

Université de Montréal

**Étude de la relation entre les  
composantes neuromusculaires et mécaniques du membre inférieur :  
applications liées à la dysfonction fémoro-patellaire**

par

**Richard Lefebvre**

Département d'éducation physique

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de  
Philosophiæ Doctor (Ph.D.)  
en Sciences de l'activité physique

Décembre 1997

©Richard Lefebvre, 1997



GV

201

U54

1998

V.007

## Page d'identification du jury

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

**Étude de la relation entre les  
composantes neuromusculaires et mécaniques du membre inférieur :  
applications liées à la dysfonction fémoro-patellaire**

présentée par :

**Richard Lefebvre**

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

<u>Phillip Gardiner</u>	_____	président du jury
<u>Paul Allard</u>	_____	directeur de recherche
<u>Jean P. Boucher</u>	_____	codirecteur de recherche
<u>Morris Dussime</u>	_____	membre du jury
<u>Claude Dugas</u>	_____	examineur externe
<u>Denis Gravel</u>	_____	représentant du doyen

Thèse acceptée le : 28 Avril 1998

## SOMMAIRE

Le but de ce projet fut d'étudier les composantes mécaniques et neuromusculaires reliées au contrôle volontaire et réflexe des fibres distales du vastus medialis, étroitement liées à la dysfonction fémoro-patellaire. L'objectif était de tenter d'expliquer leur comportement spécifique d'être plus actives à 90° de flexion du genou, lors d'une activité statique puis dynamique, et de déterminer si l'action de ces fibres était sous contrôle spinal ou des centres supérieurs. Ainsi, l'impact du positionnement mécanique du pied et du genou sur la réponse EMG volontaire et réflexe des fibres distales du vastus medialis, de ses antagonistes et d'un muscle du pied, responsable du contrôle de la pronation, souvent rencontrée lors d'une dysfonction fémoro-patellaire, fut évalué. Huit sujets, exempts de dysfonctions du membre inférieur et capables de produire un réflexe-H du quadriceps, participèrent à cette étude. Les résultats de cette étude démontrent, en premier lieu, que l'excitabilité des motoneurones  $\alpha$  des portions superficielles du quadriceps est influencée significativement par la position angulaire statique du genou, l'amplitude du réflexe-H des fibres distales et des fibres proximales du vastus medialis étant significativement diminuée à 90° comparativement à 30° de flexion du genou. Les résultats démontrent que ces fibres sont plus sensibles à la position angulaire que le rectus femoris et la vastus lateralis. En situation dynamique de pédalage, les variables mécaniques indiquent que le fait de mettre l'avant-pied en pronation accentue l'orientation médiale du genou, tel que démontré par l'augmentation du valgum du genou et la diminution de la variation maximale négative du déplacement médio-latéral des condyles fémoral et tibial externes. Ce déplacement est particulièrement accentué à une étendue d'angle de 60° à 45° de flexion du genou. De plus, une diminution de l'étendue de variation du déplacement médio-latéral de ces mêmes condyles et de l'angle minimal du 5<sup>ème</sup> métatarse indique un plus grand contrôle sur la mobilité de l'avant-pied offert par l'orthèse. D'autre part, l'EMG volontaire du vastus lateralis et surtout des fibres distales du vastus medialis est significativement augmentée pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 90° à 75°, tandis qu'elle est plus élevée pour l'étendue de 60° à 45° pour le semi-tendinosus et l'abductor hallucis. Ces résultats, combinés à ceux de l'EMG réflexe, corroborent ceux de Boucher et al. (1992) indiquant que les fibres distales du vastus medialis sont plus actives à 90° de flexion du genou qu'en extension et que la commande volontaire serait modulée au niveau spinal par les récepteurs articulaires à adaptation lente responsables de la position angulaire. Ces résultats suggèrent donc de considérer les mécanismes périphériques et centraux dans le contrôle des fibres distales du vastus medialis liées à la dysfonction fémoro-patellaire.

