morphologie du pied et facilite les mesures d'angles et de longueurs faites directement à partir de l'image. Les données recueillies visent à permettre aux spécialistes de poser un diagnostic plus précis qu'auparavant.

L'utilisation du système Biovizion a permis de mettre en évidence un patron de couleurs qui semble se dégager de certaines images dans le cas de certaines pathologies. Ce système permet ainsi l'observation des désordres du pied. La présente étude vise à les

quantifier d'une manière précise suite à l'analyse des images recueillies. Après le traitement, le pied est divisé en surfaces selon les couleurs obtenues à l'écran et le potentiel diagnostique de celles-ci est ensuite déterminé. L'objectif principal de notre recherche est de quantifier les couleurs présentes dans le patron de couleur de l'image, principalement pour les pathologies du pied creux et du pied plat. Éventuellement, cette démarche pourra permettre à un spécialiste de poser un diagnostic rapide et éclairé sur une pathologie du pied ainsi que sur sa cause

En premier lieu, nous étudierons la variation du patron de couleur suite à une augmentation des contraintes mécaniques (augmentation de la mise en charge). Pour ce faire, nous engendrerons des contraintes mécaniques précises au niveau du pied et de la jambe en contrôlant la mise en charge. Nous vérifierons par la suite si des associations peuvent être faites entre les différentes zones de contrainte du pied et le code de couleurs. On devrait ainsi mieux comprendre le code de couleurs Biovizion ainsi que le comportement biomécanique du pied par rapport aux pathologies.

Ce mémoire est une étude préliminaire sur les variations de réflexion lumineuse du pied normal et pathologique suite à une déformation mécanique liée à la mise en charge. Le premier chapitre présente une revue des connaissances concernant l'anatomie du pied, les différentes pathologies retrouvées à ce niveau ainsi que les techniques utilisées en podiatrie. Le chapitre deux présente le matériel utilisé pour les mesures réalisées lors des expérimentations (pressions plantaires, activité musculaire et imagerie) ainsi que leur protocole expérimental. Expériences qui ont été effectuées au laboratoire d'étude du

mouvement de l'hôpital Sainte Justine de Montréal avec l'approbation du comité d'éthique de cet hôpital (voir annexe 1). Le troisième chapitre expose les résultats obtenus à la suite de ces expérimentations et ceux-ci seront interprétés dans le chapitre quatre. Par la suite, une discussion résume l'ensemble des sujets abordés et tente d'offrir des explications logiques aux différentes relations obtenues. Ces théories permettront de proposer des avenues nouvelles en podologie et de soulever des interrogations qui pourront être élucidées lors d'analyses ultérieures. Le tout se termine par une conclusion.

Chapitre 2. Revue des connaissances

2.1. Anatomie du pied

Le pied humain est constitué de vingt-six petits os reliés par plus d'une centaine de ligaments ainsi que par plus d'une trentaine de tendons provenant de muscles intrinsèques. De plus, il reçoit l'insertion des muscles extrinsèques. Le pied est donc une structure complexe.

2.1.1. Structure osseuse

Les os du pied peuvent être regroupés en 3 classes [1] (Figure 1) :

1. Les phalanges et les métatarses formant les orteils et le dessus du pied
2. Les cunéiformes, le naviculaire et le cuboïde formant les os intermédiaires
3. Le talus et le calcanéum formant le tarse.

Un système de numérotation des orteils de même que leurs composantes est utilisé couramment : on numérote de 1 à 5 chacun d'entre eux à partir du gros orteil. Constitué de 3 phalanges, excepté le gros orteil qui n'en compte que deux, chaque orteil est relié aux os du pied par un métatarse. Entre les métatarses et la partie arrière du pied, on trouve les os intermédiaires. Entre les métatarses 1 à 3 et le naviculaire, on trouve les os cunéiformes qui les relient au reste de la structure osseuse. Quant aux métatarses 4 et 5, ils sont en contact avec l'os cuboïde. Le talus et le calcanéum, quant à eux, sont des os qui forment le talon et l'articulation de la cheville. Finalement, les os de la jambe s'appuient sur ceux du pied : le tibia et le fibule reposent respectivement sur le talus et le calcanéum [1, 23].

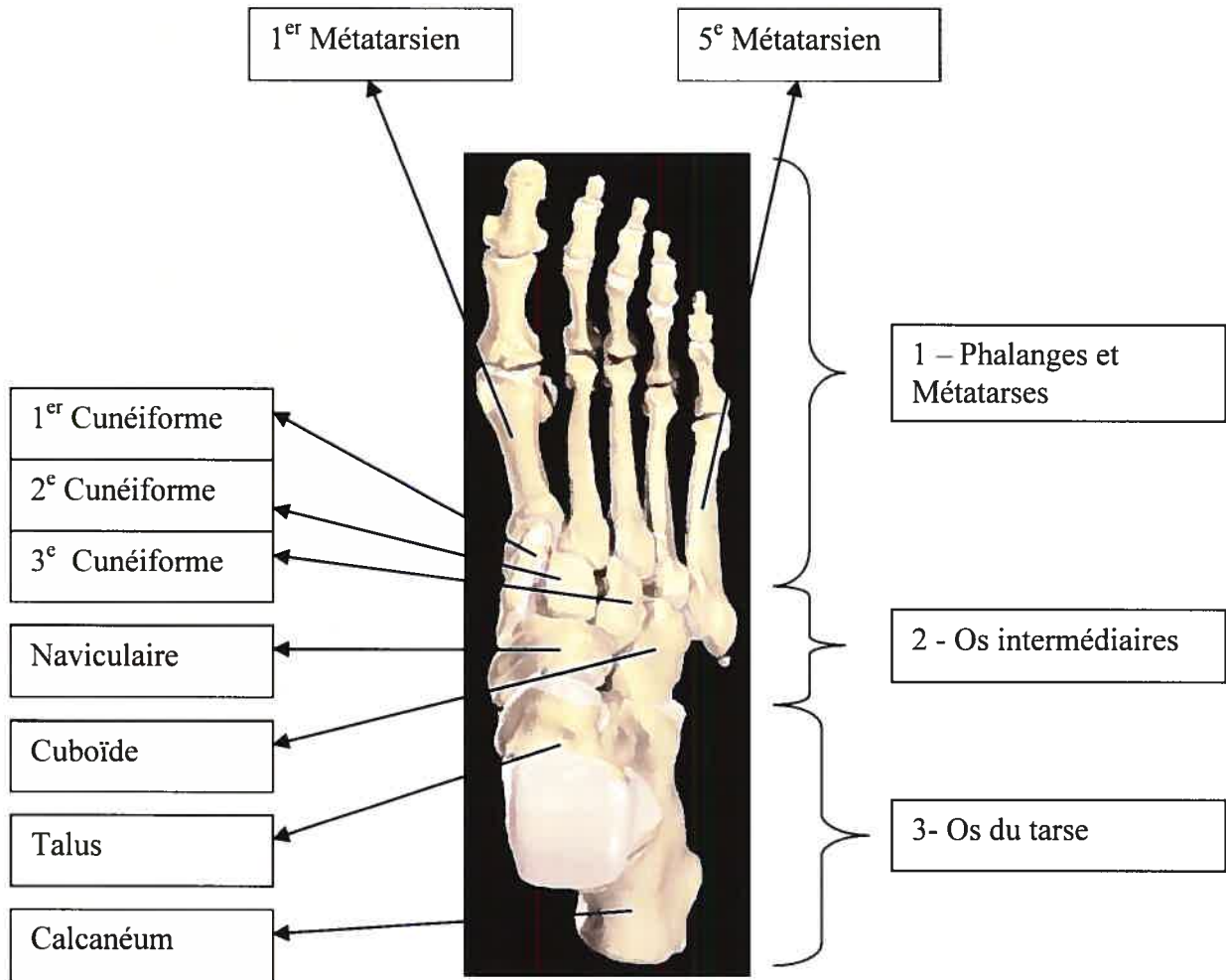


Figure 1– Les os du pied [27]

Les os du pied s'encastrent les uns dans les autres de façon à former une voûte composée généralement d'une arche principale et de deux autres secondaires [4] analogues aux arches en architecture, tel qu'illustré à la Figure 2A. Il y a deux arches dans le sens longitudinal et une dans le sens transversal. L'arche principale est celle longitudinale interne qui passe par la tubérosité du calcaneum pour rejoindre la tête des trois premiers métatarsiens. Considérée comme semi-rigide, son sommet s'élève entre 5 et 7 cm et il coïncide avec la jonction du talus et du naviculaire. L'arche longitudinale externe origine

aussi de la tubérosité du calcaneum mais elle rejoint la tête des métatarsiens 4 et 5. Sa concavité est minime et son sommet se trouve entre 2 et 3 cm du sol. L'arche transversale antérieure relie les cinq têtes métatarsiennes et trouve ses points d'appui sur le premier et le cinquième métatarse [4]. Son sommet se retrouve au niveau du troisième métatarsien. Lorsque le pied est en charge, cette arche s'affaisse et les cinq têtes métatarsiennes se trouvent au même niveau. De plus, il existe une autre arche transversale postérieure reliant les os cunéiformes et le cuboïde (Figure 2C). Son point le plus élevé se présente au niveau du cunéiforme intermédiaire et elle offre une grande résistance à la déformation. En bref, ces arches reposent sur trois piliers : la tubérosité postérieure du calcaneum, la tête du premier métatarsien et celle du cinquième métatarsien. Ces piliers forment un triangle d'appui (Figure 2B) qui se déforme avec la mise en charge et qui permet au pied de soutenir le poids du corps d'une manière stable.

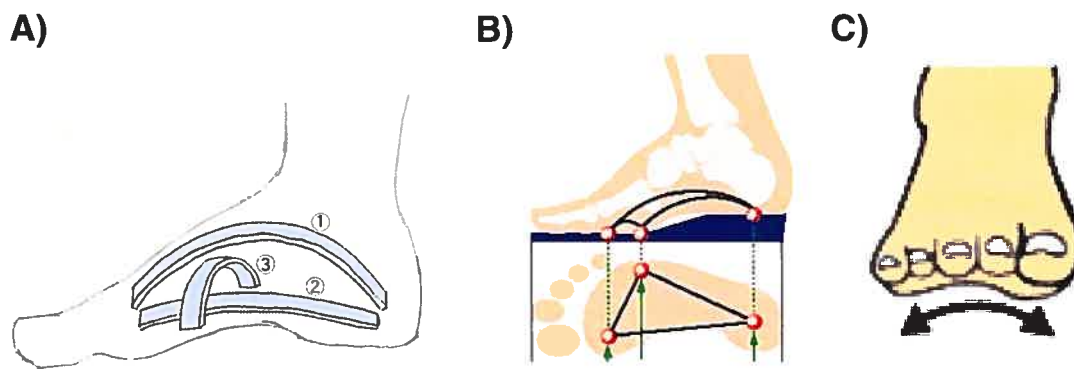


Figure 2 – Les trois principales arches plantaires 1-longitudinale interne, 2-longitudinale externe, 3-transversale et B) triangle d'appui, C) arche transversale postérieure [29, 30,31]

Les os du pied sont reliés entre eux par des ligaments interosseux qui s'étirent lorsque le pied est en charge. Parmi les ligaments les plus importants, se trouve l'aponévrose

plantaire superficielle (Figure 3) qui relie la tubérosité du calcanéum à la face inférieure des orteils. En position debout, cette aponévrose assure en partie la conservation des arches longitudinales et transversales. L'aponévrose plantaire ainsi que le ligament calcanééo-scaphoïdien contribuent aussi au maintien de la structure des arches.

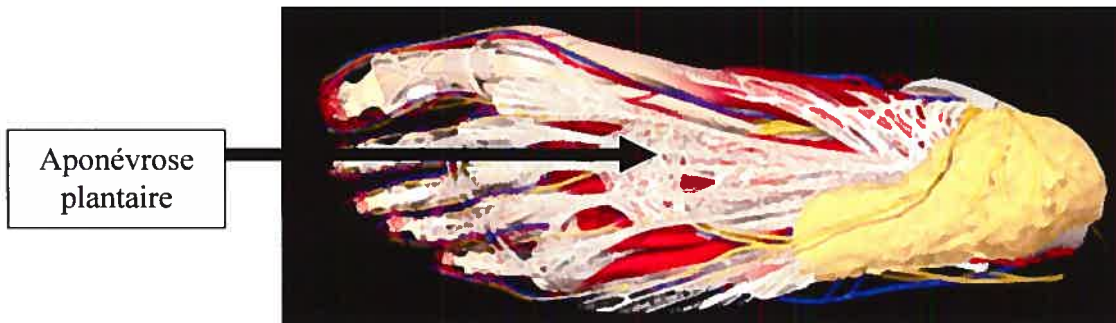


Figure 3 - Aponévrose plantaire superficielle [27]

2.1.2. Muscles et tendons

L'appareil ligamentaire du pied conserve la structure de l'arche de manière passive, alors que les muscles intrinsèques du pied permettent de le faire activement [4, 6]. Le rôle de ces muscles est de prévenir un étirement extrême et irréversible des ligaments. Pour ce faire, les muscles pédieux resserrent les liens qui permettent de préserver l'arche du pied lorsque celui-ci est en charge. Voici une brève description, anatomique puis fonctionnelle, des différents muscles du pied et de la jambe.

Les muscles du pied se divisent en dorsaux et en plantaires. Le premier groupe comprend le muscle court extenseur des orteils et le muscle court extenseur propre du gros orteil (Figure 4A). Ces muscles se retrouvent en profondeur, sous plusieurs tendons qui

proviennent des muscles de la jambe. Les muscles plantaires (Figure 4B), recouverts par l'aponévrose plantaire superficielle citée précédemment (Figure 3), sont nombreux et s'étalent sur plusieurs couches. Parmi les muscles plantaires, se rencontre les muscles du gros orteil (adducteur, abducteur, court fléchisseur), les muscles courts du petit orteil (abducteur, court fléchisseur, opposant), les quatre muscles lombricaux, le muscle accessoire du long fléchisseur commun des orteils ainsi que le court fléchisseur plantaire. Tous ces muscles permettent de réaliser des mouvements du pied tel la flexion dorsale, la flexion plantaire, l'inversion et l'éversion. De plus, le pied compte une panoplie de muscles interosseux assurant une cohésion active des os du pied.

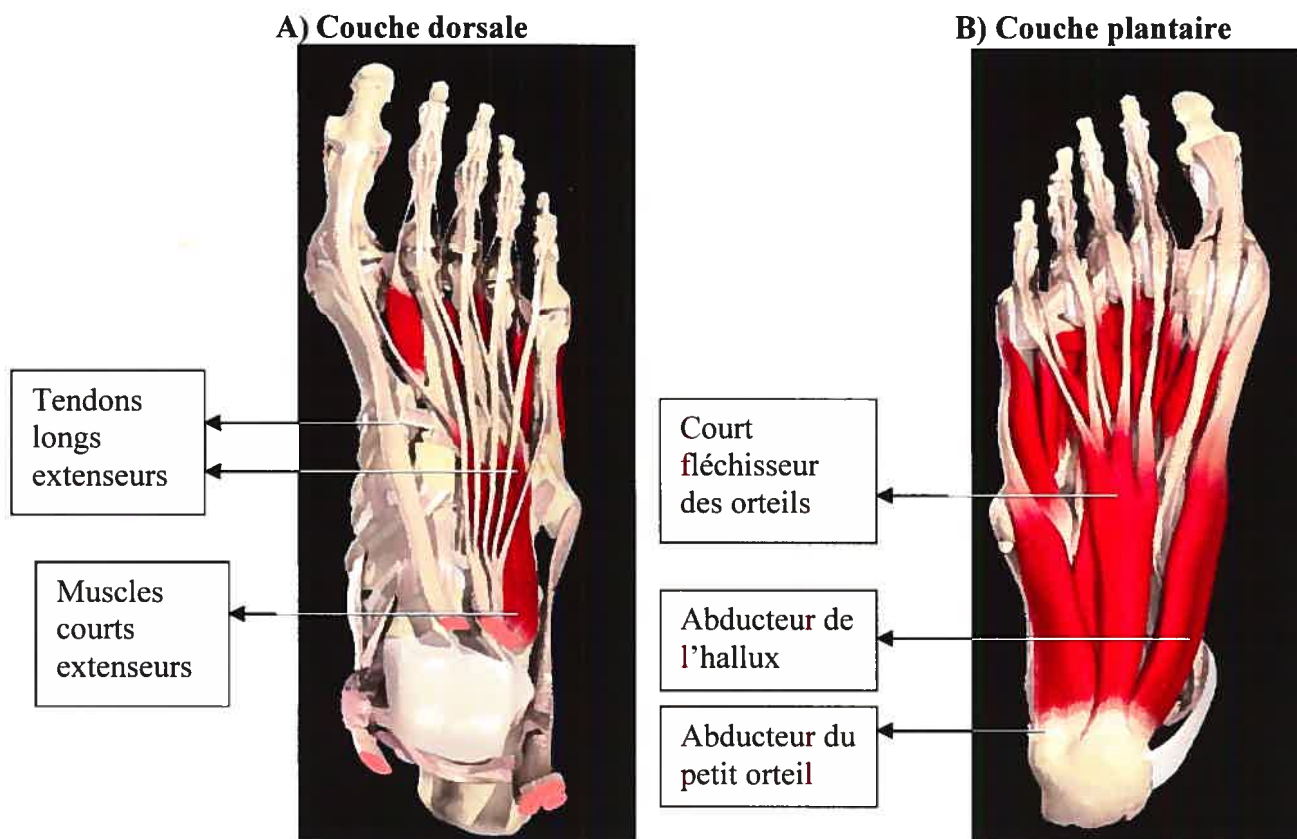


Figure 4 – Muscles du pied A) Muscles dorsaux et tendons des muscles jambiers B) Muscles plantaires du pied [27]

La jambe comprend normalement douze muscles superficiels et profonds. Parmi les premiers (Figure 5A et 5B) on retrouve le tibial antérieur (TA), l'extenseur commun des orteils (ECO), le long péronier latéral (LPL), et le triceps sural (TS). Ce dernier est composé du jumeau externe (JE), du jumeau interne (JI) et du soléaire (SOL). La musculature humaine présentant certaines variations, on peut parfois retrouver en surface le muscle long extenseur propre du gros orteil ainsi que le court péronier latéral dans le tiers inférieur de la jambe. Les muscles profonds, quant à eux, comprennent principalement le jambier postérieur, le long fléchisseur propre du gros orteil, le long fléchisseur commun des orteils et le poplité. Finalement quatre muscles de la cuisse ont un tendon terminant sa course au niveau de la jambe; le demi membraneux, le couturier, le muscle droit interne de la cuisse et le demi-tendineux.

On peut aussi regrouper les différents muscles selon leur fonction principale sur le pied: fléchisseurs, extenseurs, supinateurs et pronateurs. Les fléchisseurs regroupent en ordre d'importance le TA, l'ECO et l'extenseur propre du gros orteil. Les extenseurs sont composés par le TS, le long et le court péronier latéral et le jambier postérieur. Le muscle long et court péronier latéral ainsi que l'extenseur commun des orteils permettent la pronation du pied tandis que le triceps sural, le jambier postérieur, les fléchisseurs des orteils et le tibial antérieur effectuent la supination du pied.

A) face antérieure

B) face postérieure

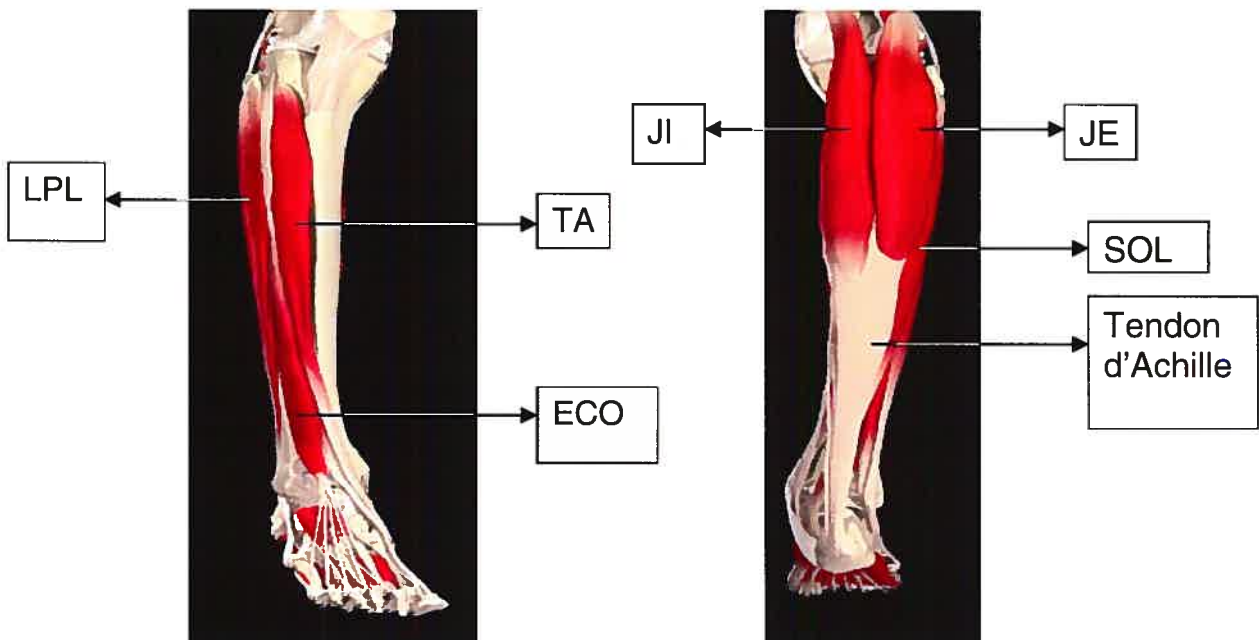


Figure 5 –Muscles superficiels de la jambe A) face antérieure. LPL : long péronier latéral, TA : tibial antérieur, ECO : extenseur commun des orteils B) face postérieure. JI : jumeau interne, JE : jumeau externe, SOL : soléaire. [27]

Ces muscles exercent d'autres fonctions permettant d'assurer l'équilibre du pied et le maintien de l'arche. Par exemple, le TA ramène le tibia et le péroné vers l'avant lorsque le pied est en charge [2,5]. L'attachement de son tendon (Figure 6A) à la face inférieure du premier cunéiforme et la base du premier métatarsien permet d'augmenter la concavité de l'arche interne avec l'action conjointe du jambier postérieur. Le LPL permet quant à lui de conserver l'arche transversale du pied [2, 4]. Son tendon (Figure 6B) passe derrière la malléole externe, continue par la face plantaire externe du pied en passant par le cuboïde pour finalement s'attacher à la base du premier et du deuxième métatarsien ainsi qu'à la base du premier cunéiforme. De par son trajet, ce muscle agit comme la corde d'un arc ; il tend la voûte plantaire transversale [2] et soutient l'arche externe du pied

[5,6]. Le court péronier latéral possède les mêmes fonctions que le LPL sauf que son tendon (Figure 6B) s'insère sous le tubercule du cinquième métatarsien. Il est moins visible à la surface que le LPL.

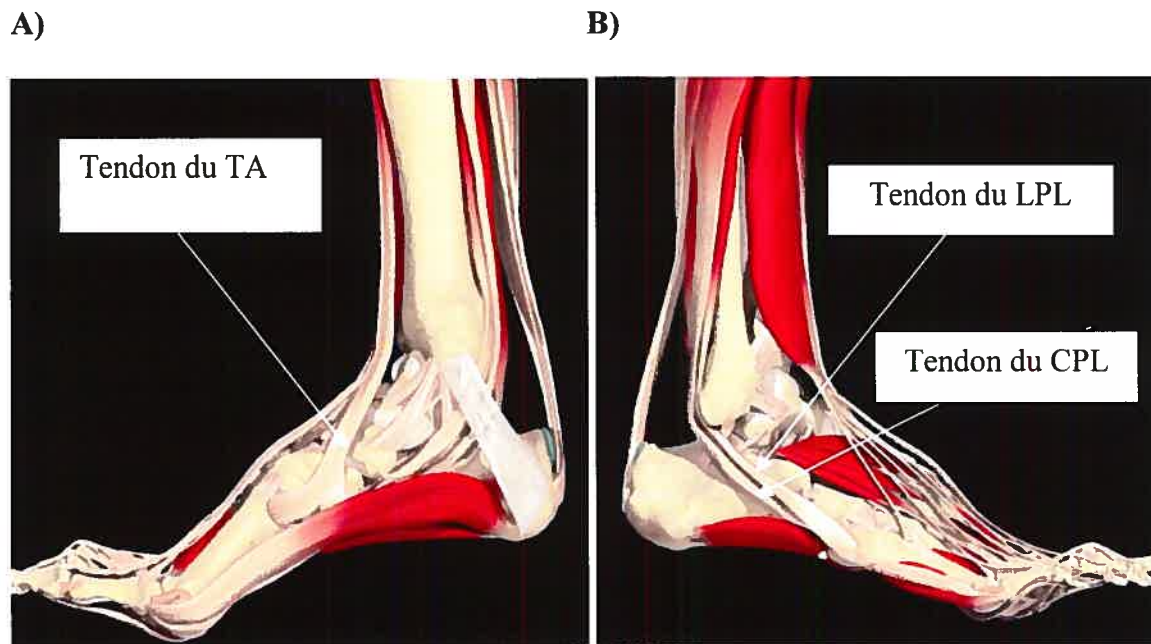


Figure 6 – Tendons. A) du TA, B) du LPL et du court péronier latéral [27]

L'ECO s'étend sur la partie antérieure externe de la jambe en juxtaposition au TA. Son tendon (Figure 5A) se termine en face dorsale de la base des deuxième et troisième phalanges des quatre derniers orteils. Lorsque le pied est en charge, ce muscle agit de manière similaire au TA.