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
PAGE D'IDENTIFICATION DU JURY .....	ii
SOMMAIRE .....	iii
TABLE DES MATIÈRES .....	iv
Liste des tableaux .....	viii
Liste des figures .....	x
Liste des sigles et abbréviations .....	xv
DÉDICACE .....	xvi
REMERCIEMENTS .....	xvii
AVANT-PROPOS .....	xviii
CHAPITRE UN : INTRODUCTION .....	1
1.1 Concept de chaîne multi-segmentaire .....	3
1.2 Biomécanique de l'articulation fémoro-patellaire .....	6
1.3 Relation entre les composantes mécaniques et neuromusculaires .....	8
1.4 La dysfonction fémoro-patellaire comme modèle de dysfonction mécanique et neuromusculaire .....	10
1.5 Questions expérimentales.....	12
1.6 Hypothèses .....	13
1.7 Signification de l'étude .....	13
1.8 Limites de l'étude .....	14
CHAPITRE DEUX : REVUE DE LITTÉRATURE .....	16
2.1 Dysfonction fémoro-patellaire .....	16
2.1.1 Définition et symptomatologie .....	18
2.1.2 Incidence .....	20
2.1.3 Évaluation clinique .....	21
2.1.4 Stratégies de réadaptation et de traitement actuel .....	24
2.2 Composantes mécaniques et neuromusculaires reliées à la dysfonction fémoro-patellaire .....	26
2.3 Aspects biomécaniques de l'articulation fémoro-patellaire .....	27

2.3.1	Biomécanique du pied .....	30
2.3.2	Effets de l'orthèse plantaire sur la biomécanique du membre inférieur .....	32
2.4	Contrôle neuromusculaire de l'articulation fémoro-patellaire .....	36
2.4.1	Relation entre les composantes mécaniques et neuromusculaires .....	38
2.4.1.1	Relation entre la position mécanique articulaire et l'atrophie musculaire .....	45
2.4.1.2	Atrophie spécifique des fibres distales du vastus medialis impliquée dans la dysfonction fémoro-patellaire .....	46
2.4.1.3	Inhibition réflexe .....	49
2.4.1.4	Causes de l'inhibition réflexe .....	50
2.4.2	Récepteurs articulaires et kinesthésie .....	54
2.4.3	Réflexe-H du quadriceps .....	56
CHAPITRE TROIS : MÉTHODOLOGIE .....		61
3.1	Estimation pré-expérimental de la taille de l'échantillon .....	62
3.2	Échantillon et critères d'inclusion et d'exclusion des sujets .....	63
3.3	Mesure .....	65
3.3.1	Cinématique du membre inférieur en situation dynamique de pédalage .....	65
3.3.2	Activité EMG volontaire .....	72
3.3.3	Réflexe-H du quadriceps .....	75
3.4	Éléments de contrôle à l'évaluation .....	79
3.5	Procédures expérimentales .....	80
3.5.1	Situation statique de positionnement passif du genou .....	80
3.5.2	Situation dynamique de pédalage .....	81
3.6	Quantification et modèles statistiques .....	85
3.6.1	Analyse des réponses réflexes en situation statique de positionnement passif du genou .....	85
3.6.2	Analyse cinématique en situation dynamique de pédalage .....	88
3.6.3	Analyse EMG en situation dynamique de pédalage .....	90
3.6.4	Analyse des réponses réflexes en situation dynamique de pédalage .....	91
CHAPITRE QUATRE : RÉSULTATS .....		93
4.1	Échantillon .....	93
4.2	Effets de la variation de la position statique et passive du genou sur la modulation du réflexe-H du quadriceps .....	94
4.3	Effets de la position du genou et du pied sur la cinématique du membre inférieur durant le mouvement de pédalage .....	100

4.3.1	Variation maximale positive du déplacement linéaire des réflecteurs .....	100
4.3.2	Variation maximale négative du déplacement linéaire des réflecteurs .....	101
4.3.3	Étendue maximale de la variation du déplacement linéaire des réflecteurs .....	104
4.3.4	Déplacement angulaire .....	107
4.4	Effets de la position du genou et du pied sur la modulation de l'EMG volontaire du membre inférieur durant le mouvement de pédalage .....	110
4.4.1	EMG intégrée des fibres distales du vastus medialis .....	110
4.4.2	EMG intégrée du vastus lateralis .....	112
4.4.3	EMG intégrée du semi-tendinosus .....	113
4.4.4	EMG intégrée de l'abductor hallucis .....	115
4.5	Effets de la position du genou et du pied sur la modulation de l'EMG réflexe des fibres distales du vastus medialis durant le mouvement de pédalage .....	117
CHAPITRE CINQ : DISCUSSION .....		120
5.1.	Effets de la position statique et passive du genou sur la modulation de l'EMG réflexe du quadriceps .....	121
5.2.	Effets de la position du genou et du pied sur la cinématique du membre inférieur durant le mouvement de pédalage .....	124
5.3	Effets de la position du genou et du pied sur la modulation de l'EMG volontaire du membre inférieur durant le mouvement de pédalage .....	131
5.4	Effets de la position du genou et du pied sur la modulation de l'EMG réflexe des fibres distales du vastus medialis durant le mouvement de pédalage .....	135
5.5	Effets des composantes neuromusculaires et mécaniques reliées à la dysfonction fémoro-patellaire .....	136
CHAPITRE SIX : CONCLUSION .....		141
RÉFÉRENCES .....		144
APPENDICE A .....		xix
Définitions .....		
APPENDICE B .....		xxvi
Estimation pré-expérimental de la taille de l'échantillon .....		
APPENDICE C .....		xxviii
Formulaire de consentement #1 .....		
Formulaire de consentement #2 .....		
Formulaire de consentement #3 .....		

APPENDICE D .....	xxxii
Tableaux de résultats	
APPENDICE E .....	xliii
Liste des fournisseurs	
CURRICULUM VITAE .....	xlv



## LISTE DES TABLEAUX

Tableau	Page
I Caractéristiques des sujets .....	94
II Amplitude de $H_{max}$ des fibres distales du vastus medialis (VMfd), des fibres proximales du vastus medialis (VMfp), du rectus femoris (RF) et du vastus lateralis (VL), exprimée en pourcentage de $M_{max}$ , pour toutes les conditions d'angle de flexion statique et passive du genou .....	xxxiii
III Moyennes et écart-types en mètres des variations maximales positives de position par rapport à la régression linéaire, pour tous les réflecteurs et pour toutes les conditions .....	xxxiv
IV Moyennes et écart-types en mètres des variations maximales négatives de position par rapport à la régression linéaire, pour tous les réflecteurs et pour toutes les conditions .....	xxxv
V Moyennes et écart-types en mètres des variations maximales négatives de position par rapport à la régression linéaire pour le condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral, pour toutes les étendues d'angle et pour toutes les conditions de position de pied .....	xxxvi
VI Moyennes et écart-types en mètres des variations maximales négatives de position par rapport à la régression linéaire pour le condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou .....	xxxvi
VII Moyennes et écart-types en mètres des étendues de variations de position par rapport à la régression linéaire, pour tous les réflecteurs et pour toutes les conditions .....	xxxvii
VIII Moyennes et écart-types en mètres des étendues maximales de variation de position par rapport à la régression linéaire pour le condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral, pour toutes les étendues d'angle et pour toutes les conditions de position de pied .....	xxxviii
IX Moyennes et écart-types en mètres des étendues maximales de variation de position par rapport à la régression linéaire pour le condyle tibial externe selon l'axe médio-latéral, pour toutes les étendues d'angle et pour toutes les conditions de position de pied .....	xxxviii
X Moyennes et écart-types en mètres des étendues maximales de variation de position par rapport à la régression linéaire pour le condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral, pour toutes les conditions de position de pied .....	xxxviii
XI Moyennes et écart-types des maxima, minima et étendue en degrés des angles recherchés, pour toutes les conditions de position de pied .....	xxxix