Les 3 muscles composants le TS (Figure 5B) possèdent une terminaison commune : le tendon d'Achille qui s'insère sur la face postérieure du calcaneum. Cependant, les fibres du SOL descendent plus bas que celles des jumeaux. Le TS permet la flexion plantaire du

ped, la propulsion du pas, le saut et l'élévation sur la pointe du pied. Son efficacité est maximale lorsque le genou est tendu. À l'inverse du TA et de l'ECO, il permet de ramener le squelette de la jambe vers l'arrière en cas de déséquilibre.

2.1.3. La cheville

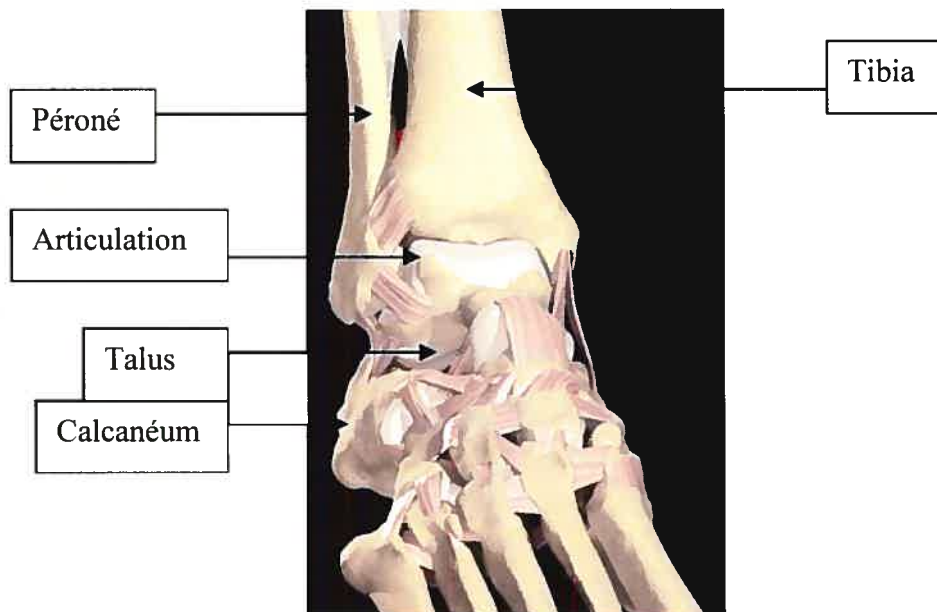


Figure 7 – La cheville [27]

La cheville unit le tibia et le péroné de la jambe au talus du pied. C'est une articulation synoviale trochléenne qui présente plusieurs surfaces articulaires. La surface inférieure du tibia est concave d'arrière en avant et légèrement convexe transversalement. La surface articulaire de la malléole tibiale est en continuité avec la précédente, elle est convexe et triangulaire. La surface articulaire de la malléole du péroné est convexe. La trochlée, convexe d'arrière en avant, s'articule avec la surface inférieure du tibia. La

surface malléolaire latérale est concave de haut en bas. La surface malléolaire médiale est légèrement concave.

Les structures décrites ci-dessus sont liées entre elles par des moyens d'union passifs et actifs. Les moyens passifs sont principalement constitués par les ligaments péronéo-tibiaux antérieurs et postérieurs et le ligament latéral externe. Les moyens d'union actifs regroupent les muscles reliant la jambe au pied par l'intermédiaire des tendons. Parmi ces derniers, on dénombre le tendon d'Achille qui provient du TS, les tendons du court et du long péronier latéral ainsi que les tendons des muscles fléchisseurs et des muscles extenseurs. Au niveau de la cheville, ces muscles et leurs tendons sont recouverts d'un fascia, un tissu conjonctif fibreux (Figure 8). Ce fascia permet de maintenir les tendons à l'intérieur du compartiment des extenseurs et d'empêcher un effet de corde d'arc tendue.

A)



B)



Figure 8 – Fascias de la cheville A) supérieur et inférieur, B) latéral [27]

Les mouvements de la cheville se font autour d'un axe transversal dans un plan sagittal. La cheville suit le principe du tenon mortaise : elle permet une flexion dorsale d'environ 20° et une flexion plantaire autour de 30° par rapport à l'horizontale. L'axe de la trochlée du talus est dévié de 15° en externe par rapport à l'axe sagittal : le pied présente donc un valgus physiologique [42].

2.1.4. Pathologies du pied

L'anatomie du pied est déjà compliquée chez un sujet sain et une dizaine de déformations pathologiques différentes peuvent venir complexifier sa morphologie. On peut citer le chevauchement des orteils, les orteils en griffe, l'hallux rigidus (l'orteil marteau), l'hallux valgus (gros orteil écarté), le pied bot, l'épine de Lenoir (calcification des tendons du talon suite à une tension importante et prolongée), le pied varus (faux pied-plat) et les clovus (callosités) [3, 6].

La présente étude se limite à l'analyse du pied creux et du pied plat ainsi qu'à l'hyperpronation et l'hypersupination, pathologies fortement associées aux deux premières. Le pied creux est caractérisé principalement par une arche plantaire prononcée (Figure 9A) en raison de structures musculaires et ligamentaires très développées. Cette pathologie se manifeste souvent par des os intermédiaires en saillie sur le dessus du pied, des métatarses affectés de callosités, des orteils en griffe et une pronation du pied. En général, il s'agit d'un pied rigide se déformant peu lors de la mise en charge.

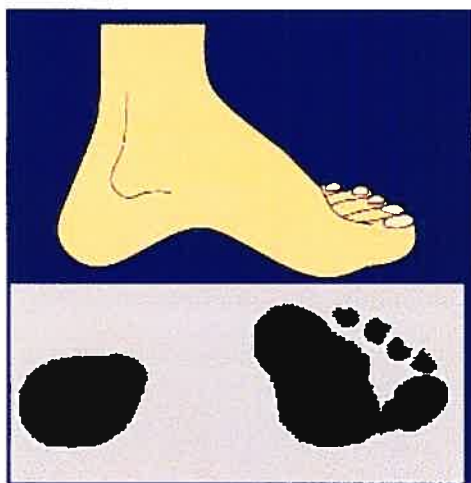
L'importance de la courbure de l'isthme permet de classer les différents pieds creux en trois classes distinctes [7].

Le pied plat (Figure 9B), quant à lui, représente la pathologie inverse, i.e. une arche presque inexistante principalement lors de la mise en charge. Il s'agit d'une pathologie courante, surtout chez l'enfant. Elle origine des faiblesses des structures ostéo-ligamentaire du pied. Les muscles n'étant pas en mesure de maintenir l'arche plantaire lorsqu'un poids doit être supporté, le pied s'affaisse et s'étale sur le sol [7].

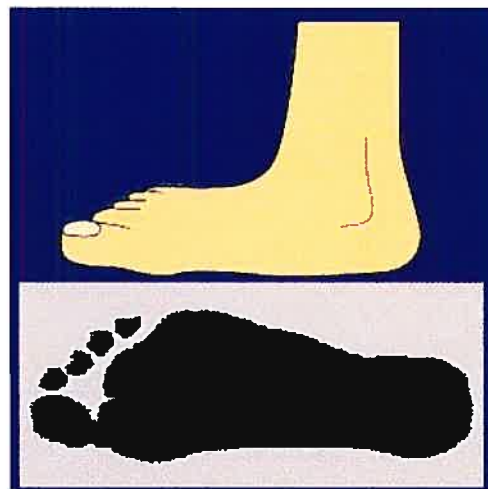
Il arrive souvent que des patients présentant un pied creux compensent ce désordre par une hyperpronation ou une hypersupination à l'arrière du pied. L'hyperpronation est principalement caractérisée par une cheville déviée vers l'intérieur (Figure 9C) ce qui provoque l'écrasement de l'arche interne du pied. L'hyperpronation engendre un stress considérable sur les muscles qui peut se répercuter au niveau de la jambe et du genou (déplacement du genou vers l'intérieur appelé genou varus) [39. 40].

L'hypersupination présente une déviation contraire : la cheville se retrouve déportée vers l'extérieur (Figure 9D). Les personnes souffrant de cette pathologie marchent plus sur le côté latéral de leur pied et l'arche interne est plus visible. L'hypersupination étire considérablement les muscles extérieurs du bas de la jambe. Dans cette position, la cheville présente une certaine fragilité et est sujette aux entorses qui peuvent entraîner des dommages sérieux des différentes structures [41, 42].

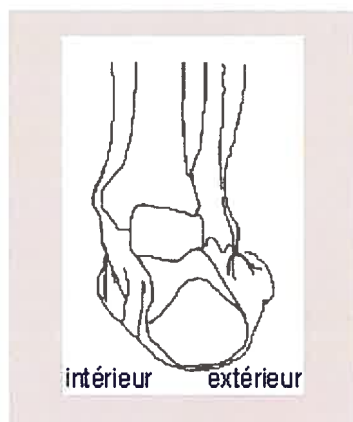
A) Pied creux



B) Pied plat



C) Hyperpronation



D) Hypersupination

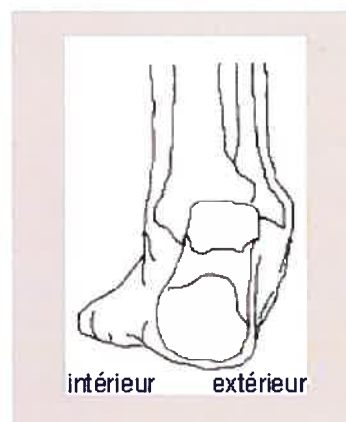


Figure 9- Quelques pathologies du pied. A) pied creux (Pes Cavus), B) pied plat (Pes Planus) C) Hyperpronation, D) Hypersupination. Tiré de [28, 32]

2.1.5. Propriétés optiques de la peau

Compte tenu que le système Biovision se base sur la réflectance de la peau, voici quelques informations sur l'organe le plus étendu du corps, la peau. La peau recouvre une importante superficie, soit environ 4 m^2 [1].

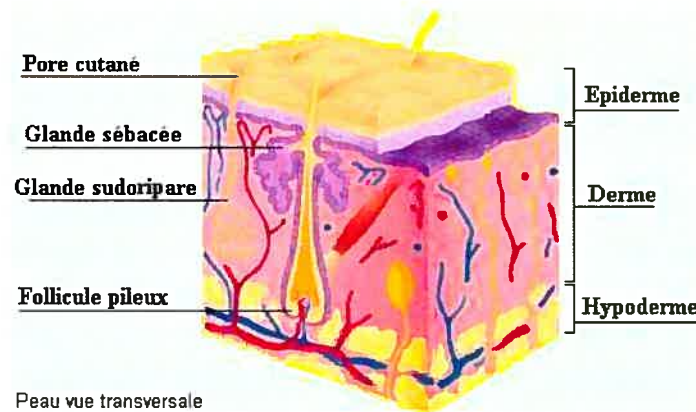


Figure 10 – Régions de la peau [46]

Elle est constituée de trois régions distinctes : le derme, l'épiderme et l'hypoderme (Figure 10). L'épiderme, la couche externe de la peau, est stratifiée et composée de cinq strates principalement formées des cellules kératinocytes. Les nouvelles cellules sont produites au niveau des couches les plus profondes et elles migrent vers la surface au fil de leur maturation. Une fois à la surface, les cellules s'aplatissent et finissent par dépérir puis être remplacées par de nouvelles cellules [14, 17].

Le derme est la couche intermédiaire de la peau qui adhère fortement à l'épiderme. Il s'agit d'un tissu conjonctif qui assure la cohésion ainsi que la nutrition des cellules superficielles. Cette couche sécrète des molécules permettant de maintenir l'élasticité et

le tonus de la peau telles le collagène et l'élastine. Un riche réseau vasculaire et lymphatique ainsi que de nombreuses terminaisons nerveuses se retrouvent dans cette couche. Le derme abrite aussi le bulbe des poils, les glandes sébacées et sudorales. L'hypoderme, quant à elle, se retrouve sous le derme. Ce tissu graisseux reliant la peau aux structures internes de l'organisme agit comme un matelas protecteur, un isolant thermique et un réservoir énergétique (lipides, acides gras) [17, 21].

La réflexion de la lumière par la peau est due à ses différentes composantes. Certaines molécules absorbent la lumière, d'autres la diffusent. Par exemple, la kératine et le collagène, protéines fibreuses présentes dans l'épiderme et dans le derme, sont responsables de la diffusion de la lumière. Le collagène serait l'agent principal de la diffusion mais les études [21] ne mentionnent aucun de ses effets sur la réflectivité de la peau. La kératine, quant à elle, affecte très peu la réflectivité de la peau en raison de ses fibres de très petite taille [14, 21].

L'absorption de la lumière est surtout causée par différentes molécules qui pigmentent la peau. La mélanine est un pigment retrouvé au niveau de l'épiderme et qui se présente sous deux formes : l'eumélanine (pigment brun et noir) et la phéomélanine (pigment rouge et jaune). L'eumélanine est présent chez tous les êtres humains à différentes concentrations alors que la phéomélanine n'est présente que chez les personnes ayant des traits roussâtres. La mélanine est créée dans un organite appelé mélanosome situé à l'intérieur des mélanocytes. On retrouve entre 1.6% et 6.3% de mélanosomes dans l'épiderme des personnes ayant la peau claire tandis que cette proportion s'élève entre

11% et 16% pour les personnes moyennement pigmentées et peut atteindre des proportions entre 18% et 43% pour des personnes ayant la peau très foncée [21]. Ce pigment a la propriété d'absorber la lumière proportionnellement à sa longueur d'onde [20].

Le carotène est un autre pigment modifiant l'absorption de la lumière par la peau. Son effet est par contre négligeable car il absorbe majoritairement les longueurs d'onde se situant autour de 480 nm alors que le spectre de la lumière visible se situe entre 410 nm et 810 nm [21] (Figure 11).

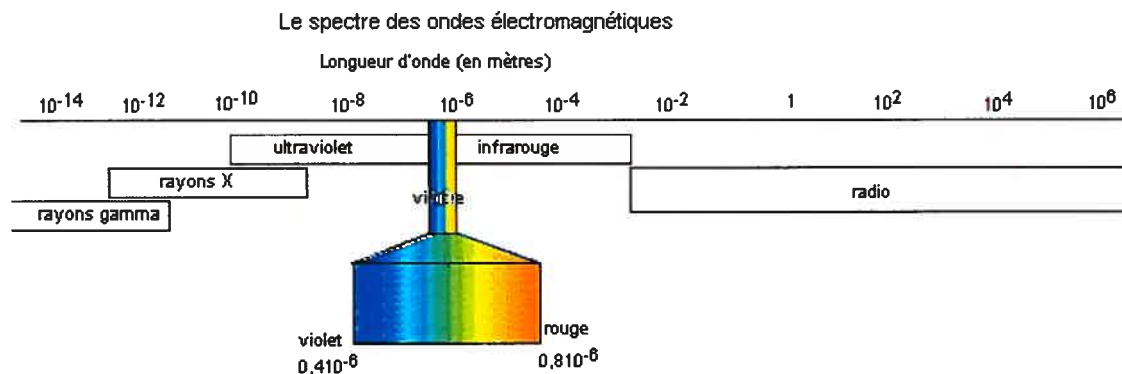


Figure 11 – Longueur d'onde de la lumière visible et invisible [26]

La réflectivité de la peau peut être aussi influencée par des composantes telles le sang, les vaisseaux, les tâches de pigmentation, les cicatrices, les ecchymoses et les poils. Le sang est composé en partie d'hémoglobine, une protéine formant environ 95% des globules rouges qui permettent le transport de l'oxygène. Cette protéine absorbe spécifiquement la lumière dans les longueurs d'onde se situant autour de 420 nm et entre 545 et 575 nm [21, 38]. De plus, plusieurs variations au niveau de la peau peuvent venir interférer avec les données de luminosité : des veines proéminentes peuvent causer des ombrages et des

tâches (ou cicatrices) à la surfaces de la peau peuvent simuler un creux ou un renflement. En outre, les poils peuvent modifier les propriétés réfléchives de la peau en fonction de leur densité et de leur coloration. Il faut noter que les extrémités des doigts de pieds et de main sont recouvertes d'ongles qui reflètent généralement la lumière assez fortement. Finalement, il faut savoir tirer profit des réflexions lumineuses, mais savoir en dégager le contexte afin d'éviter de mauvaises conclusions.

La réflexion et l'absorption de la lumière sur la peau à fait l'objet de plusieurs études [15, 16, 18, 19] et parmi celles-ci, certaines s'intéressent particulièrement à la mesure de l'étirement de la peau à partir de mesures de réflexion de la lumière [13, 22, 35, 37]. Ces études tendent à montrer que si l'on étire la peau, le lissage de sa surface augmente la réflectivité de la lumière. On peut ainsi mesurer les déformations de la peau causées soit par des forces internes ou externes. De plus, comme la lumière présente la caractéristique d'offrir un niveau de pénétration différent selon sa longueur d'onde, il est possible de cibler certains tissus en la modulant.

2.2. *Techniques d'étude du pied*

2.2.1. Techniques manuelles

En podiatrie, l'examen visuel du patient, la goniométrie et les empreintes sont les techniques principalement utilisées. Les points principalement considérés par le podiatre sont la démarche du patient, la hauteur de l'arche ainsi que l'axe du pied. De nature qualitative, l'examen visuel présente des variations inter examinateur majeures, la

validité de cette technique est donc jugée comme faible [33]. Quant aux mesures d'angles tels ceux de l'arche interne, de pronation et de supination, elles sont réalisées à l'aide d'un goniomètre. L'appareil est peu coûteux et donne des résultats fiables mais le podiatre se doit d'effectuer des mesures directes sur le pied ce qui résulte souvent en de longues périodes de manipulations. De plus, en raison de sa forme irrégulière, un pied pathologique peut compliquer l'utilisation du goniomètre.

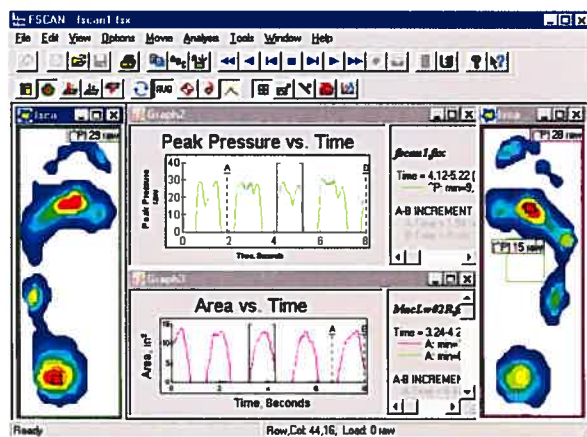
Pour obtenir la forme du pied, on moule des empreintes en plâtre ou en argile et on les utilise pour prendre des mesures indirectes. Cette technique nécessite une longue préparation de la pâte ainsi qu'un long séchage avant d'obtenir un résultat. De plus, les techniques de calcul associées sont compliquées en ne permettent d'obtenir que certaines valeurs telles, des hauteurs d'arche plantaire, des points de contact et des proportions du pied [5, 33, 34].

2.2.2. Mesures de pression

Le système Fscan de la compagnie Tekscan permet de mesurer la distribution de la pression sous le pied grâce à une matrice de capteurs reliés à un système d'acquisition pour l'affichage graphique des résultats. Ce système vise de permettre au clinicien de combiner la biomécanique avec l'informatique pour faciliter le processus du diagnostic. Les résultats peuvent être présentés en 2D ou en 3D (Figure 12A). Les semelles de pression (Figure 12B) fournissent 960 différents points de pression par pied (4 sondes/cm²) [44]. Un tel système permet d'observer les asymétries de la démarche, la

distribution de la pression, les désordres dégénératifs, les transferts de poids, les fonctions biomécaniques du pied et aussi déterminer l'efficacité fonctionnelle d'orthèses [47]. D'une épaisseur de 1 mm, les semelles peuvent être modifiées pour s'adapter à n'importe quelle grandeur de pied. Elles sont calibrées pour s'adapter aux adultes aussi bien qu'aux enfants en bas âge ainsi qu'aux types de chaussure ou à la taille irrégulière des pieds. On peut ainsi s'en servir pour l'étude de la locomotion [47]. Le système de F-Scan® peut échantillonner la pression de chaque semelle à une fréquence maximale de 165 Hz (158400 lectures/s).

A)



B)



Figure 12- Logiciel Fscan A) Interface présentant les empreintes de pression sous le pied codées par un code de couleur et des graphiques de pression en fonction du temps, B) semelle d'acquisition de pression [47]

En plus de mesurer la distribution de la pression sous le pied, le système F-Scan permet aussi de visualiser son empreinte distincte. Cette dernière peut se révéler utile pour distinguer une pathologie d'une autre selon une empreinte caractéristique préétablie (Figure 13). Un pied plat aura tendance à s'étaler et à laisser une empreinte au niveau de

l'arche interne alors que le pied creux ne sera supporté que sur des petites surfaces [7]. Ces patrons d'appui diffèrent selon le degré de la pathologie. Au degré le plus élevé, le pied creux repose essentiellement sur le talon et la base des métatarses, le bord externe s'effaçant complètement de l'empreinte. Le pied normal, quant à lui, est caractérisé par un patron facilement reconnaissable. Il présente une bande de pression dans la partie antérieure du pied où aucune tête métatarsienne ne peut être devinée, un point d'appui pour le talon de forme ovale en postérieur de même qu'une surface de contact pour le bord externe du pied. Cette surface s'entend normalement sur un tiers de la largeur de la bande métatarsienne. De plus, les orteils devraient présenter une empreinte au niveau de la pulpe et le pied devrait être aligné selon l'axe reliant le milieu du talon au 2^e orteil [5, 12].

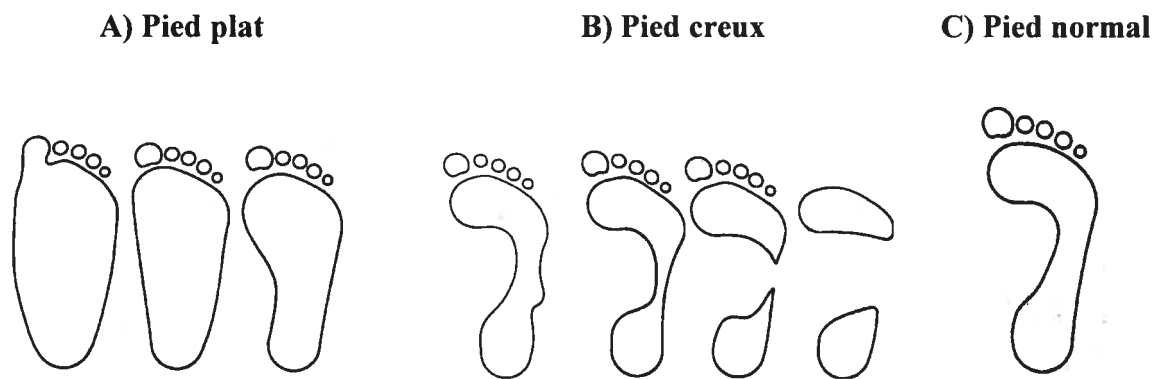


Figure 13 – A) Empreintes du pied plat, B) du pied creux et C) du pied normal [34]

2.2.3. Activité musculaire (EMG)

L'électromyographie (EMG) consiste à capter les potentiels électriques émis par l'activité musculaire et à les amplifier pour l'analyse ou la visualisation. L'EMG permet ainsi de

détecter les muscles actifs lors d'une activité donnée. L'unité motrice (UM) est l'unité fonctionnelle de base des muscles. Elle est constituée par la cellule motrice, son axone, ses ramifications distales (axones), les synapses de même que les fibres musculaires qu'elle innerve. Le taux d'innervation d'une UM définit le nombre de fibres musculaires lui appartenant. Les muscles devant fournir un effort important ou qui sont responsables de la posture sont innervés par des UM à taux d'innervation élevé. Les muscles devant assurer la motricité fine ou discriminative (figure, main) sont activés par beaucoup moins d'UM et leur taux d'innervation est moindre. L'EMG global capté par des électrodes de surface fournit une mesure indirecte de la force générée par les muscles sous-jacents. Si on désire enregistrer l'activité des UM en vue de les analyser individuellement on se sert d'une électrode fine insérée dans le muscle. Par contre, on enregistre plus souvent l'ensemble de l'activité électrique d'un muscle ou d'une partie d'un muscle au moyen d'électrodes de surface collées sur la peau qui donne une idée générale du niveau d'activation de plus grandes surfaces [52, 53].