XII	Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée des fibres distales du vastus medialis (VMfd), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou et pour toutes les conditions de position de pied .....	xi
XIII	Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée des fibres distales du vastus medialis (VMfd), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou .....	xi
XIV	Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du vastus lateralis (VL), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou et pour toutes les conditions de position de pied .....	xi
XV	Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du vastus lateralis (VL), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou .....	xi
XVI	Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du semi-tendinosus (ST), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou et pour toutes les conditions de position de pied .....	xli
XVII	Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du semi-tendinosus (ST), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou .....	xli
XVIII	Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée de l'abductor hallucis (AH), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou et pour toutes les conditions de position de pied .....	xli
XIX	Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée de l'abductor hallucis (AH), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou .....	xli
XX	Moyennes et écart-types de l'amplitude du réflexe-H normalisée en pourcentage de $M_{max}$ des fibres distales du vastus medialis (VMfd), pour toutes les conditions d'angle de flexion de genou et toutes les conditions de position de pied .....	xlii
XXI	Amplitude du réflexe-H normalisée en pourcentage de $M_{max}$ des fibres distales du vastus medialis (VMfd), pour toutes les conditions d'angle du genou .....	xlii
XXII	Moyennes et écart-types de l'amplitude du réflexe-H normalisée en pourcentage de $M_{max}$ des fibres distales du vastus medialis (VMfd), pour toutes les conditions de position de pied .....	xlii

## LISTE DES FIGURES

Figure	Page
2.1 Représentation en plan frontal du quadriceps indiquant la localisation des points moteurs du rectus femoris (RF), du vastus lateralis (VL), des fibres proximales (VMfp), médianes (VMfm), et distales (VMfd) du vastus medialis, ainsi que l'orientation des fibres superficielles lors de la contraction en situation d'extension du genou (tiré de Lefebvre et al., 1994) .....	37
2.2 Représentation dans le plan sagittal médial des fibres proximales (VMfp), médianes (VMfm), et distales (VMfd) du vastus medialis, provenant d'un spécimen (tiré de Lefebvre et al., 1994) .....	47
2.3 Représentation de la circuiterie monosynaptique du réflexe-H .....	57
3.1 Organigramme représentant l'interrelation entre les différentes parties de cette étude .....	61
3.2 Emplacement des réflecteurs sur les repères anatomiques utilisés à la hanche et au genou .....	66
3.3 Emplacement des réflecteurs sur les repères anatomiques utilisés sur le pied .....	66
3.4 Représentation partielle du champs de vision de la première caméra vidéo située directement au-dessus du sujet .....	67
3.5 Représentation partielle du champs de vision de la deuxième caméra vidéo située en position antéro-supérieure par rapport au sujet .....	68
3.6 Volume de calibrage à 12 réflecteurs utilisé pour l'analyse cinématique .....	69
3.7 Représentation des déplacements angulaires évalués selon des plans de mouvement déterminés. Les angles représentés sont : angle de valgum du genou (a), angle du condyle fémoral externe (b), angle du condyle tibial externe (c), angle d'arche (d), angle du 5 <sup>ème</sup> métatarse (e), angle de la malléole externe (f), et angle de l'hallux (g). Les orientations positives des angles sont représentées par $\theta +$ .....	71
3.8 Système de coordonnées utilisé lors de l'expérimentation et distances de la malléole externe par rapport à ses axes .....	72
3.9 Position relative des électrodes EMG, pour la mesure de l'EMG volontaire, en fonction de la localisation du point moteur du vastus lateralis et des fibres distales du vastus medialis, dans la situation dynamique de pédalage .....	73
3.10 Position relative des électrodes EMG, pour la mesure de l'EMG volontaire, en fonction de la localisation du point moteur du semi-tendinosus, dans la situation dynamique de pédalage .....	73
3.11 Position relative des électrodes EMG, pour la mesure de l'EMG volontaire, en fonction de la localisation du point moteur de l'abductor hallucis, dans la situation dynamique de pédalage .....	74
3.12 Position des électrodes de stimulation et position relative des électrodes EMG, pour l'analyse du réflexe-H, en fonction de la localisation du point moteur de chacun des muscles évalués .....	76

3.13	Signal EMG typique du réflexe-H des fibres distales du vastus medialis composé de deux réponses distinctes et successives, la réponse-M et la réponse-H .....	77
3.14	Représentation d'une courbe de recrutement typique de l'amplitude du réflexe-H (H) et de la réponse-M (M) des fibres distales du vastus medialis, exprimée en pourcentage de $M_{max}$ , en fonction de l'intensité du stimulus exprimée en paliers de stimulation (P). Les paliers de stimulation se réfèrent au seuil de la réponse-M ( $P = 0$ ) et chaque palier correspond à une augmentation ou à une diminution de l'intensité du stimulus de 5 V .....	78
3.15	Position typique d'un sujet sur le dynamomètre KinCom avec la hanche à 45° de flexion et le genou à 90°, 30° et 15° de flexion .....	81
3.16	Montage utilisant un ergocycle modifié, avec le dossier incliné à 45°, sur lequel le sujet est fermement attaché, et dont les pédales et le siège sont réglés sur une base individuelle .....	82
3.17	Exemple d'orthèse modifiée pour créer une pronation de l'avant-pied de 9.5° .....	84
3.18	Sandale de marche modifiée de marque Merrell avec orthèses .....	85
3.19	Représentation de l'évolution typique de l'amplitude de la réponse-M et du réflexe-H des fibres distales du vastus medialis en fonction de l'intensité du stimulus exprimée en paliers de stimulation (P). Les paliers de stimulation se réfèrent au seuil de la réponse-M ( $P = 0$ ) et chaque palier correspond à une augmentation ou à une diminution de l'intensité du stimulus de 5 V. Pour ce sujet, Le seuil de la réponse-M était à 100 V. Notez le court délai ( $\approx 10$ msec) entre les courbes de la réponse-M et du réflexe-H .....	86
3.20	Représentation d'une courbe de recrutement typique de l'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M des fibres distales du vastus medialis, exprimée en pourcentage de $M_{max}$ , en fonction de l'intensité du stimulus exprimée en paliers de stimulation (P). Les paliers de stimulation se réfèrent au seuil de la réponse-M ( $P = 0$ ) et chaque palier correspond à une augmentation ou à une diminution de l'intensité du stimulus de 5 V. Pour ce sujet, Le seuil de la réponse-M était à 100 V .....	87
3.21	À partir des données brutes de déplacement linéaire selon l'axe médio-latéral (Z) du réflecteur placé sur le condyle externe du fémur (a), les variations maximales positives (max.pos.), maximales négatives (max.nég.) et étendues maximales de variations (étendue) sont obtenues suite à la soustraction des valeurs de la régression linéaire (b). Les mesures représentées sont effectuées, sur cet exemple, pour la condition nu-pieds (Nu) .....	89
3.22	Représentation d'une courbe EMG typique suite à une stimulation de 1 msec des fibres distales du vastus medialis en vue d'obtenir un artefact de stimulation, une réponse-M et un réflexe-H. L'amplitude crête-à-crête du réflexe-H est mesurée lorsque l'amplitude crête-à-crête de la réponse-M correspond à 10% ( $\pm 2.5\%$ ) de $M_{max}$ .....	91
3.23	Représentation d'une courbe de recrutement typique de l'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M des fibres distales du vastus medialis, exprimée en pourcentage de $M_{max}$ , en fonction de l'intensité du stimulus exprimée en paliers de stimulation (P). Les paliers de stimulation se réfèrent au seuil de la réponse-M ( $P = 0$ ) et chaque palier correspond à une augmentation ou à une diminution de l'intensité du	