Au niveau physiologique, lorsque les motoneurones situés dans la corne ventrale de la moelle sont actifs, ils envoient vers les muscles des influx nerveux menant à une contraction musculaire. L'intensité de la contraction dépend de la fréquence des influx nerveux et du nombre d'UM en activité à un moment donné. Inversement, le relâchement musculaire est caractérisé par une réduction de la fréquence de décharge et du nombre d'UM mises en activité. Il est à noter que les motoneurones ne sont pas tous mobilisés en même temps, il existe un phénomène d'alternance. Même pour une contraction musculaire maximale volontaire, environ 60% des motoneurones sont actives, le reste

demeurant en attente pour les relayer. La plus grande contribution du signal détecté provient des fibres musculaires les plus proches des électrodes. À l'intérieur de un ou deux centimètres, les électrodes détectent des signaux provenant d'une profondeur égale à celle de la distance entre celles-ci. Des électrodes rapprochées ont un effet plus sélectif mais une distance minimale doit être respectée pour éviter les shunts électriques sur une peau moite ou de court-circuiter le signal si les électrodes se touchent [52, 53].

Les potentiels EMG mesurés à la surface de la peau sont de l'ordre du microvolt (μV) et leur contenu fréquentiel se situe dans une plage entre 10 et 500 Hz. Les filtres utilisés permettent d'éliminer les basses fréquences, responsables de fluctuations lentes nuisant à la stabilité de l'enregistrement ainsi que les hautes fréquences qui sont absentes de l'EMG de surface. On amplifie le signal par un facteur de 500 à 2000 et on le numérise à une fréquence d'au moins le double de la fréquence présente dans le signal, selon le théorème de Nyquist, afin d'éviter le chevauchement spectral du signal [40].

2.2.4. Imagerie

Parmi les techniques utilisées en podiatrie figure la radiographie qui est un système bien connu et qui permet de mesurer efficacement divers angles du pied. Cette méthode ionisante se limite toutefois à quelques vues étant donné la superposition des os du pied. Le podoscope quant à lui permet d'obtenir des vues du dessous du pied et d'observer l'arche et se limite souvent à des observations de nature qualitative sans trop de mesures quantitatives.

Développé chez CRYOS Technologies Inc., le système Biovizion comprend une caméra et deux tubes fluorescents inclinés placés à hauteur fixe de chaque côté (Figure 14). Des panneaux d'acrylique permettant une réverbération de la lumière des fluorescents assurent un éclairage dont l'intensité et la couleur sont constantes. Le patient se place devant un isoloir en matériel noir mat qui élimine toute réflexion du milieu ambiant. De plus, il se tient sur un plancher noir constitué d'une matière possédant un indice de réflexion connu et permettant que la réflexion de la lumière sur la peau puisse y être réfléchi. Les conditions dans lesquelles les images sont obtenues sont standardisées en terme de hauteur de la caméra, de distance caméra patient, d'angle d'éclairage, d'intensité d'éclairage et du type de lumière utilisée. Il permet d'obtenir des images numériques de qualité tout en étant fiable et il produit des résultats reproductibles [24, 25, 36].



Figure 14 – Système Biovizion [51]

Les images en noir et blanc captées par une caméra numérique sont sauvegardées sur ordinateur avant d'être traitées. Un filtre breveté permet de rehausser les zones les plus lumineuses et code les différents niveaux de gris en couleurs ciblant ainsi des zones d'intérêt (Figure 15). Le système Biovision s'accompagne d'un logiciel permettant aussi de calculer divers angles et longueurs pouvant apporter des informations utiles à ce qui à trait aux déformations mécaniques (Figure 16).

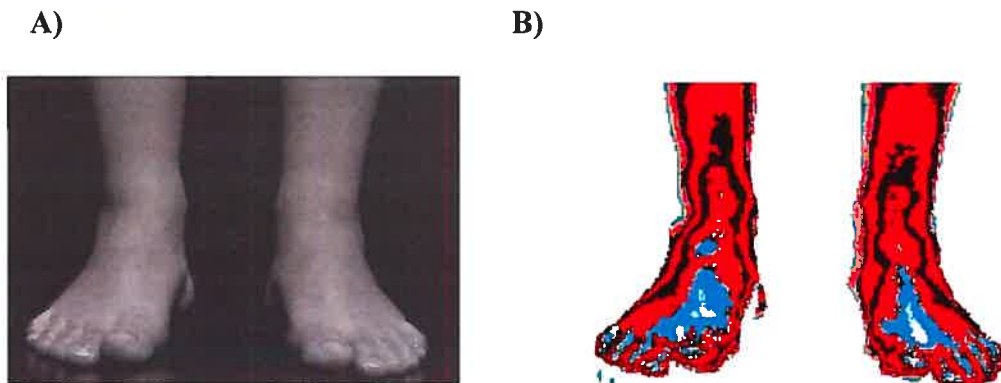


Figure 15 – Code de couleurs Biovision. A) Image originale et B) image filtrée

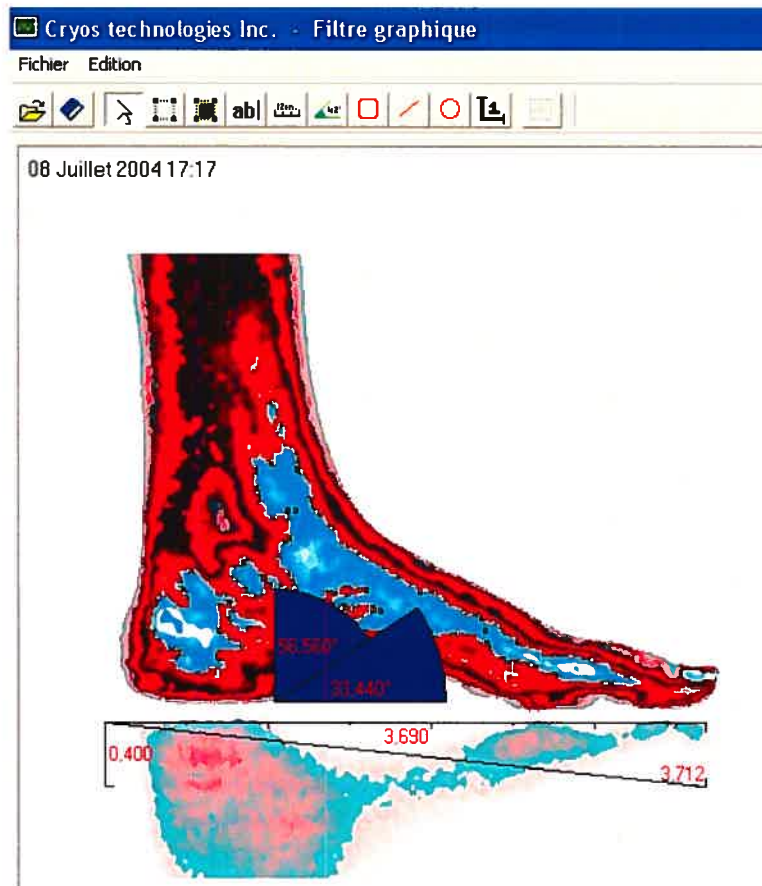


Figure 16 – Module de mesure d'angles et de distances du système Biovizion

Chapitre 3. Méthode

3.1. Mesures de pression

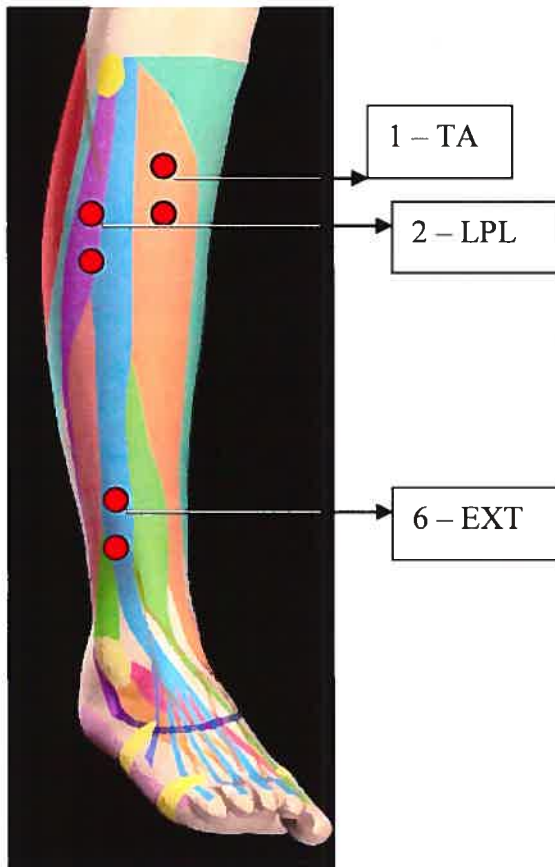
Trois étapes sont imposées pour un bon fonctionnement de l'appareil d'acquisition des mesures de pression (FScan). On place une semelle F-Scan centrée devant la caméra et le patient dépose son pied gauche sur celle-ci en s'assurant de ne pas la déplacer. On place ensuite une balance sous le pied droit du patient, en dehors de la plateforme, en s'assurant que le pied droit est parallèle au pied gauche et qu'une distance équivalente à la largeur des épaules sépare les deux pieds. La deuxième phase consiste en la calibration des semelles d'acquisition alors que le sujet se tient debout sur un pied. La troisième phase correspond à l'enregistrement des pressions sous le pied gauche alors que celui-ci est en charge. Le sujet doit maintenir cette position durant cinq secondes en restant le plus stable possible.

3.2. Mesures de l'activité musculaire

Préalablement à la pose des électrodes, il faut éliminer les impuretés à la surface de la peau (graisse, saleté, peau desquamées) en utilisant de l'alcool et une pâte abrasive, en s'assurant de bien éliminer les restes de pâte. Le rasage des poils et l'application d'un gel électrolytique permettent aussi d'améliorer la qualité du signal capté par les électrodes. De plus, il faut écarter tout ce qui peut produire un champ statique, et éventuellement utiliser des vaporisateurs antistatiques. On doit s'assurer que les électrodes collent bien à

la peau et sont fixées parallèlement aux fibres musculaires dans leur phase de contraction (qui ne coïncide pas forcément avec la position au repos).

A) Face antérieure



B) Face postérieure

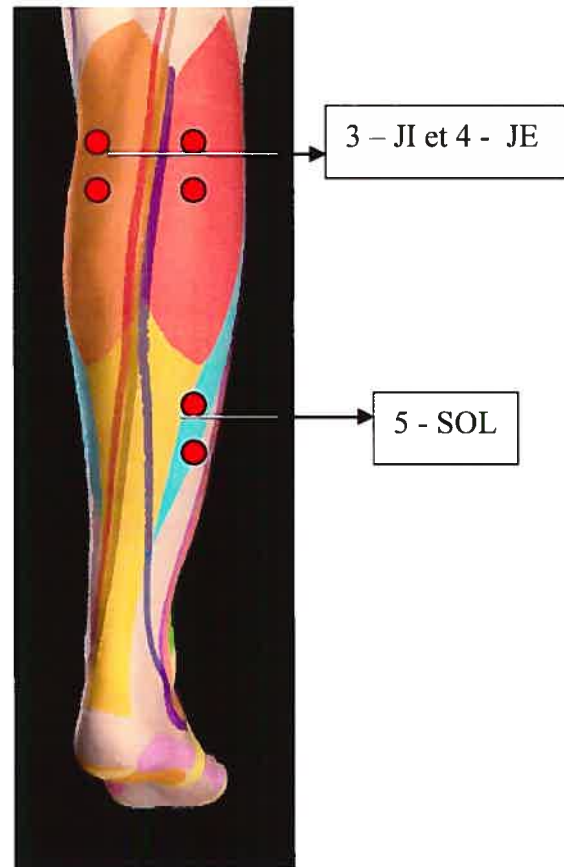


Figure 17 –Emplacement des électrodes [27]

Des électrodes jetables de type Ag/AgCl de marque NuTab modèle A3011 ont été utilisées. Celles-ci sont placés sur six muscles : (TA, LPL, JE, JI, SOL, EXT) au tiers supérieur du point moteur (tiers inférieur pour l'EXT et SOL) (Figure 17). L'acquisition des signaux EMG a été effectuée avec un système de 24 canaux de la compagnie GRASS. Un gain de 2000 et un filtre passe bande de 3 à 1000 Hz (imposée par les limites

de précision du matériel utilisé) ont été appliqués aux signaux qui ont été numérisés en temps réel à une fréquence de 2000 Hz. La Figure 18 présente un exemple des signaux EMG enregistrés pour les 6 muscles lors des acquisitions.

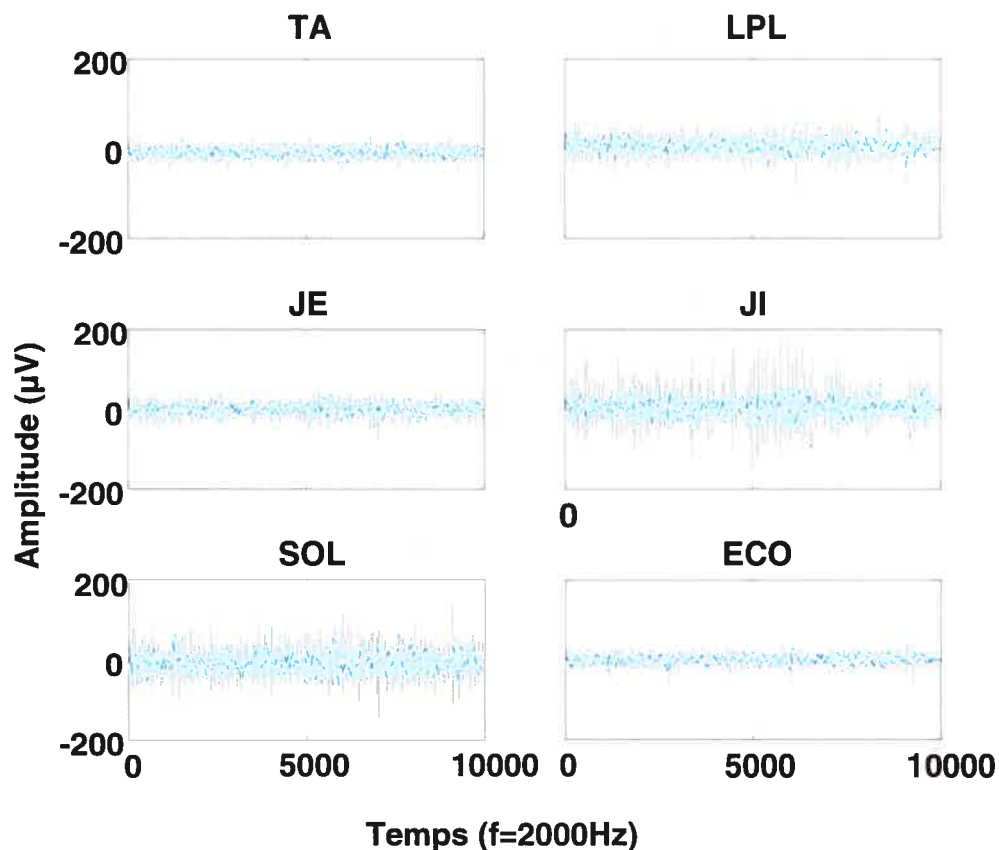


Figure 18 - Signaux EMG enregistrés pour les 6 muscles

3.3. Mesures d'imagerie

Les images ont été acquises au laboratoire d'étude du mouvement situé à l'hôpital Sainte Justine de Montréal. La position, la luminosité et la distance entre le patient et la caméra ont été conservées d'une acquisition à l'autre. Les 30 sujets (masculins et féminins) étaient âgés en moyenne de 24 ± 3.8 ans et pesant entre 141 ± 26.7 lb. Parmi ces sujets

on retrouve : dix pieds creux (PC), dix pieds plats (PP) et dix pieds normaux (PN). Des images ont été acquises alors que nos sujets sont placés dans les différentes positions illustrées à la Figure 19. La Figure 19A présente la position qui sera analysée dans cette étude. Les positions présentées aux Figure 19B, C et D sont acquises afin d'effectuer des mesures anthropométriques et sont conservées dans une base de données.

Les images acquises avec le système Biovizion sont de format JPEG et doivent être converties au format BMP pour être filtrées par un filtre médian suivi d'un filtre érosion. Un rapport d'étude préliminaire [43] sur le filtrage et la segmentation d'images podiatriques a conclu que l'utilisation de certains filtres numériques non linéaires (médian et érosion) permettait d'obtenir de meilleurs contrastes tout en diminuant le bruit de l'image. Le filtre médian permet d'intensifier les contrastes tout en diminuant les imperfections de l'image causées lors de la capture de l'image par la caméra. Le filtre érosion permet, quant à lui, permet de lisser l'image afin d'éliminer les vides dans l'image sans changer l'aire de celle-ci. L'utilisation conjointe de ces deux filtres permet donc d'obtenir une image plus lisse et mieux définie permettant ainsi au filtre Biovizion de fournir de meilleurs résultats. Ces images sont ensuite filtrées par le système Biovizion pour les différents niveaux de gris soient codés avec une couleur particulière. Cette image en couleur doit être convertie au format TIFF pour être analysée avec le logiciel de segmentation SliceOmatic. Des méthodes de segmentation couleur automatiques ont aussi été étudiées [8, 9, 10, 11]. Nous avons retenu la méthode des k-means afin de développer un logiciel de segmentation automatique avec Matlab avec une connaissance à priori du nombre de couleurs contenues dans l'image.

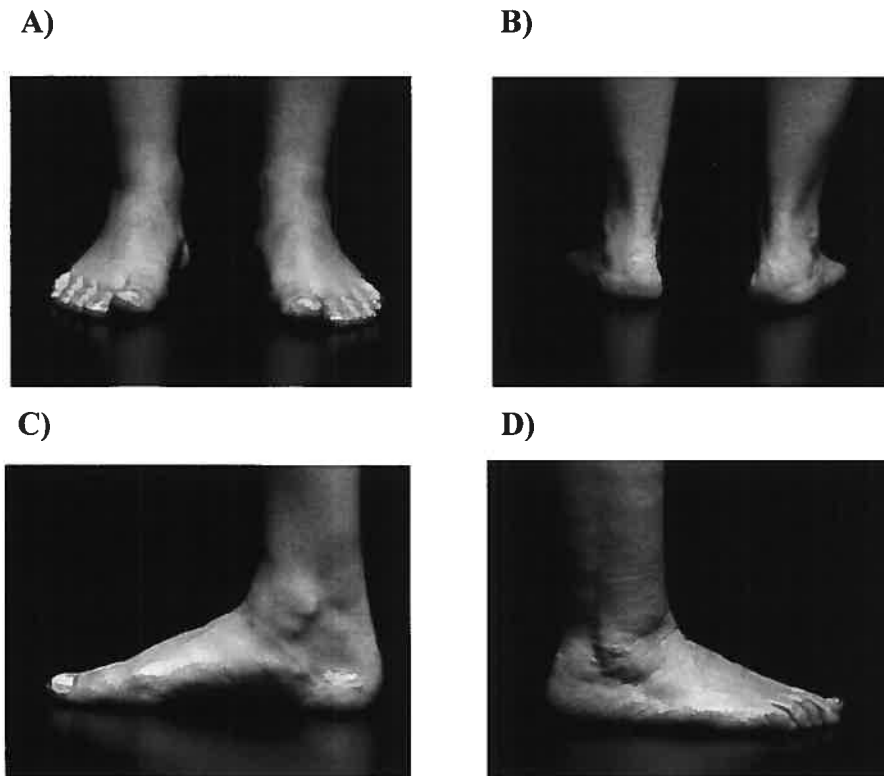


Figure 19 – Prise d’images A) position antéro-postérieure, B) position postéro-antérieure, C) position médiale (pied droit), D) position latérale (pied droit)

La plateforme où se tient le patient est munie de deux lignes horizontales (Figure 20) permettant de s’assurer que le pied gauche soit toujours placé parallèlement à la caméra. Pour les positions antéro-postérieure et postéro-antérieure, la première ligne verticale doit passer entre le deuxième et le troisième orteil. La deuxième ligne horizontale passe, quant à elle, par le sommet de l’arche plantaire (indiquée par la tubérosité du naviculaire). Ceci est aussi valable pour les images latérales et médiales, en s’assurant que le pied est placé perpendiculairement à la caméra et au centre de la plateforme en suivant les lignes directrices. Dans tous les cas, on doit s’assurer que le patient se tient droit et que ses bras sont placés de chaque côté de son corps.

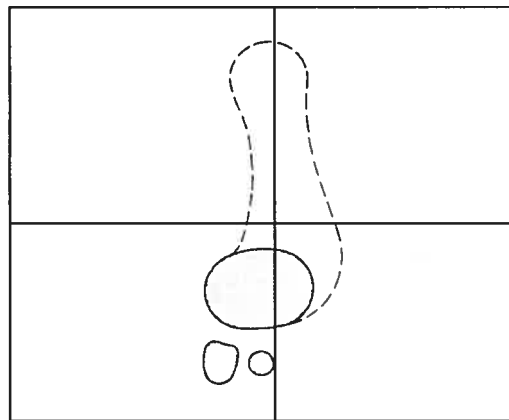


Figure 20 – Schéma du gabarit

3.3.1. Segmentation des images

Nous avons utilisé des logiciels de segmentation afin de mesurer les surfaces couvertes par les différentes couleurs obtenues avec le filtre Biovizion. Celui-ci attribue un code de couleur aux intensités lumineuses, la segmentation nous permet donc de mesurer la variation de ces surfaces lumineuses en fonction de la mis en charge. Le logiciel SliceOmatic de la compagnie Tomovision offre quatre méthodes de segmentation différentes : La segmentation à partir de seuils, la segmentation manuelle, la segmentation par agrandissement de région et la segmentation morphologique. Les trois premières méthodes sont des méthodes manuelles peu appropriées pour l'analyse de nos images. La précision de ces méthodes dépend beaucoup de l'agilité de l'utilisateur à délimiter des zones de couleur souvent de très petite taille à l'aide d'une souris, ce qui donne des résultats variables et peu précis. De plus, le temps de segmentation pour une image en utilisant ces méthodes peut devenir très long dépendant de l'image à segmenter.

La segmentation morphologique, quant à elle, est une méthode semi-automatique. Elle permet de découper automatiquement les différentes zones de couleurs et d'attribuer manuellement un code à chacune des régions. L'utilisateur n'est donc plus responsable du découpage de l'image mais seulement d'attribution d'un code à chaque couleur ce qui permet de diminuer les sources d'erreur potentielles. La segmentation morphologique offrant de bons résultats en un temps acceptable (environ 30 min), nous avons opté d'utiliser cette méthode au cours de nos travaux. La segmentation morphologique offre quatre niveaux de segmentation. Le niveau quatre est initialement utilisé afin de segmenter les couleurs qui sont facilement séparables. Pour augmenter la précision de la segmentation, on réduit le niveau de segmentation ce qui permet d'obtenir plusieurs régions de petite surface permettant d'isoler les couleurs couvrant de plus petites surfaces. On commence donc avec le niveau quatre afin de recouvrir les plus grandes surfaces et on diminue graduellement le niveau pour segmenter les couleurs plus entrelacées. Suite à la segmentation, un outil permettant d'isoler les régions d'intérêt permet d'obtenir les mesures de surfaces des couleurs pour des régions en particulier. Ainsi, on divise la segmentation en trois régions anatomiques : orteils, dessus du pied et jambe et on obtient les mesures de surface pour chacune des couleurs présente dans ces régions. Un soin particulier doit être porté à la segmentation car c'est ici qu'on obtient les données sur lesquelles sera basée notre analyse.

Pour évaluer la qualité de la segmentation, on utilise la variance de la couleur de chaque pixel ($V_x = (\sum n_i (x_i^2) / N) - m_x^2$) à l'intérieur d'un tag donné. Un tag est une couleur attribuée par SliceOmatic (Figure 21) à une zone de l'image. La variance est donc définie

comme étant la différence entre tous les pixels d'un tag et la valeur moyenne de tous les pixels contenus dans un même tag ($V_x = \text{variance du tag } X$, $n_i(x_i^2) = \text{valeur des pixels contenus dans le tag } X$, $N = \text{nombre de pixels du tag } X$, $m_x^2 = \text{valeur moyenne des pixels du tag } X$). À partir des travaux précédents [43], on a choisi 35 comme valeur de variance maximale acceptable afin d'obtenir une segmentation de qualité. Par contre, il existe des images où les couleurs dans une région donnée sont très entrelacées et même avec la segmentation morphologique mathématique la plus agressive (niveau 1) on n'est pas en mesure de séparer ces couleurs. Des variances pouvant aller jusqu'à une valeur de 50 ont donc été acceptées de façon exceptionnelle.

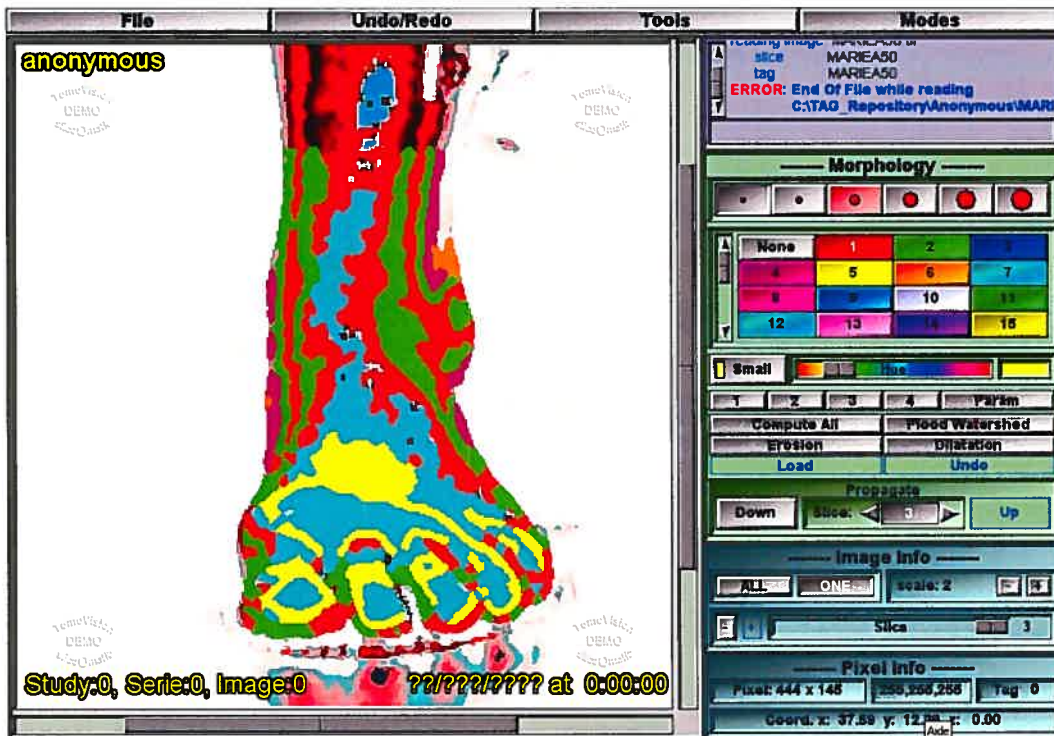


Figure 21 – Vue du logiciel de segmentation SliceOmatic

3.3.2. Segmentation des images avec Matlab

Bien que le logiciel SliceOmatic fournisse de bons résultats, nous avons opté pour la conception d'un logiciel de segmentation plus rapide. La segmentation avec SliceOmatic se fait de manière semi-automatique, c'est-à-dire que le logiciel découpe l'image en morceaux et l'utilisateur décide ensuite dans quelle catégorie les morceaux doivent être classés. Dans notre cas, la segmentation d'une image prenait environ une demi-heure. En raison du nombre élevé d'images à segmenter, nous avons préféré utiliser une segmentation automatique afin d'accélérer le processus.

Nous avons utilisé la méthode des K-means en considérant que le nombre de classes est connu à priori. Cette méthode attribue une étiquette à chaque pixel correspondant à la classe à laquelle il appartient. Cette attribution se fait par l'optimisation d'un critère quadratique calculé à partir des informations des composantes couleurs du pixel. Les composantes couleurs codées à l'origine en RGB (intensité de rouge, vert et bleu) sont converties en L*a*b afin de faire ressortir les critères de luminosité du pixel et les composantes chromatiques. Le système L*a*b permet ainsi de représenter la plus grande variété de couleurs. Après la segmentation de l'image, l'utilisateur n'a plus qu'à sélectionner les régions d'intérêt et le programme donne le nombre de pixels de chaque région pour chacune des couleurs. En se basant sur la surface occupée par un pixel, on calcule la surface recouverte par cette couleur en mm^2 . Ainsi, le logiciel codé en Matlab permet d'obtenir les mêmes résultats qu'avec SliceOmatic en moins de 20 secondes par image. Le code source du programme qui a été développé est présenté à l'annexe 2.

3.4. *Protocole expérimental*

1. L'expérience débute avec une mesure d'activité musculaire au repos. Le sujet est en position assise, les pieds ballants.
2. Mises en charge : les images, les mesures d'EMG et les mesures de pression sont acquises pour des mises en charge de 25, 50, 75, 90 et 100% du poids du sujet réparti sous le pied gauche. La mise en charge sur le pied gauche a été effectuée en mesurant la masse complémentaire nécessaire à cette mise en charge sur le pied droit à l'aide d'une balance. Par exemple, pour un sujet de 100 kg, les charges lues sur la balance seraient :

Tableau 1 – Mise en charge

Charge (%) (pied gauche)	25	50	75	90	100
Poids sur la balance (kg) (pied droit)	75	50	25	10	0

3. Pour chacune des mises en charge, prendre simultanément :
 - a. une image du pied gauche en position antéropostérieure
 - b. une mesure de pression du pied gauche d'une durée de 5s
 - c. une mesure d'EMG de 5s sur les 6 muscles présentés précédemment.
4. Les mesures 3a et 3b sont répétées à trois reprises
5. Après avoir effectuée les mesures à toutes les mises en charge, une mesure de l'activité musculaire au repos est effectuée. Le sujet en position assise, les pieds ballants.
6. Une mesure de l'activité musculaire volontaire maximale est prise pour chacun des muscles en appliquant une résistance maximale au mouvement généré par le muscle d'intérêt

7. Après le débranchement des électrodes, prendre les images pour les positions latérales, postéro antérieures et médiales pour chacune des mises en charge. Pour la position médiale, la balance est placée derrière le patient afin de ne pas nuire à l'acquisition des images.

Chapitre 4. Résultats

4.1. Mesures de pression

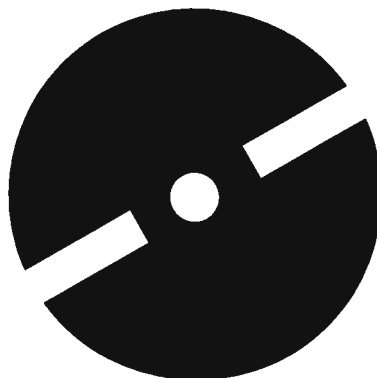
4.1.1. Tests préliminaires

Disposant de nouvelles et d'anciennes semelles de pression, une évaluation de leur sensibilité a été faite à l'aide d'un disque de métal de 5 kg comprenant deux fentes latérales et une ouverture circulaire en son centre (Figure 22A). Alors qu'avec les 14 nouvelles semelles (Figure 22C), un poids additionnel de 10 kg déposé sur le disque était suffisant pour obtenir une empreinte de pression où les fentes latérales étaient visibles (Figure 22B), il a été nécessaire d'utiliser jusqu'à 25 kg avec les 16 anciennes semelles pour arriver au même but. Vu la réduction de la sensibilité des anciennes semelles, il faut s'attendre à ce que les empreintes de pression soient moins réalistes que celles obtenues avec les nouvelles semelles lors de faibles mises en charge (25-50% du poids corporel), et ce d'autant plus si un sujet est de faible poids.

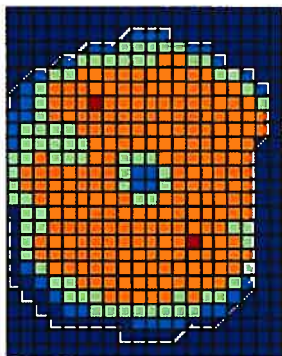
Pour vérifier la reproductibilité des résultats, on a procédé, à l'intérieur de 45 min, à 4 essais avec les nouvelles semelles et avec le disque auquel la masse d'un sujet pesant 90 kg s'est ajouté. Nous avons obtenu comme pression totale captée par les semelles des valeurs variant entre 32404 et 34314 kPa ce qui représente une variation de $\pm 2,7\%$ de la pression exercée par la personne et le disque. On a aussi vérifié l'empreinte d'un sujet obtenue avec une ancienne et une nouvelle semelle. Les résultats sont globalement similaires (Figure 23) sauf dans les régions de l'arche et des orteils où les pressions étant faibles, la vieille semelle n'a pas pu fournir d'indication sur la pression. On a constaté

que d'anciennes semelles non utilisées avaient aussi une sensibilité réduite; de plus, avec les nouvelles semelles, on a observé qu'il y avait aussi diminution de sensibilité des capteurs suite à une dizaine d'essais.

A)



B)



C)



Figure 22 – Tests de reproductibilité : pression A) Forme du disque de métal de 5 kg utilisé pour les tests. B) Distribution de pression obtenue avec une ancienne semelle en ajoutant 10 kg sur le disque de métal, C) même masse mais résultats obtenus avec les nouvelles semelles où on aperçoit le cercle au centre et les deux ouvertures du disque.

4.1.2. Observations des empreintes de pression

Généralement, la distribution de pression obtenue avec les semelles neuves a permis d'identifier si le pied d'un sujet est normal, plat ou creux. En effet, tel qu'illustré à la Figure 24A, le pied normal présente un isthme étroit séparant le talon de l'avant du pied. Quant au pied plat (Figure 24B), vu qu'il y a affaissement de la voûte plantaire, le poids de la personne est réparti sur une plus grande surface et on trouve un maximum de pression qu'au niveau du talon; les zones de pression élevée sont donc moins nombreuses que pour un pied normal. Quant au pied creux, (Figure 24C), vu que la partie centrale du pied ne touche pas le sol, le poids est réparti uniquement au niveau du talon et de l'avant-pied. Ce patron demeure assez constant lors de l'augmentation de la mise en charge car un tel pied ne se déforme que très peu à cause de la rigidité de sa structure osseuse, musculaire et ligamentaire.

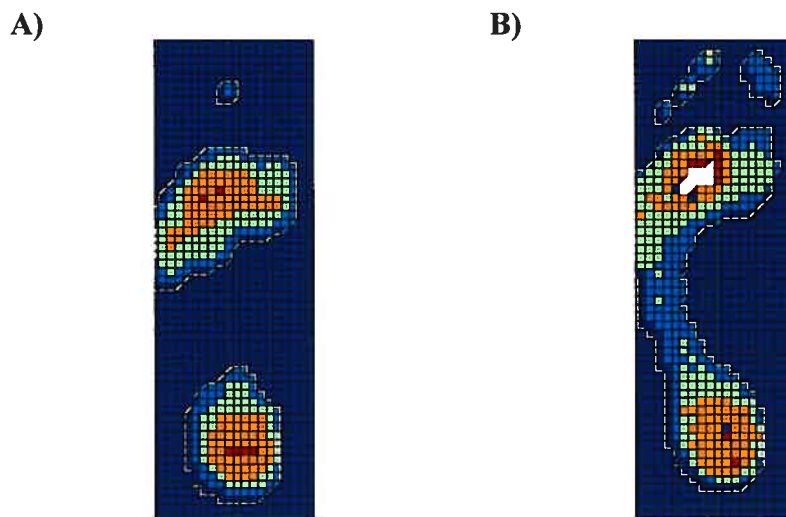


Figure 23- Distributions de pression obtenues pour un sujet de 90 kg lors d'une mise en charge de 50% de sa masse. A) ancienne semelle de pression, B) nouvelle semelle.

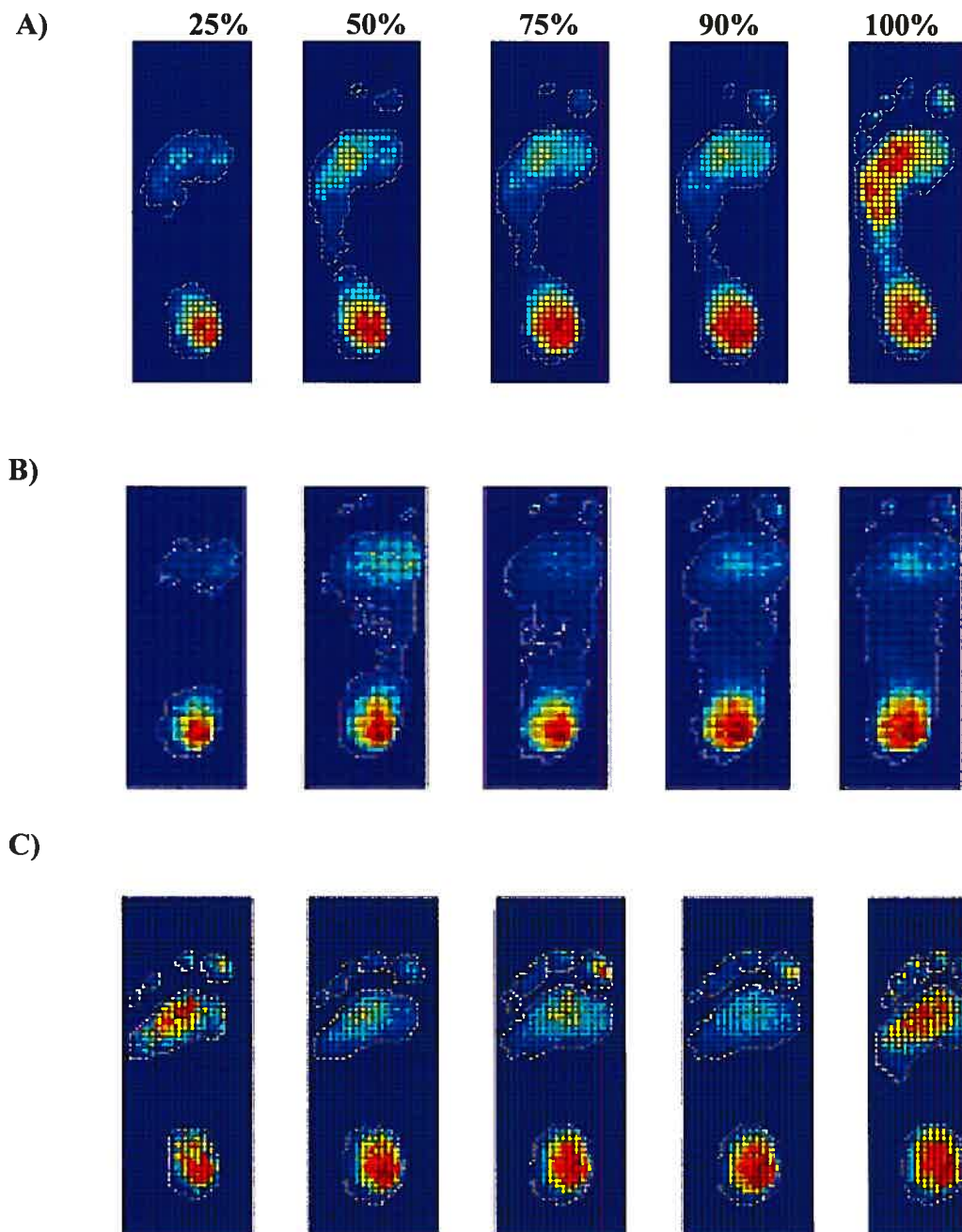


Figure 24 – Empreintes de pression de sujets différents obtenues en variant la mise en charge de 25 à 100% de la masse corporelle du sujet : A) pied normal, B) pied plat et C) pied creux

Lors du recrutement des sujets, une classification de leurs pieds avait été effectuée visuellement par une physiothérapeute (Tableau 2). Toutefois, en se basant sur les empreintes de pression, la situation est sensiblement différente. Quelques sujets analysés avec les anciennes semelles n'ont pas produit l'empreinte caractéristique de la pathologie dans laquelle ils ont été catégorisés. Nous avons remarqué que ces sujets étaient généralement les plus légers leur catégorie.

Tableau 2. Répartition des sujets selon le diagnostic établi par un physiothérapeute et selon les empreintes de pression obtenues soit avec les anciennes ou les nouvelles semelles. Les empreintes correspondant à la classification de la physiothérapeute, sont en gras.

	PN	PP	PC
Physiothérapeute	10	12	11
Empreintes de pression	8	6	6
Anciennes semelles	PN1, PN2, PN3, PN6, PN7, PN8	PP1, PP2, PP3, PP4, PP5, PP6, PP8, PP9	PC1, PC2, PC3, PC4, PC5, PC6, PC7
Nouvelles semelles	PN4, PN5, PN9, PN10	PP7, PP10, PP11, PP12	PC8, PC9, PC10, PC11

Ainsi, chez deux sujets considérés comme normaux par la physiothérapeute, les empreintes de pression ne présentent pas de bande latérale ce qui les associe à un pied légèrement creux. Ceci est associé à leur faible masse (59 et 60 kg) comparativement aux masses variant entre 70 et 86 kg pour les 4 sujets ayant été testés avec des anciennes semelles. Chez les PP, 6 des sujets de cette catégorie n'ont pas fourni l'empreinte de pression attendue car des anciennes semelles avaient été utilisées et le poids de ces sujets se situait parmi les plus faibles du groupe. Sur les 6 empreintes, 4 présentaient des zones

de pressions dispersées ne correspondant pas à ce qui était attendu tel qu'illustré à la Figure 25. Cette dispersion des points de pression pourrait être attribuable au vieillissement qui n'affecterait pas également la sensibilité des capteurs utilisés dans des semelles.

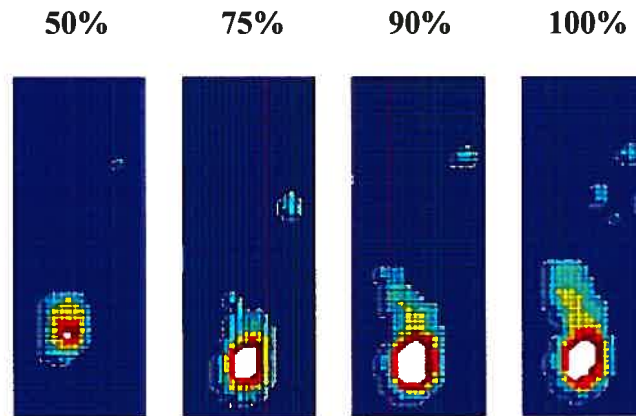


Figure 25 –Empreintes d'un PP capté par une ancienne semelle produisant des pressions dispersées pour la région du devant du pied et des orteils lors de quatre mises en charge.

Pour les PC, les empreintes étaient souvent nulle à 25%, mauvaises à 50% mais à des niveaux plus élevés, les résultats se rapprochaient des résultats attendus. Si à une mise en charge de 75% une présence de pression était détectée au niveau du devant du pied, le sujet était considéré comme bien classifié sinon il y avait discordance avec l'avis de la physiothérapeute. En procédant ainsi, on a trouvé 5 sujets dont les empreintes ne correspondaient pas à la classification de la physiothérapeute. Ici encore il s'agit de sujets de masses relativement faible (entre 54 et 59 kg) et avec qui des anciennes semelles ont été utilisées. Avec les anciennes semelles, la masse moyenne de tous les sujets classifiés en accord avec la physiothérapeute était de $74 \pm 8,9$ kg alors que celui des sujets en

désaccord avec la physiothérapeute était de $59 \pm 3,5$ kg. Avec les semelles neuves, toutes les acquisitions faites avec les 12 sujets ont données des empreintes correspondant à la classification de la physiothérapeute. Faute de temps et de disponibilité des sujets, les acquisitions réalisées avec les anciennes semelles n'ont pu être reprises en se servant des nouvelles semelles. La classification de la physiothérapeute est celle qui a été considérée comme étant la réalité dans les études qui suivent sur l'EMG et la réflectivité de la peau.

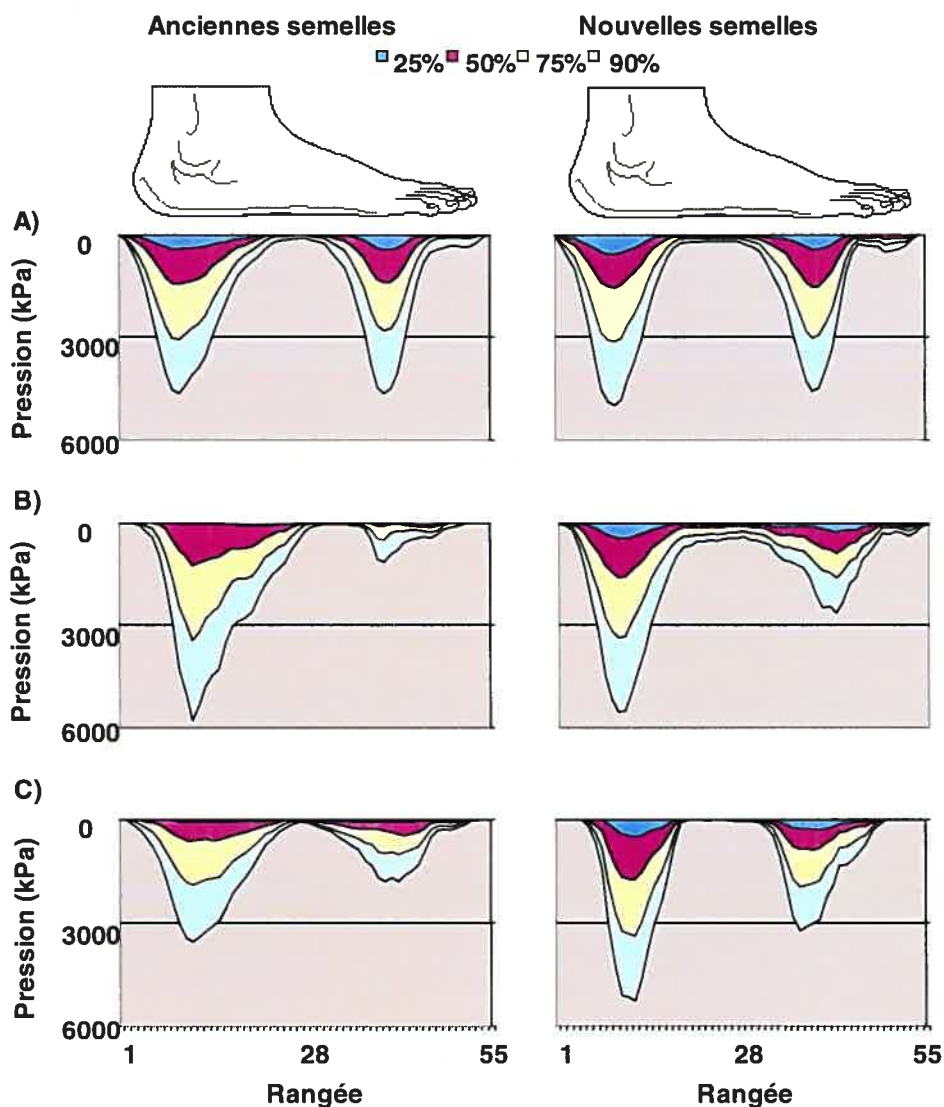


Figure 26 – Pression moyenne le long du pied selon diverses mises en charge. A) pieds normaux B) pieds plats C) pied creux.

4.1.3. Influence de la charge sur la pression

En dépit d'une sensibilité réduite des anciennes semelles, les différences avec les nouvelles semelles ne sont pas apparues considérables lorsqu'on considère le profil de la distribution de pression le long du pied. Ce profil a été obtenu en faisant, pour chaque rangée de la semelle la somme de la pression enregistrée par chaque capteur dans une rangée et une moyenne pour chaque rangée de tous les sujets PN, PP et PC a été faite. Pour ces mesures on s'est assuré de placer tous les sujets sur une position standardisée sur la semelle et on a tenu compte qu'une ancienne ou une nouvelle semelle avait été utilisée. Tel qu'illustré à la Figure 26, les différences entre semelles se retrouvent essentiellement au niveau de l'amplitude de la pression qui est plus grande avec les nouvelles semelles surtout pour la zone du devant du pied. Les différences au niveau de l'alignement des graphiques s'explique par les différences de longueur du pied des sujets qui variait entre 23,4 à 27,9 cm pour les PN, de 20,3 à 26,4 cm pour les PP et de 18,3 à 23,9 cm pour les PC. Pour ce qui est de la zone du talon, les résultats sont sensiblement les mêmes pour les anciennes et nouvelles semelles. Pour les PN, ceci s'explique par le faible nombre de sujets acquis avec des anciennes semelles ne correspondant pas à la classification et pour lesquels le poids était relativement élevé. Pour ces sujets, nous nous sommes aperçus que les semelles n'ont pas détecté la bande latérale caractéristique du PN ce qui résulte de la mauvaise sensibilité de ces semelles. Pour les PP, la haute pression enregistrée au niveau du talon avec les anciennes semelles s'explique par le fait que celles-ci ont détecté la pression majoritairement au niveau du talon et une pression dispersée au niveau du devant du pied (voir Figure 25). Pour ce qui est des PC, tous les

sujets acquis avec les anciennes semelles étaient des femmes ayant une faible masse (57 ± 1.9 kg), ce qui explique le peu de pression captée par les semelles.

En ce qui concerne les distributions de pression des PN, la pression se distribue essentiellement sous le talon et sur l'avant du pied et varie selon la mise en charge: une pression maximale d'environ 4500 kPa se trouve sous le devant du pied et sous le talon alors que sous les orteils et l'arche, la pression ne dépasse pas les 200 kPa avec les nouvelles semelles. Pour les PP, on trouve dans la région du devant du pied des valeurs de pression pouvant atteindre environ 2500 kPa avec les nouvelles semelles (moins de 1000 kPa avec les anciennes), ce qui est deux fois moindre que pour les PN. Pour les PP, cette réduction de pression est compensée par une pression au niveau de l'arche qui est en contact avec le sol. Cette pression est d'environ 500 kPa avec les nouvelles semelles et de 200 kPa avec les anciennes. Cette pression est de deux à trois fois supérieure à celle obtenue pour les PN.

Avec les nouvelles semelles, la pression au niveau des orteils des PC peut atteindre les 1000 kPa et elle est distribuée plus près des métatarses et du devant du pied que pour les autres catégories de pieds; ceci est probablement dû à la présence d'orteils en griffe, caractéristique souvent associée au pied creux. Au niveau de l'arche des PC, on n'enregistre aucune pression avec les nouvelles semelles mais au niveau du talon, une pression similaire à celle enregistrée pour les PN et les PP a été obtenue. Les anciennes semelles enregistrent quant à elles peu de pression au niveau du devant du pied et du talon des PC. Aussi, la région de l'arche des PC obtenue avec les anciennes semelles

n'est pas aussi bien délimitée et présente plus de pression aux abords du talon et du devant du pied. Ceci est dû au faible poids et à la petite pointure des pieds de ces sujets ayant été acquis avec les anciennes semelles ce qui diminue la zone de l'arche. De plus un des sujets (PC5) présentait légèrement plus de pression que la moyenne des autres PC ce qui vient fausser les résultats. Nous croyons que pour ce sujet, la sévérité de la pathologie était relativement moins sévère que pour les autres sujets ayant été analysés avec les anciennes semelles.

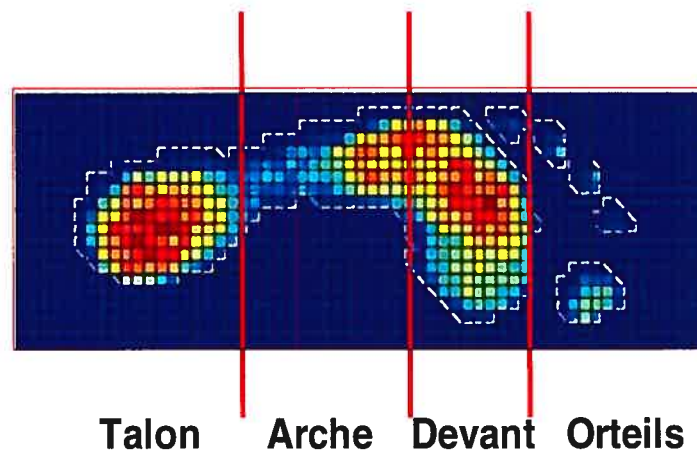


Figure 27 – Repères anatomiques utilisés pour délimiter les 4 zones du pied

Nous avons aussi calculé la pression dans 4 régions du pied (Figure 27) qui ont été délimitées en se servant de la base avant du calcanéum pour le talon, de la base des métatarsiens pour l'arche et de l'extrémité de ces derniers pour le devant du pied. Dans chacune de ces régions, la somme des pressions a été calculée et exprimée en pourcentage de la pression totale captée sous chaque pied. Pour les régions des orteils et de l'arche, les résultats obtenus avec les anciennes semelles n'ont pas été présentés car on ne pouvait y obtenir des résultats consistants sous de faibles charges.

Comme on peut le voir au Tableau 3, la pression obtenue au niveau du talon des PP avec les anciennes semelles est beaucoup plus grande que celle enregistrée pour les PN ou les PC. Cette situation est attribuable au fait que les anciennes semelles ne sont pas sensibles aux faibles pressions qui se trouvent au niveau de l'arche, du devant du pied et des orteils; on se retrouve donc avec la majorité de la pression au niveau du talon. Avec les nouvelles semelles, la répartition de la pression est plus réaliste. Ainsi pour les PP, la pression au niveau du talon n'est qu'environ 10% supérieure à celle observée pour les PC et PN. Avec les anciennes semelles, la pression sur le devant du pied des PN est supérieure à celle des PC et PP alors qu'avec les nouvelles semelles, les différences sont moins importantes entre les 3 groupes de sujets. Pour les PP, la faible pression sous le devant du pied semble résulter du transfert d'une partie de la pression vers l'arche du pied. En effet, la pression au niveau de l'arche pour les PP est presque 10 fois plus importante que pour les PN et alors que ce facteur est encore plus important pour les PC. Au niveau des orteils la pression est plus grande pour les PC tel qu'attendu.

Tableau 3 - Pression relative (en % de la pression totale) pour une mise en charge de 25 et de 90% selon que les semelles étaient anciennes ou nouvelles (n.d: non disponible).

	Anciennes semelles			Nouvelles semelles		
	PN	PP	PC	PN	PP	PC
Talon	44.8 – 58.1	84.9 – 90.6	55.1 – 63.3	47.4 – 52.2	59 – 63.3	47.4 – 52.6
Devant	32.9 – 44.1	2 – 11.7	23.1 – 28.8	40.7 – 46.5	23.7 – 29.9	34.1 – 40.6
Arche	n.d.	n.d.	n.d.	0.3 – 2.2	7.2 – 11.3	0 – 0.7
Orteils	n.d.	n.d.	n.d.	0.3 – 4.5	1.9 - 5.7	2.3 – 3.5

4.2. Mesures de l'activité musculaire

4.2.1. Tests préliminaires

Pour chacun des 6 muscles de la jambe qui étaient sous étude, on a calculé la valeur RMS lors des mises en charge variant de 25 à 90% du poids corporel de chaque sujet. La valeur RMS a été calculée sur des fenêtres de 1000Hz (0.5s) sur toute la longueur du signal. La valeur RMS totale du signal a ensuite été obtenue à partir de ces fenêtres (Figure 28). Nous avons ensuite calculé la moyenne des valeurs RMS des trois acquisitions pour chacun des muscles chez les sujets dans les catégories du PN, PP et du PC.

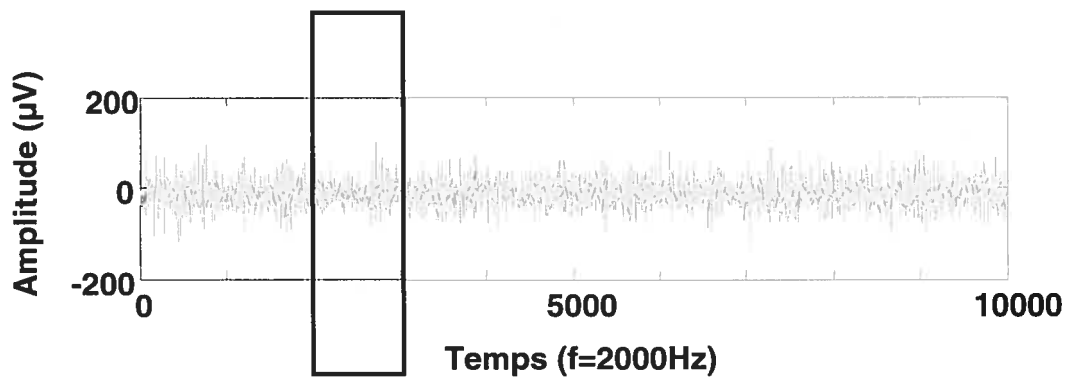


Figure 28 - Calcul du RMS

Nous avons voulu tester la reproductibilité des résultats EMG lors de l'accroissement des charges appliquées sur le pied. La stabilité des résultats obtenus a été vérifiée chez un sujet avec un pied normal pour lequel quatre séances d'enregistrement ont été réalisées à différents moments d'une même journée. Les résultats obtenus sont présentés à la Figure 29. On y voit que l'amplitude RMS de tous les signaux EMG captés augmentent avec la charge appliquée et que les écarts-types varient entre 1 et 3% sauf pour les mises en

charge de 100% où ils sont trois fois plus grands. Ceci découle du fait que le sujet ne se tient alors que sur une seule jambe et que son équilibre est plus précaire pour les autres mises en charges où l'autre pied repose sur le sol.

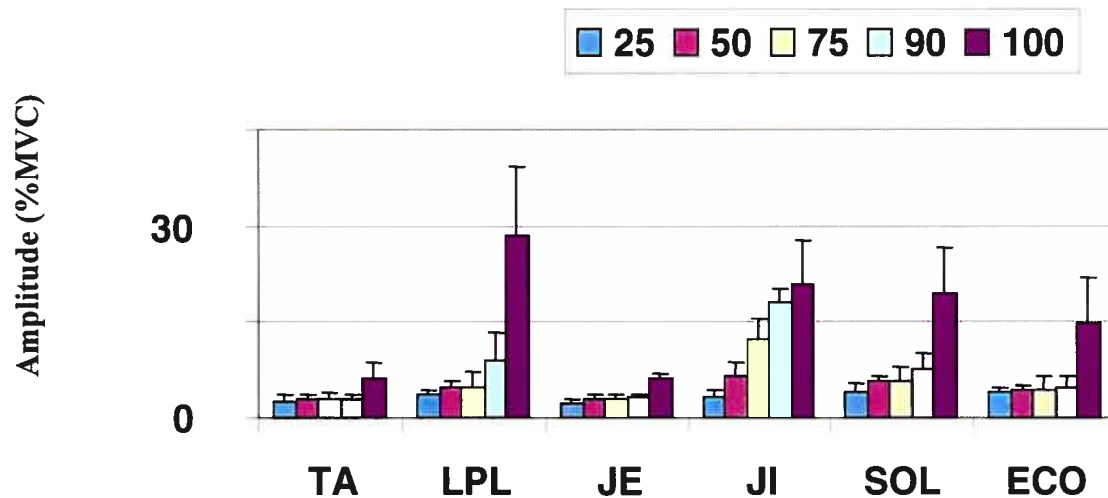


Figure 29 – Moyenne (\pm écart-type) de 4 mesures effectuées au cours d'une même journée pour des mises en charge allant de 25 à 100% du poids corporel du sujet.

4.2.2. Observations de l'activité musculaire

Les résultats généraux obtenus pour l'EMG pour chacune des catégories (PN, PP, PC) sont présentés à la Figure 30. On observe une augmentation de l'amplitude de l'EMG en fonction de la charge appliquée. L'augmentation est plus grande pour les PN que pour les pieds pathologiques. Dans le cas des PP et des PC, il semblerait que le TA ne semble pas accroître son activité en fonction des mises en charge. Quant aux écarts-types, ils sont assez importants dans les trois catégories et ils ont tendance à augmenter en fonction de

la mise en charge. Ces écarts-type sont importants car l'amplitude des signaux EMG varient appréciablement d'un sujet à un autre dans une même catégorie. Toutefois, pour un sujet donné, l'écart type obtenu sur trois mesures se situe généralement entre 1 et 5% seulement.

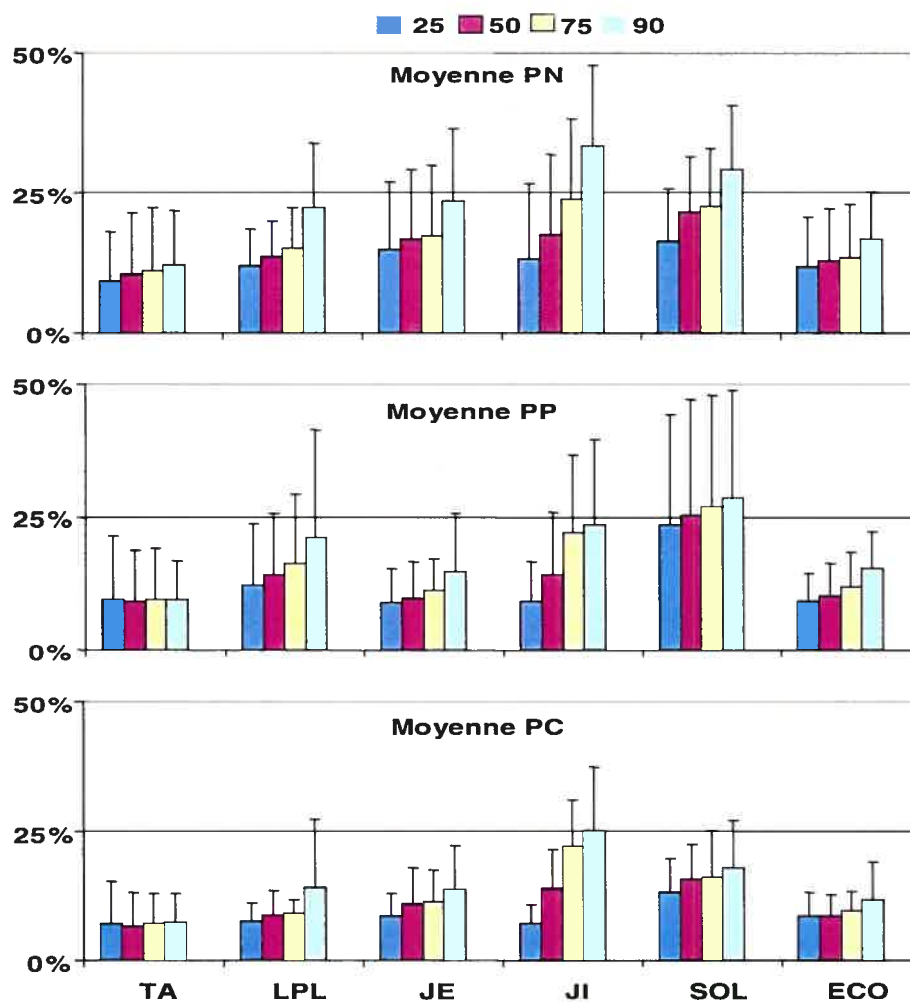


Figure 30 – Activité musculaire normalisée par rapport à une contraction maximale volontaire (CMV). TA: Tibial antérieur. LPL: Long péronier antérieur; JE: Jumeau externe; JI: Jumeau interne; SOL: Soléaire; ECO: Extenseur commun des orteils.

4.2.3. Influence de la charge sur la l'activité musculaire

La pente associée à l'augmentation de l'activité EMG (% CMV / % de la charge) a été calculée pour chaque muscle (Figure 31) selon leur catégorie. Cette pente est généralement sous la valeur de 15 sauf pour le JI de la catégorie PC où une pente d'environ 40 a alors été observée.

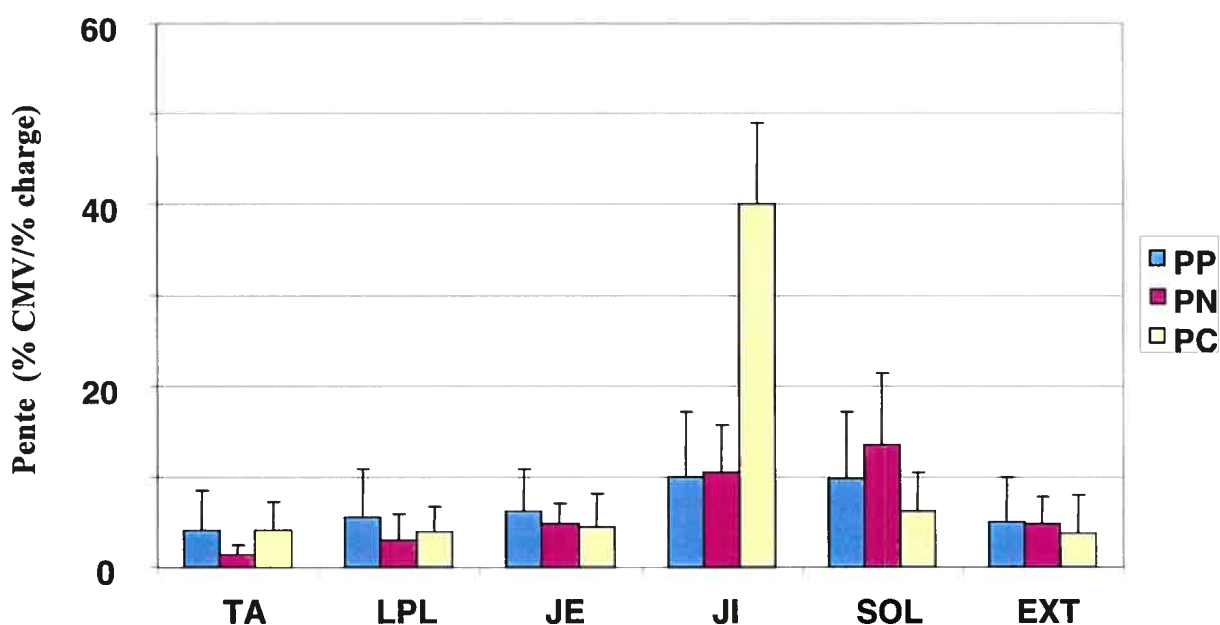


Figure 31 – Pente moyenne (\pm écart-type) d'augmentation de l'activité musculaire en fonction de la mise en charge selon la catégorie de pied

Nous avons aussi observé que les patrons d'activation des muscles fléchisseurs (TA, LPL, ECO) et extenseurs (JE, JI, SOL) variaient dans une même catégorie (Figure 32). Chez PN5, PN6, PN7 et PN8, l'activité musculaire est répartie également entre les fléchisseurs et les extenseurs tel qu'illustré par PN7 à la Figure 32A. Par contre, chez les

sujets PN1, PN4 et PN10, l'activité musculaire, l'activité musculaire des fléchisseurs est moins importante que celle des extenseurs Figure 32B). PN2 et PN3 n'ont pas donnée de bons résultats et PN9 est un cas d'exception pour lequel l'activité musculaire des fléchisseurs est supérieure à celle des extenseurs. De plus, tous les PN présentent une diminution de l'activité musculaire de leurs fléchisseurs en faveur d'une hausse de l'activité musculaire des extenseurs lors de l'augmentation de la mise en charge.

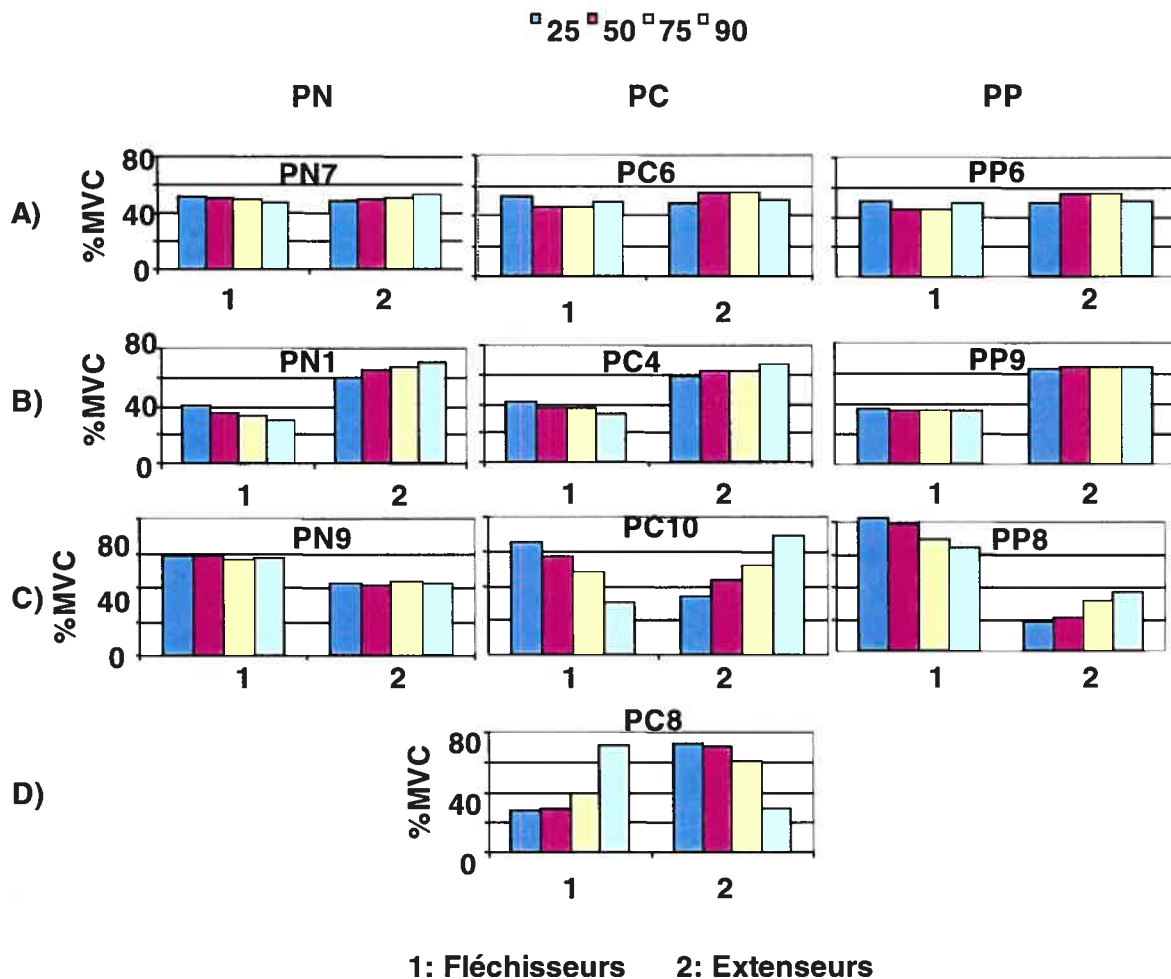


Figure 32 – Quatre catégories de patrons d'activation musculaire en fonction du %MVC. A) activité également répartie entre fléchisseurs et extenseurs. B) faible activité des fléchisseurs. C) diminution des fléchisseurs et augmentation des extenseurs, D) cas d'exception où il y a augmentation des fléchisseurs

Les PC, quant à eux, présentent des comportements plus diversifiés que les PN. Seuls PC6 et PC7 ont une activité musculaire assez également répartie entre fléchisseurs et extenseurs (Figure 32A) i.e. entre 40 et 60% de l'activité musculaire totale générée par les six muscles. Les sujets PC3 et PC4 (Figure 32B) font partie du groupe fournissant peu d'activité musculaire au niveau des fléchisseurs par rapport aux extenseurs invariablement de la mise en charge. Chez un autre groupe, dont PC1, PC2, PC5, PC9 et PC10, on observe une diminution de l'activité musculaire des fléchisseurs ainsi qu'une augmentation de l'activité musculaire des extenseurs en fonction de la mise en charge, l'activité musculaire pour ces sujets varie entre 35 et 65% (PC10, Figure 32C). Un seul cas d'exception a été noté avec PC8 pour qui l'activité des fléchisseurs augmente au détriment des extenseurs (Figure 32D). On peut aussi diviser les PP selon trois catégories. Les sujets PP1, PP2, PP4 et PP6 représentent des cas stables (PP6, Figure 32A) alors que pour PP5, PP7, PP9 et PP10 on trouve une activité musculaire plus importante au niveau des extenseurs (Figure 32B) qui fournissent jusqu'à 80% de l'effort total généré par les six muscles. Quant à PP3, PP8 et PP11, l'activité musculaire est plus importante au niveau des fléchisseurs (PP8, Figure 32C) lesquels exercent jusqu'à 80% du travail. On observe également une diminution de l'activité des fléchisseurs et une augmentation de l'activité des extenseurs. Toutefois, cette variation est moins visible chez les PP que chez les PC et les PN.

4.3. Mesures de réflexions lumineuses

4.3.1. Logiciels de segmentation

La segmentation des images a été initialement faite avec un logiciel commercial (SliceOmatic de TomoVision, Inc, Montréal) mais nous avons trouvé plus simple par la suite de développer avec Matlab, un programme spécifiquement adapté à la segmentation de nos images. Pour valider notre programme, des images test (Figure 33A et B) pour lesquels les aires sont connues ont été analysées avec SliceOmatic et avec notre programme Matlab. Nous avons ensuite comparé les résultats obtenus (Figure 33C avec nos deux logiciels. Dans le cas de la figure du labyrinthe, on remarque que les deux logiciels ont bien calculé les surfaces des régions rouges et bleues et noires. Les différences varient entre 0 et 2% de la surface connue pour sliceOmatic et entre 0 et 6% pour Matlab. Par contre, sliceOmatic n'a pas donné une bonne approximation de la surface de la région noire. Les différences ont été de l'ordre de 26% pour sliceOmatic tandis que Matlab a segmenté cette région avec une erreur de l'ordre de 3%. Le temps de segmentation a été d'environ 60s pour Matlab et sliceOmatic. Dans le cas de la figure des carrés, nous observons que le rouge, le bleu et le blanc sont sous segmentés avec des erreurs variant entre 8 et 10% pour sliceOmatic et entre 5 et 6% pour Matlab. En ce qui concerne le noir, elle a été sursegmentée et les erreurs sont de 3% pour SliceOmatic et de 1% pour Matlab. Le temps de segmentation a été de 25s pour Matlab et d'environ 2 min pour SliceOmatic. Il est à noter que le temps de segmentation peut être variable avec sliceOmatic étant donné qu'il s'agit d'une méthode semi manuelle. Pour des résultats plus précis, il faut compter beaucoup plus de temps de segmentation afin de tenir compte

des quelques pixels ayant échappé à l'attention de l'utilisateur. Notre programme, quant à lui, fournit des résultats et des temps de segmentation constants.

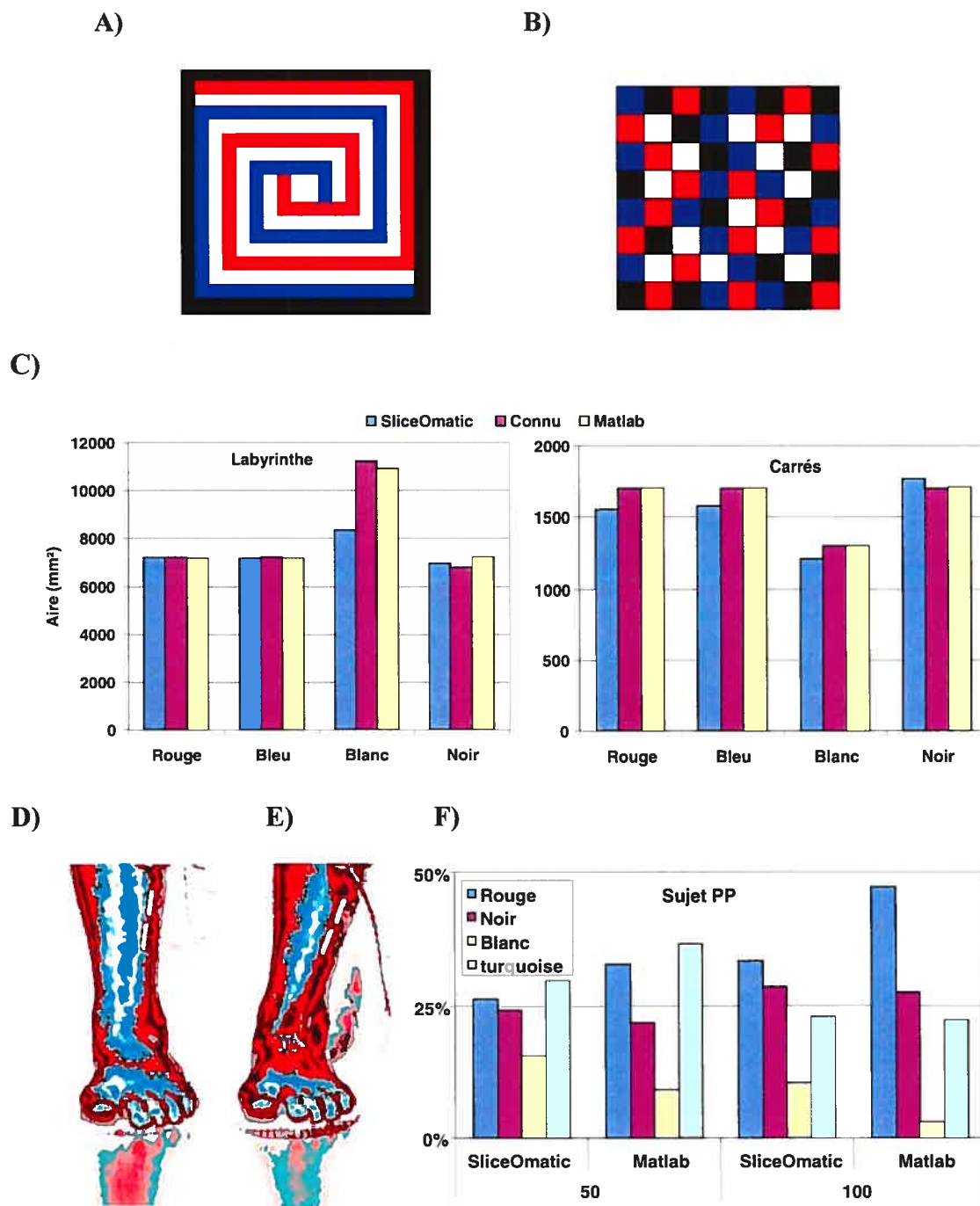


Figure 33 – Tests de comparaison de segmentation A) et B) Images de test utilisés, C) résultats des tests D) image à une mise en charge de 50%, E) image à une mise en charge de 100%, F) résultats obtenus

La comparaison a aussi été faite avec une image du pied d'un de nos sujets. Nous avons segmenté des images obtenues à deux mises en charges différentes chez ce sujet et normalisé les surfaces couvertes par chacune des couleurs par rapport à la surface totale couverte par le patron de couleur.

On observe (Figure 33 C et D) que les surfaces en rouge, noir, blanc et turquoise suivent un patron semblable qu'ils soient obtenus avec Matlab ou avec SliceOmatic. Par contre, une différence entre les résultats obtenus avec SliceOmatic et Matlab est notable. À une mise en charge de 50%, une différence de 7% a été obtenue entre le rouge et le turquoise selon que notre programme ou SliceOmatic était utilisé. À une mise en charge de 100%, cette différence atteint 14% pour le rouge et 7% pour le blanc.

Il est à mentionner qu'avec SliceOmatic, on a des difficultés avec la segmentation des couleurs lorsqu'elles sont fortement entrelacées comme à la Figure 34. Dans ces cas, on doit utiliser un seul code de couleur par région ce qui force une couleur à être surreprésentée au détriment d'une autre. C'est le cas sur la Figure 34, pour le rouge et le noir qui existent au sein d'une même région, laquelle ne peut être représentée qu'avec une seule couleur alors qu'il y a deux couleurs dans la réalité. Notre programme tient compte de cette situation ce qui explique les différences obtenues entre les deux approches (Figure 33). De plus, le temps de segmentation obtenu avec le logiciel écrit sous matlab pour les images podiatriques était de l'ordre de 30s. Vu la rapidité et la fiabilité de segmentation de notre programme, nous avons opté de l'utiliser afin d'effectuer la segmentation de nos images.

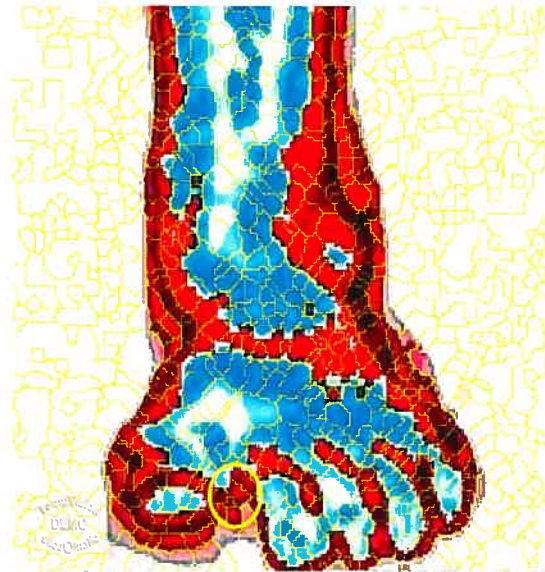


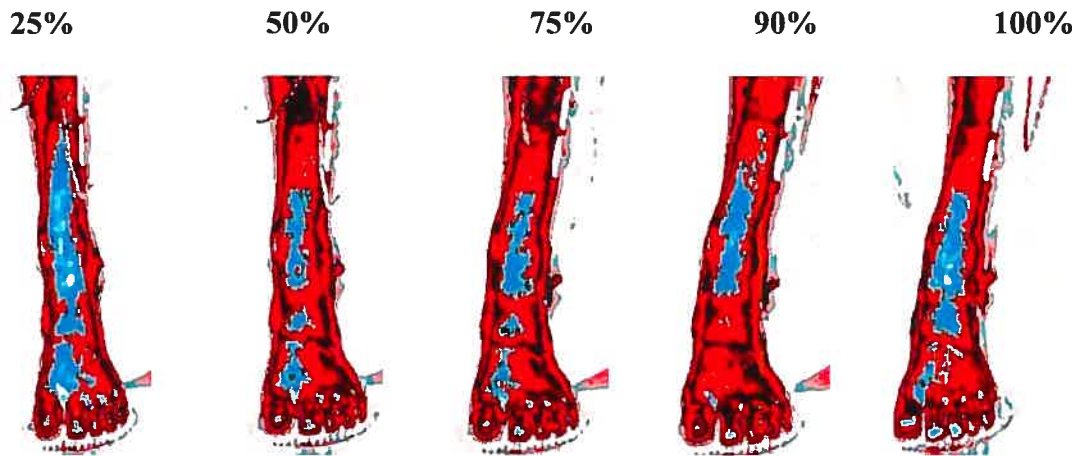
Figure 34 – Segmentation morphologique niveau 1.

4.3.2. Tests préliminaires

La reproductibilité et la fiabilité des images obtenues avec le système Biovizion ayant déjà été démontrée [24, 25], nous avons seulement évalué l'effet du déplacement de la jambe de l'intérieur vers l'extérieur. Ce mouvement a été observé chez tous les sujets lors de la mise en charge et il varie d'environ $\pm 15^\circ$ par rapport à l'axe vertical (Figure 35). Ce mouvement latéral a été appliqué sur un pied mannequin et l'effet du déplacement sur la répartition des couleurs sur les images a été étudié. Cinq niveaux de luminosité différents permettant d'obtenir des images visibles ni trop sombres ni trop claires ont été utilisées (50, 75, 85, 100, 125 sur une échelle de luminosité relative où 127 est la valeur maximale). Au niveau central de la jambe on observe (Figure 35B), que le mouvement

influence les couleurs réfléchies. Ainsi, la couleur turquoise est remplacée par des teintes de bleu et de rose lorsqu'on bascule le pied. Au niveau du pied même, la différence est beaucoup plus subtile car les couleurs changent peu sauf que la bande noire située sur la partie gauche du pied est plus mince lorsque le pied est balancé vers la gauche.

A)



B)

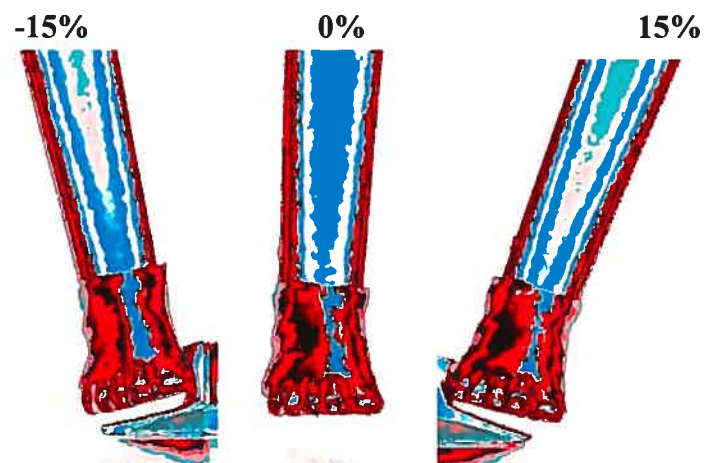


Figure 35 – A) Mouvement vertical de la jambe d'un sujet observé lors de la mise en charge entre 25% et 100% du poids corporel, B) Simulation du mouvement latéral sur un pied mannequin, luminosité de 85/ 127

Pour la région du pied et de la jambe, la surface occupée par chacune des couleurs a été normalisée par rapport à la surface totale du pied et de la jambe. Pour le pied, les surfaces occupées en rouge et en noir tendent à diminuer avec l'augmentation de la luminosité (Figure 36B) alors que l'inverse est observé pour les surfaces en blanc et turquoise. Lors d'un mouvement vers la gauche ou vers la droite, on observe que la surface couverte par le rouge tend à diminuer mais alors que celle en noir est stable sauf qu'elle tend aussi à diminuer à partir d'une luminosité de 100. Les surfaces en blanc et en turquoise semblent quant à elles augmenter légèrement avec le mouvement. Toutes ces différences sont toutefois inférieures à 5%, et ce pour toutes les couleurs dans tous les cas de luminosité. On a donc considéré que le mouvement du pied lors des mises en charge a une influence négligeable sur la surface occupée par une couleur.

L'effet du déplacement sur la jambe donne des résultats beaucoup plus variables lors d'un mouvement vers la droite ou vers la gauche (Figure 36A). Comme pour la région du pied, la surface couverte par le rouge diminue en fonction de la luminosité alors que la surface en turquoise augmente. Les surfaces en noir et en blanc varient indépendamment de la luminosité. Cependant, les mouvements vers la droite et vers la gauche semblent avoir une grande importance sur les surfaces en rouge, en noir, en blanc et en turquoise, que ce soit à une faible ou haute luminosité. Des différences de surface pouvant atteindre 18% ont été enregistrées lors d'un mouvement vers la gauche ou vers la droite par rapport à la position centrale. La direction du mouvement ne semble pas être la cause de ces variations lumineuses mais plutôt l'inclinaison de la jambe par rapport à l'horizontal.

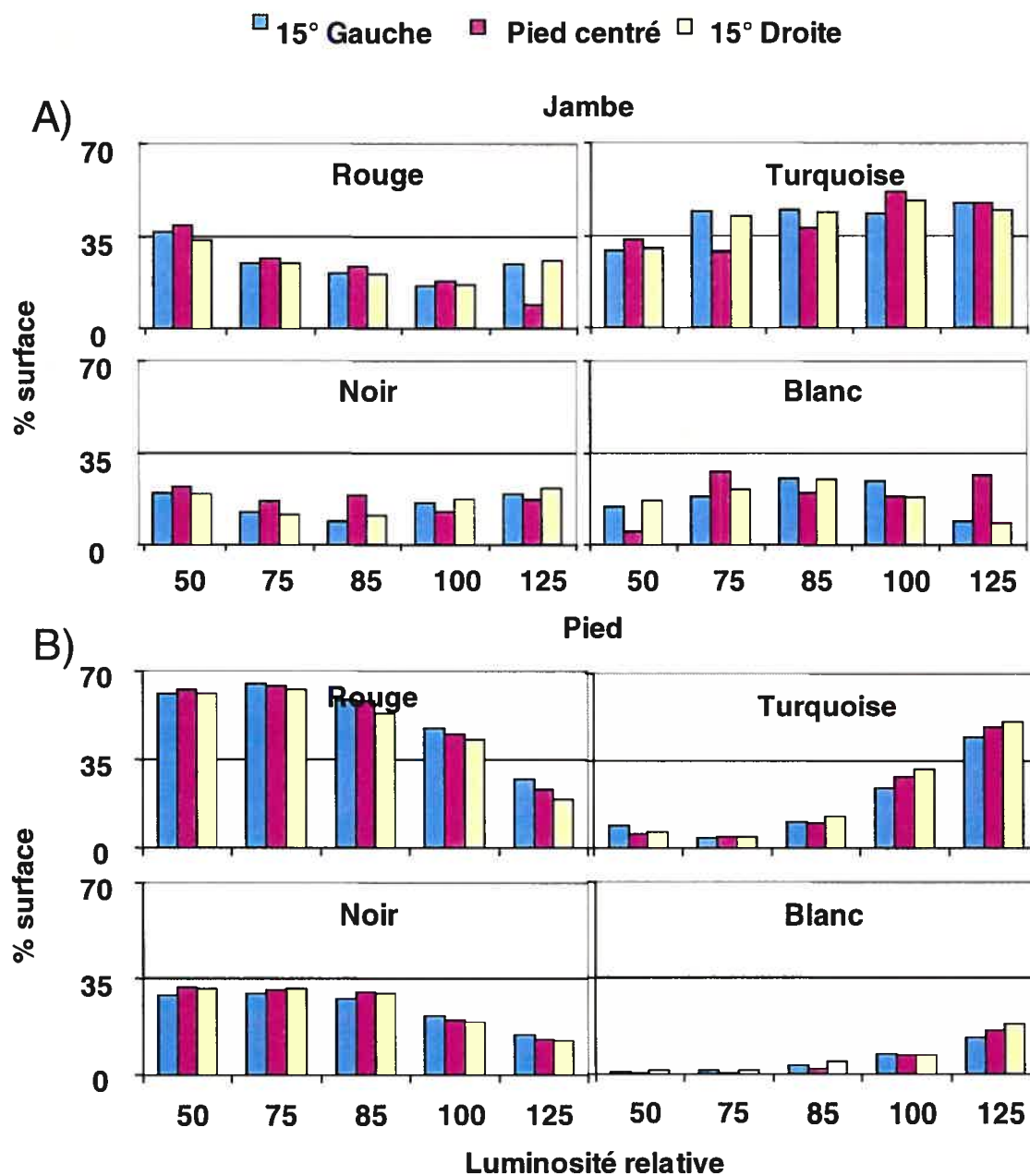


Figure 36 – Variation des surfaces de couleur lors du mouvement de gauche (G) à droite (D) du pied mannequin en fonction de la mise en charge pour les régions A) de la jambe et B) du pied.

4.3.3. Observation des réflexions lumineuses : couleur de la peau

Les régions sombres et claires étant généralement codées en noir, rouge, turquoise et en blanc, le système est sensible à la couleur de la peau. Comme on peut le voir à la Figure 37A et B, les images sont très sombres pour les sujets à la peau foncée et elles sont plus lumineuses pour les sujets à peau claire. Pour tenter de compenser à ceci, l'ouverture de l'objectif a été légèrement augmentée avec les sujets à peau foncée et réduite pour les autres. Parmi nos sujets, 7 avaient la peau claire.

À quelques reprises, dans toutes les catégories, pour les images prises sur certains sujets lors d'une mise en charge à 100%, on observe une irrégularité en terme de luminosité et de position à 100% de la mise en charge chez le sujet PC9 (Figure 37C). On croit que cette irrégularité serait due au déséquilibre engendré par la position sur une jambe. Ainsi, ces sujets perdant l'équilibre, il est fort possible que la position reprise après la perte d'équilibre ne soit pas exactement la même qu'au début de l'expérience. On remarque de légères variations du patron de couleur dans chacune des catégories. Pour les PN, le dessus du pied semble s'assombrir avec l'augmentation de la mise en charge (Figure 38A). Ceci est visible surtout pour les sujets PN1 à PN5. L'assombrissement semble débiter à partir de la cheville et des cotés médiaux et latéraux du pied pour s'étendre vers le dessus du pied. Les zones turquoise et blanches laissent leur place à des couleurs rouges et noires. Pour les PP, le patron de couleurs semble très peu varier avec la mise en charge (Figure 38B) sauf pour le sujet PP1 pour qui les zones lumineuses diminuant avec la mise en charge.

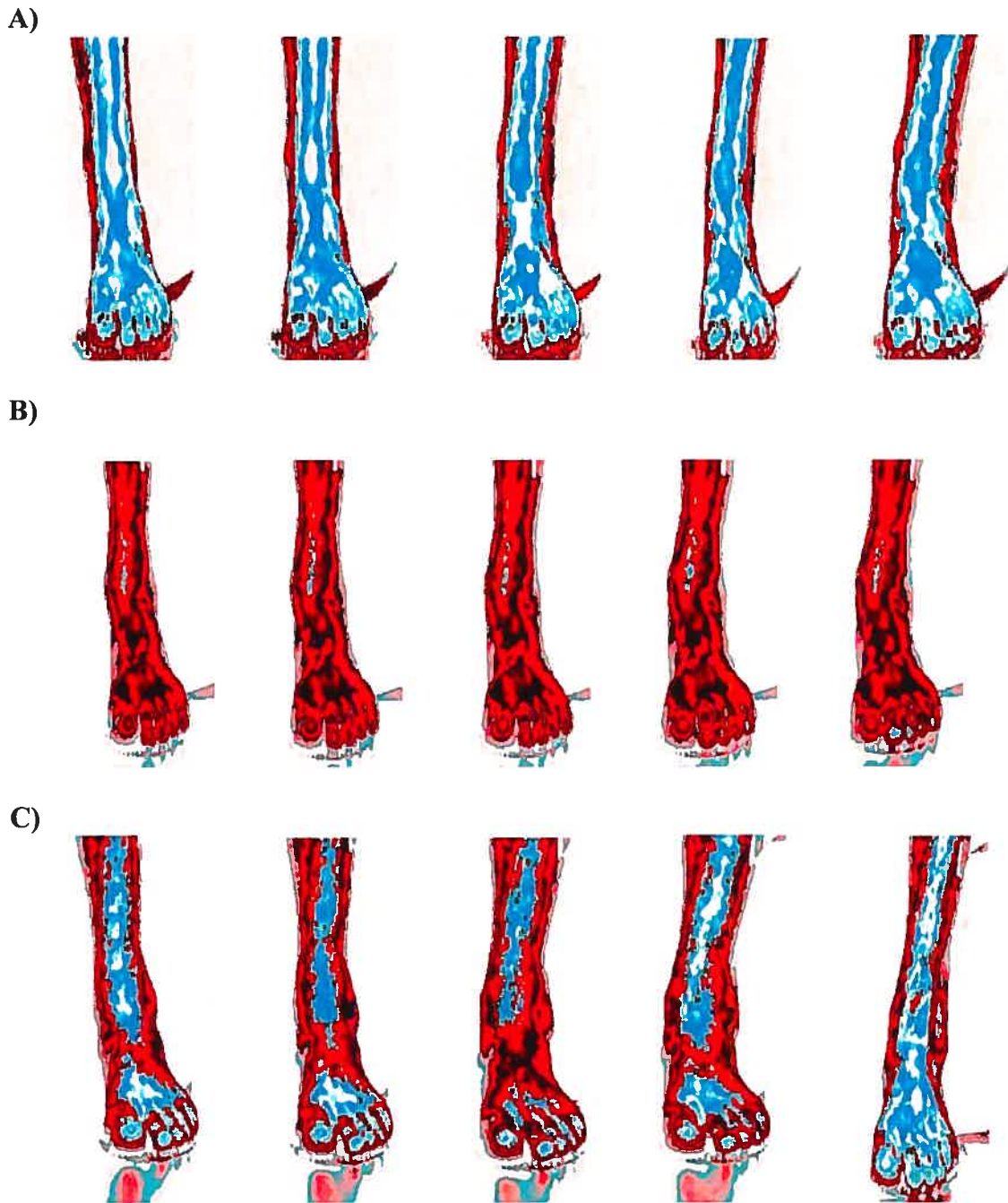


Figure 37 –A) Image d'un sujet à peau claire et B) image d'un sujet à peau sombre et C) Irrégularité dans la luminosité et dans la position des pieds (5 sujets différents) lords de la mise en charge à 100%

Chez les autres sujets, les seules variations visibles sont minimales et surtout pour les zones de luminosité extrême qui sont en blanc. Seule la mise en charge à 100% semble influencer le patron de couleurs chez les PP.

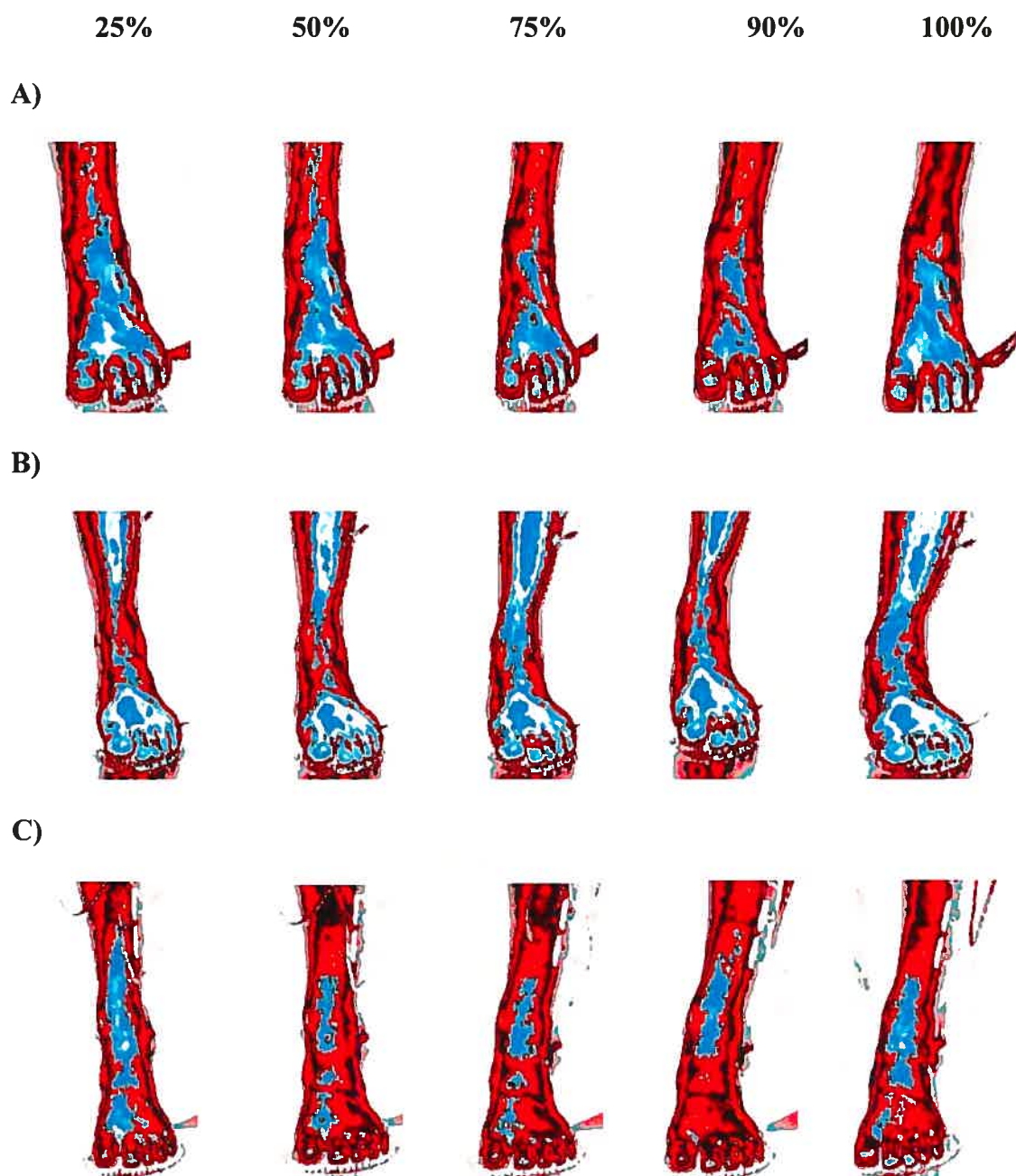


Figure 38 – Image du pied en fonction de la mise en charge (entre 25% et 100%)
A) un pied normal (PN10), B) un pied plat PP9 et C) un pied creux PC3

Chez les PC, on observe une variation du patron de couleur pour les régions de la cheville et du côté latéral externe du pied. Ce patron ressemble à celui des PN à la différence que l'assombrissement semble provenir de l'extérieur du pied pour se diriger vers le dessus du pied alors que le côté médial du pied présente peu de variations (Figure 38C). Ceci est visible pour les sujets PC1 à PC5 partiellement pour les sujets PC6 et PC7. Encore une fois, la mise en charge à 100 % est différente des autres : dans ce cas, la luminosité augmente comme on peut le voir chez les sujets PC1, PC4 et PC5.

4.3.4. Influence de la charge sur les réflexions

Les résultats de la segmentation des zones de couleur en fonction de la mise en charge sont illustrés à la Figure 39. On observe peu de différences entre les catégories PN, PP et PC. Dans le cas de la couleur rouge, on note une augmentation de surface variant entre 28 et 35% pour les PN, entre 31 et 38% pour les PP et entre 29 et 40% pour les PC. Cette augmentation est accompagnée d'une diminution de surface pour la couleur turquoise : elle passe de 37 à 31% pour les PN, de 35 à 29% pour les PP et de 37 à 29% pour les PC. Les couleurs noires et blanches couvrent, quant à elles, des surfaces moins importantes que les couleurs rouges et turquoise. Le même patron de complémentarité des couleurs semble se dégager entre le noir et le blanc. Dans le cas des PN, le noir augmente entre 21 et 23% et diminue de 15 à 11% pour le blanc. Pour les PP, l'augmentation du noir se situe entre 19 et 22% et la diminution du blanc entre 15 et 12%. Finalement, pour les PC, le noir augmente de 20 à 23% et le blanc diminue de 14 à 11%.

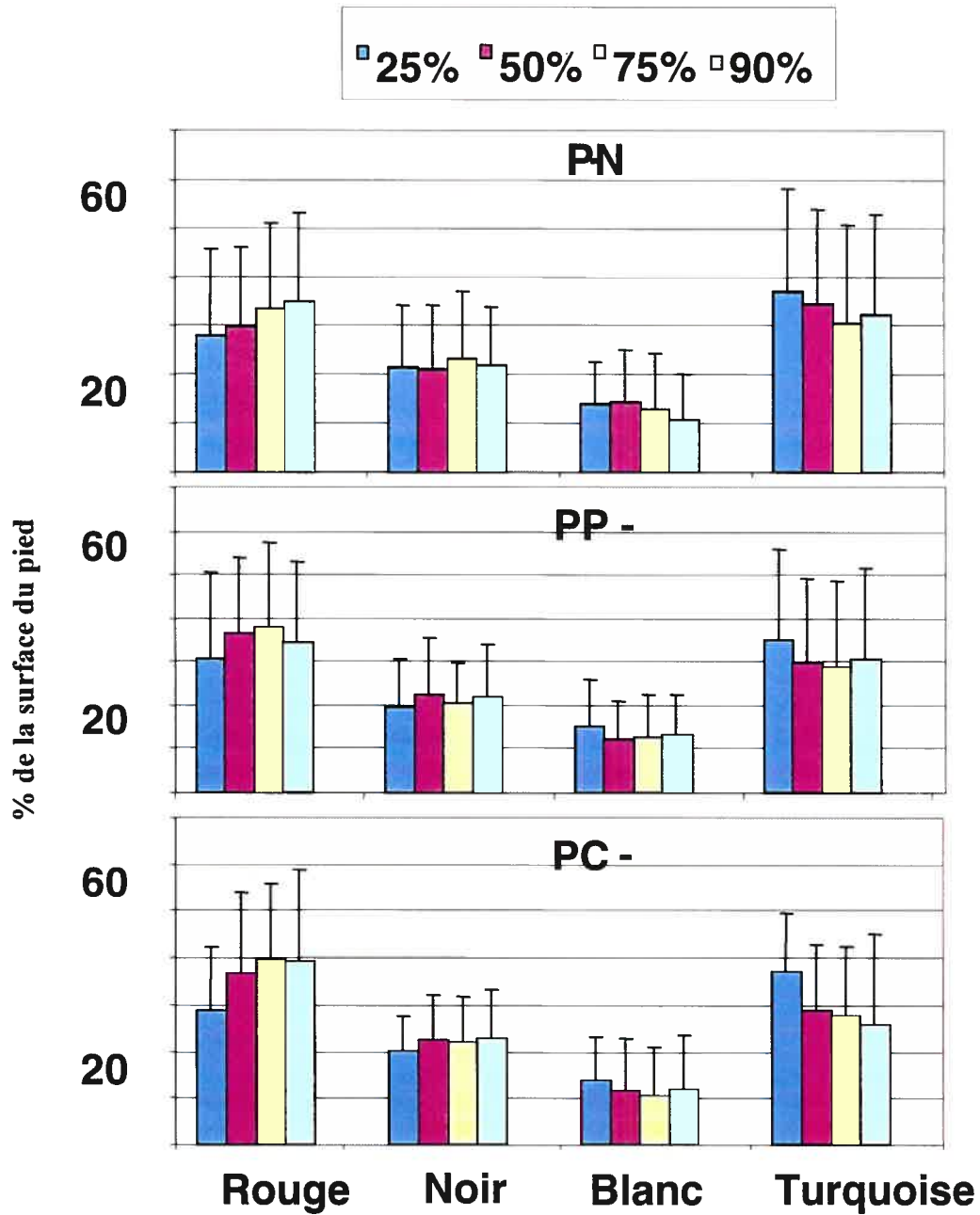


Figure 39 - Variation des patrons de couleur pour le dessus du pied selon la charge sur le pied pour: A) les pieds normaux, B) les pieds plats et c) les pieds creux

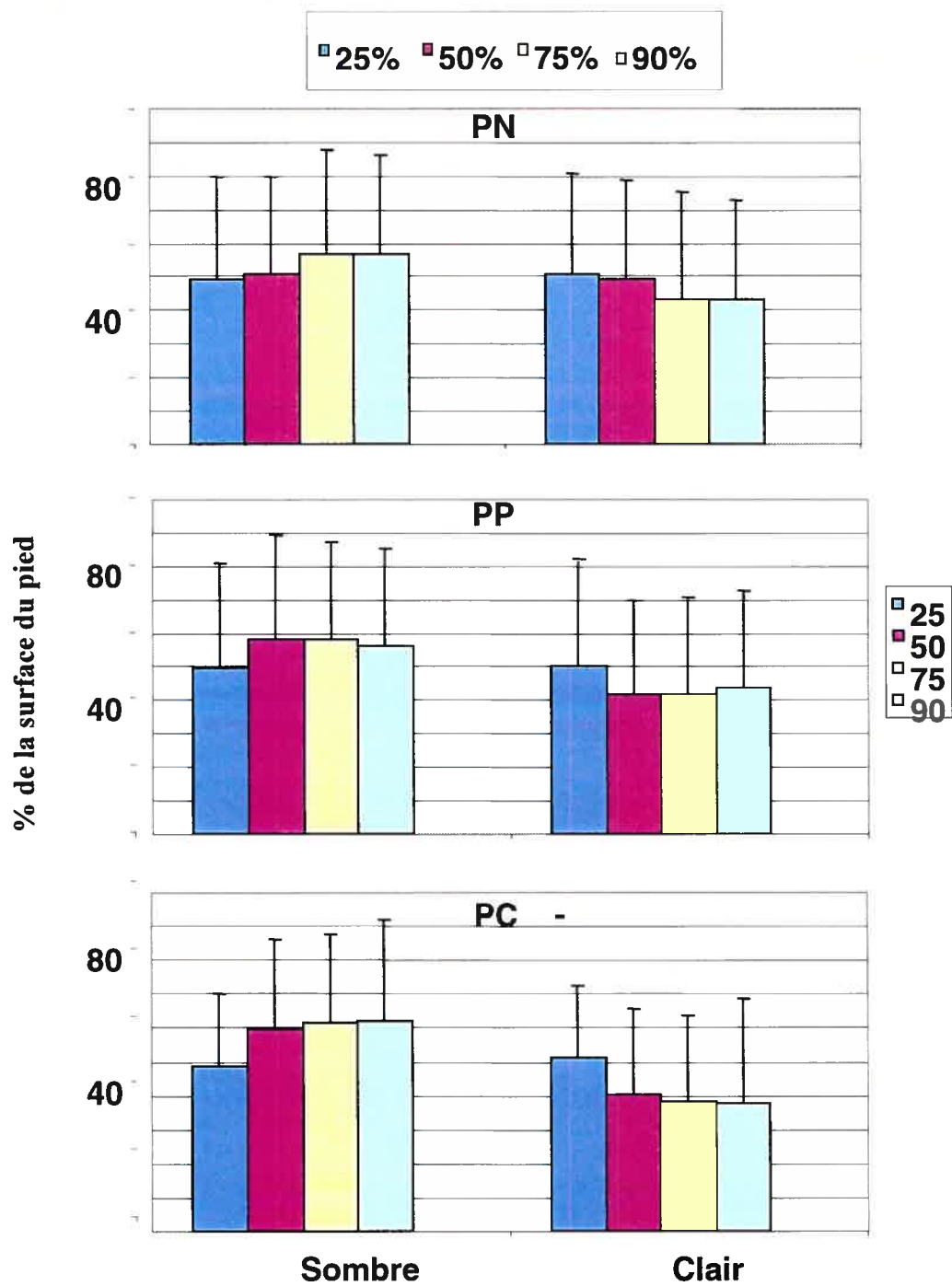


Figure 40 - Variation des surfaces sombres et claires pour le dessus du pied selon la charge sur le pied pour: A) les pieds normaux, B) les pieds plats C) les pieds creux

La Figure 40 présente les résultats obtenus en regroupant les régions sombres (i.e. celles en rouge et en noir) et les régions lumineuses (i.e. en turquoise et en blanc). L'augmentation des régions sombres pour les PN et les PP est similaire: elle passe de 49 à 57% dans le premier cas et de 50 à 56% dans l'autre. L'augmentation se fait graduellement pour les PN et principalement à partir de la mise en charge à 50% pour les PP. Dans le cas des PC, l'augmentation des zones sombres est plus marquée, elle passe de 49 à 62% et suit le même patron que celui des PP : elle augmente principalement à partir de la mise en charge à 50%. La Figure 41 présente les pentes (surface/mise en charge) décrites par l'augmentation ou la diminution de chacune des couleurs suite aux mises en charge. On observe que les PC ont la plus forte augmentation des surfaces codées par la couleur rouge suivi par le PN et le PP. La couleur turquoise se comporte de façon complémentaire au rouge. Les PC enregistrent la plus forte diminution pour le rouge suivi par les PN et les PP. Pour ce qui est de la couleur noire, les PP et les PC semblent avoir une augmentation similaire de la couleur noire alors qu'elle est plus faible pour les PN. Finalement, les PP et les PC semblent une même diminution en ce qui concerne la couleur blanche alors qu'elle est légèrement plus forte pour les PN.

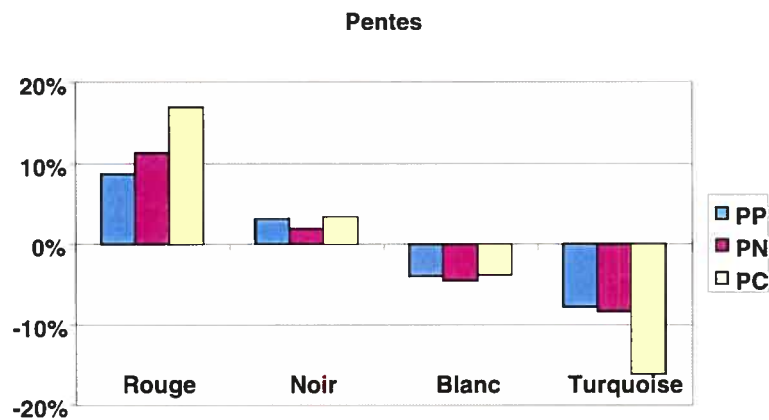


Figure 41 – Pentes associées à l'augmentation des surfaces de couleur en fonction de la mise en charge qui passe de 25% à 90% du poids corporel.

Chapitre 5. Discussion

5.1. Mesures de pression

Dans la première partie de nos acquisitions les capteurs utilisés avaient été fabriqués il y a quelques années alors que de nouvelles semelles ont été utilisées par la suite. Alors que la sensibilité minimale des nouvelles semelles se situe autour de 15 kg, celle des anciennes est d'environ 25 kg. Ainsi, à une mise en charge de 25%, les nouvelles semelles auront de la difficulté à capter les pressions produites par des sujets ayant une masse inférieure à 60 kg alors que pour les anciennes semelles, cette masse serait de 100 kg. Donc, pour une personne ayant une masse sous les 50 kg, que ce soit avec les anciennes ou avec les nouvelles semelles, il faudrait une mise en charge dépassant 50% pour rencontrer la sensibilité minimale des semelles et obtenir des mesures de pression acceptables.

Parmi nos 33 sujets, la distribution de pression de 12 d'entre eux ne correspondait pas à la classification faite par la physiothérapeute. Or, parmi nos sujets, 16 étaient des femmes pesant entre 55 et 65 kg. Pour la majorité d'entre elles (seulement 2 ont utilisé les nouvelles semelles), les anciennes semelles ne permettait pas d'obtenir de bonnes empreintes de pression lors des mises en charge de 25% et pour certaines d'entre elles, la sensibilité des semelles était aussi à peine suffisante pour les mises en charge à 50%.

La perte de sensibilité des anciennes semelles est attribuable au vieillissement qui entraînerait le raidissement du plastique recouvrant les capteurs de pression. De plus une altération des circuits résistifs utilisés pour les capteurs pourrait aussi contribuer à en

diminuer la sensibilité. L'utilisation répétée des semelles semble aussi affecter leur sensibilité car après une dizaine d'utilisations [44, 45], les nouvelles semelles perdent un peu de leur sensibilité. De plus, le signal de certains capteurs peut devenir erratique ce qui pourrait découler d'une usure inhabituellement rapide. Lors d'acquisitions futures, l'utilisation de semelles neuves et leur remplacement après 10-15 utilisations est fortement recommandé surtout si le poids des sujets est faible

La distribution de pression sous le pied permet une bonne évaluation de l'état du pied d'une personne car l'étalement du pied selon la mise en charge diffère selon la pathologie qui peut affecter le sujet. Ainsi les PC présentant peu de pression au niveau de l'arche et les PP présentant un étalement plus important dans cette zone.

L'augmentation de la mise en charge agit différemment selon la pathologie du pied. Alors que le pied normal semble distribuer uniformément l'accroissement de la pression provoquée par l'augmentation de la mise en charge entre le devant du pied et le talon, le pied plat et le pied creux semblent favoriser un accroissement de la pression au niveau du talon. La différence entre ces deux pathologies se situe au niveau de l'arche et du devant du pied. Le pied plat tend à s'affaisser sous le poids accru de la mise en charge, l'arche disparaît et le pied s'étale sur le sol. La pression augmente donc au niveau de l'arche. Le pied creux est rigide et son arche voûtée n'absorbe pas l'augmentation de poids accompagnant la mise en charge. Celui-ci doit donc distribuer le surplus de charge vers la zone du devant du pied: au niveau des métatarsiens. La voûte transversale, beaucoup moins rigide que l'arche longitudinale, s'affaisse et la pression augmente à cette zone.

La pression au niveau du talon varie peu entre les trois catégories. Variant autour de 5000 kPa, elle est légèrement plus faible pour les PN que pour les PP et creux mais la différence entre les catégories est inférieure à 500 kPa. Cette similitude entre les trois catégories renforce les différences mentionnées précédemment.

5.2. Mesures de l'activité musculaire

Des acquisitions répétées à différents moments de la journée sur un même sujet ont permis d'établir que l'activité musculaire était de nature stationnaire entre les acquisitions et que le système utilisé était fiable. Entre sujets toutefois, le positionnement des électrodes a pu différer en raison de différences anatomiques et de la difficulté à localiser parfois soit les petits muscles ou ceux situées plus en profondeur. Ainsi, dans la comparaison de l'activité musculaire entre sujets, il faut tenir compte de cette source d'erreur. Le niveau de la contraction maximale volontaire (CMV) atteint par les sujets dépend de leur motivation à effectivement utiliser le maximum de leur capacité. Ceci peut introduire des biais entre sujets car toutes les mesures ont été normalisées par rapport au CMV.

L'augmentation de l'EMG avec la mise en charge est caractérisée par une augmentation de l'activité de tous les muscles étudiés. L'activité musculaire des PN a été trouvée plus grande que pour les PC et PP. Ceci est dû au fait que le pied normal est le seul à s'affaïsser continuellement avec une mise en charge (les muscles extrinsèques du pied

normal doivent donc fournir une plus grande activité afin de maintenir la voûte plantaire). Pour le PP, il y a affaissement total de la voûte plantaire à faible mise en charge; les muscles extrinsèques ne sont donc pas sollicités [6, 7]. Quant au PC, la rigidité de son arche fait en sorte que les muscles extrinsèques n'ont pas à être activés pour soutenir la voûte du pied.

Les résultats obtenus pour des mises en charge à 100% n'ont pas été retenus dans nos analyses à cause d'une grande variabilité associée au fait que les sujets se retrouvent sur une seule jambe. Leur stabilité est diminuée et des mouvements saccadés sont requis pour rétablir leur équilibre. Dû à ceci, des muscles différents sont sollicités différemment à chaque essai ce qui résulte en variations importantes d'un essai à un autre.

L'application d'une mise en charge augmentant graduellement sur le pied gauche au détriment du droit induit un mouvement latéral au corps. Chez tous les sujets, un déplacement du corps vers le pied gauche qui est porteur entraîne une éversion. Le JI se retrouve donc sollicité en tant que muscle antagoniste, contraire au mouvement latéral afin d'empêcher au corps un mouvement excessif qui entraînerait un déséquilibre. Cette action antagoniste explique pourquoi l'activité musculaire du JI est plus importante que pour tous les autres muscles. L'activité musculaire plus importante dans la catégorie du pied creux que dans les deux autres s'explique probablement en raison de ses caractéristiques. Sa rigidité et la hauteur de son arche seraient un obstacle au mouvement d'éversion. L'éversion étant bloquée, les sujets PC auraient tendance à adopter une posture de correction impliquant une plus grande flexion plantaire du pied résultant en un mouvement plus important vers l'avant. Ce mouvement additionnel ajouté au fait que le

pied ait plus de difficulté à s'adapter par éversion au mouvement latéral externe explique que ce muscle soit recruté d'une manière plus importante pour un PC que pour un PP ou un PN. On pourrait aussi considérer comme hypothèses expliquant l'accroissement d'activité du JI chez les sujets PC un inconfort lors du mouvement latéral ou un facteur psychologique tel la peur de se retrouver en déséquilibre en plus de ses caractéristiques morphologiques.

Malgré ces différences, l'analyse de l'activité musculaire seule ne nous permet pas de différencier les pathologies à l'étude dans cette recherche. Une des hypothèses retenues serait que les mises en charge appliquées aient été insuffisantes afin de solliciter l'activation des muscles de la jambe. Étant donné que le pied est habitué de recevoir des mises en charges de l'ordre de 100% du poids total du sujet (qui est la mise en charge appliquée lors de notre expérience), il se peut que la structure osseuse, ligamentaire et musculaire du pied aie été en mesure d'absorber la majorité de la mise en charge. Dans ce cas l'activation des muscles de la jambe ne serait donc pas nécessaire.

Une autre hypothèse retenue est que les patrons d'activation des muscles sont différents pour chacun des sujets [54]. Nous avons remarqué que les écarts-types observées dans les catégories du PC, PP et du PN étaient très grands. Ce phénomène s'expliquerait par le fait que tous les sujets ont des patrons d'activation différents. En effet, comme les sujets proviennent de milieux différents en termes d'activités sportives, il est normal que chacun des sujets ait un patron d'activation musculaire qui lui est propre. Ainsi, pour répondre à un mouvement donné, certains sujets peuvent utiliser un muscle spécifique

alors que d'autres peuvent utiliser une combinaison de muscles afin d'effectuer le même mouvement. Ceci fait en sorte qu'il est difficile de faire ressortir un patron d'activation des muscles qui serait propre à une pathologie donnée [54].

Tel que mentionné précédemment, l'établissement du niveau maximum de contraction volontaire est soumis à la bonne volonté du sujet. Comme tous les résultats d'EMG ont été normalisés en fonction de cette valeur, la valeur du CMV est d'une très grande importance. Pour pallier à ce problème, il peut être suggéré d'utiliser des charges si lourdes qu'aucun sujet ne soit en mesure de les soulever et de s'assurer visuellement que le sujet fournisse l'effort demandé. Les acquisitions d'EMG seraient alors calculées sur chacun des muscles étudiés.

5.3. Mesure des réflexions lumineuses

Le mouvement latéral induit par l'application de la mise en charge sur le pied porteur peut être une cause de variation lumineuse au niveau du pied et de la jambe. En effet, l'application de la mise en charge lors de cette expérience a comme effet secondaire d'induire un mouvement latéral d'une amplitude d'environ 30° sur le pied porteur. Ce mouvement modifie donc l'angle d'incidence de la lumière principalement au niveau de la jambe qui subit principalement le mouvement. Le pied, restant ancré au sol subit très légèrement. Les résultats obtenus lors des tests montrent bien l'effet qu'a le mouvement de la jambe sur l'angle d'incidence de la lumière sur celle-ci. C'est entre autre pour cette raison que les résultats des variations lumineuses au niveau de la jambe n'ont pas été présentés dans ce travail. Sans le mouvement latéral induit par la mise en charge, les

résultats de la segmentation des couleurs de la jambe auraient pu nous informer sur les variations de couleur causées par les déformations mécaniques que le tibia antérieur cause dans cette région lors de son activation.

Les tests effectués sur la segmentation avec le logiciel Matlab et SliceOmatic montrent que les deux logiciels fournissent des résultats similaires lorsqu'il s'agit d'images simples et statiques. Par contre, pour des images plus complexes telles que celles utilisées lors de notre expérience, les deux logiciels offrent des comportements différents. SliceOmatic a l'avantage d'offrir jusqu'à 127 couleurs afin de coder les différentes zones lumineuses et ce de façon semi-automatique. Par contre, la segmentation avec SliceOmatic est lente et sa sensibilité est quelques fois trop faible afin de segmenter les régions fortement entrelacées. Ce manque de sensibilité a pour effet de ne pas segmenter certaines zones lumineuses au détriment d'autres. Pour ce qui est du programme que nous avons réalisé dans l'environnement Matlab, il attribue à chaque pixel une catégorie ce qui assure que chaque pixel est bien catégorisé selon son intensité lumineuse. Cette différence entre les logiciels SliceOmatic et Matlab explique pourquoi de légères différences ont été mesurées entre les résultats obtenus avec les deux logiciels.

En observant les images originales et en les comparant avec les images codées, nous avons pu relier les couleurs à une zone de luminosité. Les couleurs rouge et noir codent respectivement des zones sombres et très sombres. Les couleurs turquoise et blanc codent quant à elles des zones lumineuses et très lumineuses. De plus, l'observation des résultats obtenus lors de la mise en charge sur tous les sujets a permis de mettre en évidence la

sensibilité du système Biovision à la couleur de la peau des sujets. La luminosité du système Biovision étant constante d'un essai à l'autre, des variations importantes de la luminosité sont survenues lors de l'acquisition d'images chez des sujets ayant la peau très claire ou très foncée. La peau foncée absorbe plus la lumière que la peau claire qui, au contraire, la reflète. Pour ces raisons, des images moins lumineuses pour les sujets ayant la peau sombre et plus lumineuses chez les sujets ayant la peau claire ont été obtenues.

La mise en charge à 100% a été problématique car les sujets se retrouvent en équilibre sur une seule jambe. Nous avons permis à tous les sujets de toucher le mur avec une main afin qu'ils puissent conserver le plus possible leur stabilité. Lorsque les sujets étaient incapables de conserver leur équilibre durant les cinq secondes du test, l'acquisition était reprise. Une majorité des sujets ont eu recours à des mouvements corporels afin de conserver leur équilibre. Ceci implique que les réflexions lumineuses à cette mise en charge ne sont pas représentatives de la mise en charge durant toute la durée de la mise en charge. Pour ces raisons, les mesures effectuées à une mise en charge de 100% n'ont pas été prises en considération.

Les zones claires codées par le turquoise et le blanc représentent des zones bombées du pied qui reflètent plus fortement la lumière vers la caméra. Les zones foncées représentent des parties ombragées, des dépressions ou des cavités formées suite à un affaissement du pied dû à la mise en charge. Dans le cas des PN, on observe généralement une augmentation plus graduelle des zones d'ombre. Comme le pied se déforme normalement et graduellement selon la mise en charge, il semble que

l'affaissement du pied soit à l'origine de l'augmentation des zones sombres. Pour ce qui est des PP, l'augmentation des zones sombres se fait rapidement, au niveau de la mise en charge de 50%. Comme ce pied s'affaisse complètement à une faible mise en charge et s'étale en une zone bombée relativement uniforme, cela explique que l'augmentation des zones sombres soit plus marquée entre les mises en charge de 25% et 50%. Par la suite, le pied étant déjà totalement affaissé, l'augmentation de la mise en charge n'affecte plus la structure du pied et la surface couverte par les zones sombres reste stable.

Les PC se déforment peu au niveau de l'ossature lors d'une mise en charge. Donc la mise en charge entraîne peu d'affaissement au niveau du dessus du pied et plus particulièrement au niveau de l'arche latérale interne. Par contre, le devant du pied et l'arche latérale externe ne sont pas aussi rigides et donc plus sensibles à une augmentation de mise en charge. Ainsi, le devant du pied s'affaisse et contraste avec le dessus du pied resté arqué créant ainsi une forte cavité. Aussi, un bourrelet de peau peut se former au niveau du bord externe du pied suite à la mise en charge. De plus, comme l'arche ne se déforme pas, elle n'absorbe pas le surplus de mise en charge qui est redistribuée vers le devant du pied, le talon et l'arche latérale externe. Ces zones recevant plus de poids, elles tendent à se déformer plus rapidement et entraîner des zones d'ombre à partir de la mise en charge à 50%. Ces dépressions peuvent aussi s'accompagner de creux et d'ombrages générés par les veines saillantes et les muscles sollicités.

Chapitre 6. Conclusion

6.1. Mesures de pression

Malgré les problèmes rencontrés avec le vieillissement et la diminution de sensibilité des semelles, les empreintes de pression obtenues avec le système F-Scan se sont révélées être des mesures utiles lors de nos acquisitions. Premièrement, l'observation des empreintes de pression en fonction de la mise en charge permet de vérifier la classification des sujets selon leur pathologie : l'étalement du pied renseignant sur la pathologie en présence. Deuxièmement, elles permettent de déterminer la stabilité et la position du sujet. Ainsi, on peut savoir si les sujets sont portés à se tenir sur les talons ou sur le devant du pied. Cette information est précieuse car elle permet de repérer des zones où la pression est plus forte et dans lesquelles on pourrait s'attendre à des déformations mécaniques plus importantes.

Afin de s'assurer d'obtenir des résultats de bonne qualité à toutes les acquisitions, deux critères devraient être respectés : premièrement, utiliser des semelles récentes et peu utilisées. Les semelles ne devraient pas être conservées plus de trois années et être jetées après une quinzaine d'utilisations. Ainsi on s'assure d'avoir des semelles avec une bonne sensibilité et qui sont exemptes de défauts dus à l'oxydation des capteurs capacitifs. Le deuxième critère à respecter est de s'assurer que les sujets choisis aient un poids suffisant afin de bien rencontrer la sensibilité minimale des semelles. Quelques uns des sujets ayant fait partie de cette expérience étaient des sujets féminins ayant un poids trop bas afin de permettre d'obtenir des bonnes mesures à de faibles mises en charge. Pour cette

raison, il serait préférable de recruter des sujets masculins si on désire obtenir de bons résultats à de faibles mises en charge.

6.2. Mesures de l'activité musculaire

Les résultats obtenus lors des acquisitions de l'activité musculaire sont conformes aux attentes : l'EMG augmente en fonction de la mise en charge. Par contre, les résultats obtenus ne nous permettent pas de différencier les pathologies étudiées. Plusieurs mesures pourraient être adoptées afin d'obtenir de meilleurs résultats. Premièrement, nous recommandons d'augmenter les mises en charge appliquées sur le pied porteur. En ajoutant des charges au poids du sujet, le pied serait obligé de supporter des charges qu'il ne serait pas habitué de soutenir. De cette façon, les muscles de la jambe pourraient être appelés à entrer en activité afin d'aider la structure musculaire et ligamentaire du pied à soutenir l'arche. En faisant augmenter l'activité des muscles de la jambe, il pourrait être plus facile de faire ressortir des patrons d'activation étant propres à chaque pathologie.

Un autre avantage de l'application d'une charge supplémentaire au poids du sujet serait que celui-ci pourrait rester constamment sur deux pieds et éliminerait le mouvement occasionné par l'augmentation de la mise en charge dont on a parlé précédemment. Ainsi, les muscles de la jambe ne seraient pas forcés d'agir en tant qu'antagonistes ou compensateurs pour conserver l'équilibre du sujet. L'activité musculaire reflèterait ainsi mieux l'énergie fournie par chacun des muscles afin d'aider le pied à soutenir l'arche. Aussi, cette façon de procéder éliminerait la position problématique où le sujet doit se tenir sur une seule jambe afin de simuler une mise en charge de 100% sur le pied porteur.

En ce qui concerne les patrons d'activations propres à une catégorie de personnes, il pourrait être intéressant d'analyser des données de sujets provenant d'un même milieu. Par exemple, des individus faisant partie d'une même équipe sportive auraient plus tendance à avoir des patrons d'activation similaires car ceux-ci subissent le même entraînement. Cette approche augmenterait les chances qu'un mouvement simple fasse intervenir un même groupe de muscles chez des sujets différents.

L'acquisition de l'activité musculaire au niveau des muscles internes du pied pourrait aussi être une avenue intéressante pour les travaux futurs si on accepte l'utilisation d'électrodes aiguilles. Cette information pourrait permettre de comprendre comment chaque pied pathologique utilise ses muscles internes pour conserver sa structure.

6.3. Mesures des réflexions lumineuses

L'application de la mise en charge s'accompagne d'un mouvement de la jambe ce qui a influencé sa réflexion lumineuse. Pour régler ce problème, une solution pourrait consister à ajouter des charges supplémentaires au poids du sujet. L'analyse des réflexions lumineuses au niveau de la jambe pourrait être alors être plus fiable et permettrait de renseigner sur l'effet du gonflement des muscles de la jambe sur la réflexion lumineuse au niveau de la peau. Cette même mesure permettrait de faire des acquisitions sur les deux pieds permettant de faire éventuellement des comparaisons sur les pieds gauche et droit.

Un autre problème rencontré lors de nos expériences a été la sensibilité du système Biovision aux différentes couleurs de peau. Les peaux sombres produisant des images trop sombres et les peaux claires des images trop claires. Deux approches pourraient être envisageables afin de contourner ce problème. Premièrement, on pourrait faire varier la luminosité afin de s'assurer que des sujets ayant des couleurs de peau différentes procurent des images ayant une luminosité comparable. Pour ce faire, il faudrait mesurer la luminosité moyenne des images et la modifier afin qu'elle respecte un modèle pré-établi. Deuxièmement, il faudrait choisir des sujets ayant une couleur de peau similaire afin d'éviter de trop grandes variations dans la réflexion de la lumière par la peau. La deuxième approche semble plus fiable car elle permettrait de conserver une même luminosité pour tous les sujets et rendrait l'analyse des résultats plus facile.

Finalement, nous pourrions proposer comme travaux futurs l'analyse de données dynamiques afin de mesurer la variation des réflexions lumineuses avec le temps suite à une mise en charge. Cette étude pourrait permettre de renseigner sur l'étirement de la peau en fonction de la mise en charge à travers le temps. Aussi, l'utilisation d'un éclairage polarisé pourrait permettre l'analyse de données intéressantes telles que le changement de phase de la lumière suite au contact avec la peau tout en s'assurant que la lumière captée par la caméra provient de la cible et non pas d'un reflet extérieur à l'expérience.

Références

1. Olson, T.R., (1996), *A.D.A.M Student Atlas of Anatomy*. Williams & Wilkins, p.132-147.
2. Cabrol, C., (1999), *Anatomie 1 – appareil locomoteur*. Flammarion-Medecine-sciences, Paris, p.200-227
3. Neale, D., (1981) *Common Foot Disorders, Diagnosis and Management*. Churchill-Livingstone, p.1-29
4. Delagoutte, J.-P., Bonnel, F., (1989), *Le pied pathologique et techniques chirurgicales*. Masson, p.133-171
5. Claustre, J., Simon, L., (1981), *Pied normal et méthodes d'exploration du pied*. Masson, Paris, p.27-35, 48-54, 73-87
6. Verleysen, J., (1982), *Précis de podologie*. 9^e édition, Caducea-Bruxelles, Maloine S.A.-Paris, p.57-71, 90-102, 266-325.
7. Abby Herzog Franco, (1987), *Pes Cavus And Pes Planus*. Physical Therapy, Vol. 67, No.5
8. Géraud, T., (2001), *Segmentation d'images en couleur par classification morphologique non supervisée*. Proceedings of the International Conference on Image and Signal Processing ICISP, Agadir, Morocco, May 2001. p.1-8
9. Thrasyvoulos N. Pappas., (1992), *An adaptive clustering algorithm for image segmentation*. IEEE Transaction Signal Processing, vol. 40, no.4, p.901-914
10. Comaniciu D., (1999), *Robust Analysis of Feature Spaces: Color Image Segmentation*. Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, San Juan, Puerto Rico, 750-755.

11. Mojsilovic, A., (2002), *Adaptive image segmentation based on colour and texture*. IEEE ICIP.
12. Matthew A. Nurse, (2001), *The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity*. *Clinical Biomechanics*, vol. 16. p.719-727
13. Nejat Guzelsu, (2003), *Measurement of skin stretch via light reflexion*, *Journal of Biomedical optics*, vol. 8. p.80-86
14. R. R. Anderson and J. A. Parrish, (1982), *Optical properties of human skin*. *The Science of Photomedicine*, J. D. Regan and J. A. Parrish, eds. ~Plenum, New York, pp. 147–194.
15. J. B. Dawson, D. J. Barker, D. J. Ellis, E. Grassam, J. A. Cotterill, G. W. Fisher, and J. W. Feather, (1980), *A theoretical and experimental study of light absorption and scattering by in vivo skin*. *Phys. Med. Biol.* 25, 695–709 .
16. P. H. Andersen and P. Bjerring, (1990), *Spectral reflectance of human skin in vivo*. *Photodermatol. Photoimmunol. Photomed.* 7, 5–12.
17. M. J. C. Van Gemert, S. L. Jacques, H. J. C. M. Sterenborg, and W. M. Star, (1989), *Skin optics*, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 36, 1146–1154
18. B. C. Wilson and S. L. Jacques, (1990), *Optical reflectance and transmittance of tissues: principles and applications*. *IEEE J. Quantum Electron.* 26, 2186–2199.
19. P. Bjerring and P. H. Andersen, (1987), *Skin reflectance*. *Spectrophotom. Photodermatol. Photoimmunol. Photomed.* 4, 167–171.
20. J. Ferguson and J. C. Barbenel, (1981), *Skin surface patterns and the directional mechanical properties of the dermis*. in *Bioengineering and the Skin*, R. Marks and P. A. Payne, eds. ~MTP, Lancaster, Pa., pp. 83–92.

21. Angelopoulou, Elli, (1999), *the reflectance spectrum of human skin*. Technical report MS-CIS-99-29, Grasp Laboratory, Department of computer and information science, University of Pennsylvania. MS-CIS-99-29
22. Jacques, S. L. *Monthly News and Articles on Biomedical Optics and Medical Lasers*.
<http://omlc.ogi.edu/news/index.html> (Dernière visite: 30 janvier 2005)
23. <http://www.netanatomy.com> (Dernière visite: 30 janvier 2005)
24. http://www.cryos.com/f-rapport_recherche.htm (Dernière visite: 30 janvier 2005)
25. <http://www.cryos.com/f-publication.htm> (Dernière visite: 30 janvier 2005)
26. <http://physique.paris.iufm.fr/lumiere/coulphy.html> (Dernière visite: 16 février 2005)
27. Primal Pictures, (2000) *Interactive Foot & Ankle*, Primal Pictures
28. <http://www.volodalen.com/26podologie/podologie4.htm> (Dernière visite: 22 février 2005)
29. http://www.icofit.net/outdoor/walking/chart/foot_arch.gif (Dernière visite: 22 février 2005)
30. <http://www.rexxam.com/images/> (Dernière visite: 22 février 2005)
31. <http://www004.upp.so-net.ne.jp/kts/FOOTARCH.GIF> (Dernière visite: 22 février 2005)
32. <http://www.serv.net/~skimber/footarches.htm>
33. Cowan, D. N., Robinson, J.R. (1994), *Consistency of visual assessments of arch heights among clinicians*. *Foot and ankle international*, 15 (4), 213-217.
34. Goldcher, A. Nataf, É., (2002), *Podologie du sportif*. Médecine du sport, Masson, Paris, 192p.

35. Federici, J.F., Guzelsu, N., Lim, H.C., Jannuzzi, G., Findley, T., (1999), *Non-invasive light-reflexion technique for measuring soft-tissue stretch*. Applied Optics, Vol.38, No.31, p.6653-6660
36. Touchette, E., (2003), *Identification des paramètres morphologiques caractéristiques du pied creux et développement d'un modèle de prédiction*. Mémoire de maîtrise Université de Montréal, Faculté des études supérieures, Éducation physique, p.1-67.
37. Dawson, J.B., Barker, D.J., Ellis, D.J., Grassamt, E., Cotterill, J.A., Fisher, G.W., Feather, J.W., (1980), *A theoretical and experimental study of light absorption and scattering by in vivo skin*. Phys. Med. Biol., 1980, Voi. 25. No. 4, 695-709.
38. M. J. C. Van Gemert, Steven L. Jacques, H. J. C. M. Sterenborg, W. M. Star, (1989), *Skin Optics*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, VOL. 36. NO. 12.
39. M. Flory-reverberi, J. reverberi (1993), *Flash sur la pathologie de l'avant-pied*, Unité de Rhumatologie-Rééducation Fonctionnelle, Centre Hospitalier de Montfermeil,
40. Loeb, Gerald E., (1986), *Electromyography for experimentalists*, University of Chicago Press, Chicago, 373p.
41. Huertas, C., Mansat, C., (2002), *Diagnostic des pieds creux de l'adulte*. L'observatoire du mouvement, Hors-série n°1
42. A. Chevrot, N. Chemla, D. Godefroy, AM Dupont, B. Vacherot, A. Langer-Cherbit, (1995), *Pathologie régionale du pied et de la cheville*. Hôpital Cochin – Paris, Département d'Information Médicale du CHRU de Pontchaillou. p.1-9
43. Blain, O., (2002) *Méthodologie de segmentation d'images podiatriques*. projet de fin d'études, Département de génie informatique, École polytechnique de Montréal, 27p.
44. Tekscan, MAP AND SENSOR MODEL NUMBER: 3000/3001, SENSOR NAMES: F-SCAN (#3000), fiche technique, <http://www.tekscan.com>

45. Tekscan, MEDICAL DIVISION FREQUENTLY ASKED QUESTIONS, medicalfaq.pdf, <http://ww.tekscan.com> (dernière visite : 23 décembre 2005)
46. <http://www.galopin-fr.net/peau>
47. <http://www.tekscan.com>
48. DAUPHINAIS Guy, *De la préhistoire au siècle actuel*, Montréal, Éditions du renouveau pédagogique INC., 1986, 543 pages
49. Leakey, L.S.B., Tobias, P.V. & Napier, J.R. 1964. *A new species of the genus Homo from Olduvai Gorge*. Nature 202(4927): 7-9. [4 Apr 1964]
50. LAFRANCE, Edith, *Résistance à la conscription :réfractaires et insoumis Canadiens français lors de la Deuxième Guerre mondiale*, Montréal, Université du Québec à Montréal, 1997. 168 p
51. <http://www.cryos.com>
52. <http://www.infomuscle.com>
53. Marieb, Elaine Nicpon, (2005), *Anatomie et physiologie humaine*, Édition du renouveau pédagogique, Saint-Laurent, 1288p.
54. Clarys JP, Cabri J., (1993), *Electromyography and the study of sports movements: a review.*, J Sports Sci. Oct, Vol 11(5): p.379-448

Annexe 1 – Approbation du comité d'éthique

LE COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE

Un comité de l'Hôpital Sainte-Justine formé des membres suivants:

Jean-Marie Therrien, éthicien et président
 Anne-Claude Bernard-Bonnin, pédiatre
 Geneviève Cardinal, juriste
 Michel Duval, hémato-oncologue
 Françoise Grambin, représentante du public
 Maja Krajinovic, scientifique
 Lyne Pedneault, pharmacienne
 Jean-François Saucier, psychiatre
 Valérie Tremblay, infirmière de recherche
 Chantal Van de Voorde



**CENTRE
 DE RECHERCHE
 DE L'HÔPITAL
 SAINTE-JUSTINE**
*Le centre hospitalier
 universitaire mère-enfant*


Pour l'amour des enfants

Les membres du comité d'éthique de la recherche ont étudié le projet de recherche clinique intitulé:

Étude des pathologies du pied à l'aide de techniques d'imagerie, d'électromyographie et de mesure de pression

soumis par: *Pierre A. Mathieu Ph. D., Paul Allard, PhD et Luis Buelna, BSc.*

et l'ont trouvé conforme aux normes établies par le comité d'éthique de la recherche de l'Hôpital Sainte-Justine. Le projet est donc accepté par le Comité.


 Jean-Marie Therrien, Ph.D., éthicien
 Président du Comité d'éthique de la recherche

Date d'approbation: 04 novembre 2004

Annexe 2 – Code de segmentation k-means (Matlab)

```

function segkmeans(image, nColors)
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Ce logiciel permet de segmenter des images numériques pour lesquelles le nombre de
%couleurs est connu. Il a été optimisé pour des images ayant un fond blanc et dans
%lesquelles la couleur noire est présente (matlab ne tient pas compte de la couleur noire
%naturellement) Dans ce logiciel, la couleur noire est calculée comme étant la différence
%entre la surface totale segmentée et la somme des surfaces des autres couleurs en
%présence dans l'image.
%
%
% Les étapes de segmentation sont les suivantes:
% 1- Il faut appeler le programme en tapant segkmeans(nomDeLimage, nombreCouleurs)
% nomDeLimage : doit contenir le suffixe et être entrée comme une chaîne de caractères
%(i.e: 'image.jpg')
%
% nombreCouleurs : scalaire indiquant le nombre de couleurs dans l'image,
%
%ATTENTION, le noir n'est pas une couleur,
%(i.e: pour une image contenant rouge, turquoise, blanc et noir, nColors=3).
%Le logiciel fonctionne pour 2 couleurs et plus
%
% 2- Déterminer la région d'intérêt. Il faut tracer un rectangle autour de la région à
%segmenter.
%
% 3 - identifier le fond de l'image (background) en cliquant sur celui-ci.
% Le background doit être blanc et il est possible de cliquer plusieurs fois si les régions
% du background n'est pas connexe
%
% 4- Le logiciel fournit l'aire estimée de chaque couleur en se basant sur les dimensions
%des pixels.
% ATTENTION: Les dimensions des pixels sont variables pour différents écrans.
%Vérifier et modifier en fonction
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

close all;
tic

he1 = imread(image);
he = imcrop(he1);           %région d'intérêt

cform = makecform('srgb2lab');
lab_he = applycform(he,cform);

```

```

ab = double(lab_he(:, :, 2:3));
nrows = size(ab,1);
ncols = size(ab,2);
ab = reshape(ab,nrows*ncols,2);           %reshape pour utiliser la fct kmeans

% le calcul est répété 3 fois afin d'éviter les minimas
[cluster_idx cluster_center] = kmeans(ab,nColors,'distance','sqEuclidean', 'Replicates',3,
'EmptyAction','drop');

pixel_labels = reshape(cluster_idx,nrows,ncols);

segmented_images = cell(1,3);
rgb_label = repmat(pixel_labels,[1 1 3]);

for k = 1:nColors
    color = he;
    color(rgb_label ~= k) = 0;
    segmented_images{k} = color;
end

matNoir = [];                             %matrice recevant le cluster noir
background2={};

[n,c,coul] = size(segmented_images{1});
mat_Z = zeros(n,c);                       %initialisation de la matrice logique utilisée
                                           %pour trouver cluster noir
derniereCouleur = 0;                      %initialisation variable pour compter
                                           %nColors+1
for i = 1:nColors

    figure(i+1),subplot(121), imshow(segmented_images{i});

    cluster{i} = segmented_images{i};
    mat_orig = cluster{i};

    [ran, col, coul] = size(mat_orig);
    %mat_zeros = zeros(ran, col, coul);
    mat_uns = ones(ran, col, coul);

%contour noir
    if ( (mat_orig(1,1,1) < 10) & (mat_orig(1,1,2) < 10) &(mat_orig(1,1,3) < 10))

        mat_bin = mat_orig > mat_uns;
        im_bin{i} = mat_bin(:, :, 1);
    end
end

```

```

%aire(i) = bwarea(double(im_bin{i}))/22.32;
nPix = length(find(im_bin{i}==1));
aire(i) = nPix*(.26^2);           %dimension des pixels = 0.26mm

figure(i+1), subplot(122), imshow(im_bin{i}), title(['objects in cluster ',
num2str(i)]), xlabel([num2str(aire(i)), ' mm2'])

%contour blanc
elseif ( (mat_orig(1,1,1) > 245) & (mat_orig(1,1,2) > 245 ) & (mat_orig(1,1,3) > 245))

bw{i} = im2bw(cluster{i}, graythresh(cluster{i}));
mat2 = bw{i};
mat3 = bwselect(mat2);           %selectionner la partie blanche a enlever,
                                %dans ce cas ci le background

im_bin{i} = xor(mat2,mat3);
nPix = length(find(im_bin{i}==1));
aire(i) = nPix*(.26^2);         %dimension des pixels = 0.26mm

figure(i+1), subplot(122), imshow(im_bin{i}), title(['objects in cluster ',
num2str(i)]), xlabel([num2str(aire(i)), ' mm2'])

background2 = bw{i} - im_bin{i};

end

A = cell2mat(im_bin(i));
matNoir = or(A,mat_Z);
mat_Z = matNoir;
derniereCouleur=i;

end

clusterNoir = not(matNoir);
clusterNoir2 = xor(clusterNoir, background2);
clusterNoir3 = not(clusterNoir2);

nPix = length(find(clusterNoir2==1));
aire(i+1) = nPix*(.26^2);       %dimension des pixels = 0.26mm

figure(i+2), subplot(121), imshow(clusterNoir3)
figure(i+2), subplot(122), imshow(clusterNoir2), title(['objects in cluster ',
num2str(i+1)]), xlabel([num2str(aire(i+1)), ' mm2'])

aire
toc
clear all;

```