	stimulus de 5 V. Pour ce sujet, Le seuil de la réponse-M était à 100 V. Notez le court délai ( $\approx 10$ msec) entre les courbes de la réponse-M et du réflexe-H. La mesure de la variation de l'amplitude du réflexe-H, en % de $M_{\max}$ , était effectuée lorsque l'intensité de stimulation nous permettait d'obtenir une amplitude de la réponse-M correspondant à 10% de $M_{\max}$ .....	92
4.1	Histogramme des moyennes et écart-types de l'amplitude de $H_{\max}$ des fibres distales (VMfd) et des fibres proximales (VMfp) du vastus medialis, exprimée en pourcentage de $M_{\max}$ , pour toutes les conditions d'angle de flexion statique et passive du genou .....	95
4.2	Courbe de recrutement du réflexe-H (A) et de la réponse-M (B) des fibres distales du vastus medialis pour toutes les conditions d'angle de flexion statique passive du genou ( $90^\circ$ , $30^\circ$ et $15^\circ$ ), de concert avec l'intervalle de confiance (INT+H, INT-H) de 95% pour l'angle de référence $15^\circ$ . L'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M est exprimée en % de $M_{\max}$ et les paliers de stimulation sont exprimés en valeurs du seuil du réflexe-H .....	96
4.3	Courbe de recrutement du réflexe-H (A) et de la réponse-M (B) des fibres proximales du vastus medialis pour toutes les conditions d'angle de flexion statique passive du genou ( $90^\circ$ , $30^\circ$ et $15^\circ$ ), de concert avec l'intervalle de confiance (INT+H, INT-H) de 95% pour l'angle de référence $15^\circ$ . L'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M est exprimée en pourcentage de $M_{\max}$ et les paliers de stimulation sont exprimés en valeurs du seuil du réflexe-H .....	97
4.4	Courbe de recrutement du réflexe-H (A) et de la réponse-M (B) du rectus femoris pour toutes les conditions d'angle de flexion statique passive du genou ( $90^\circ$ , $30^\circ$ et $15^\circ$ ), de concert avec l'intervalle de confiance (INT+H, INT-H) de 95% pour l'angle de référence $15^\circ$ . L'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M est exprimée en pourcentage de $M_{\max}$ et les paliers de stimulation sont exprimés en valeurs du seuil du réflexe-H .....	98
4.5	Courbe de recrutement du réflexe-H (A) et de la réponse-M (B) du vastus lateralis pour toutes les conditions d'angle de flexion statique passive du genou ( $90^\circ$ , $30^\circ$ et $15^\circ$ ), de concert avec l'intervalle de confiance (INT+H, INT-H) de 95% pour l'angle de référence $15^\circ$ . L'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M est exprimée en pourcentage de $M_{\max}$ et les paliers de stimulation sont exprimés en valeurs du seuil du réflexe-H .....	99
4.6	Moyennes et écart-types des variations maximales positives de position pour la tête du cinquième métatarse par rapport à l'axe vertical, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronations (Pro) .....	101
4.7	Moyennes et écart-types des variations maximales négatives de positions pour le condyle fémoral externe et la malléole interne par rapport à l'axe médio-latéral, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro) .....	102
4.8	Moyennes et écart-types des variations maximales négatives de positions pour le condyle fémoral externe par rapport à l'axe médio-latéral, pour les étendues d'angle de flexion de genou de $90^\circ$ ( $90^\circ$ à $75^\circ$ ), $60^\circ$ ( $60^\circ$ à $45^\circ$ ), et $30^\circ$ ( $30^\circ$ à	

15°), et pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro) .....	103
4.9 Moyennes et écart-types des variations maximales négatives de positions pour le condyle fémoral externe par rapport à l'axe médio-latéral, pour les étendues d'angle de flexion de genou de 90° (90° à 75°), 60° (60° à 45°), et 30° (30° à 15°) .....	104
4.10 Moyennes et écart-types des étendues maximales de variation de positions pour le condyle fémoral externe (Cond.ext.), le condyle tibial externe (Tib.ext.) et la malléole interne (Mal.int.) par rapport à l'axe médio-latéral, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro) .....	105
4.11 Moyennes et écart-types des étendues de variation de positions pour le condyle fémoral externe par rapport à l'axe médio-latéral, pour les étendues d'angle de flexion de genou de 90° (90° à 75°), 60° (60° à 45°), et 30° (30° à 15°), et pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro) .....	106
4.12 Moyennes et écart-types des étendues de variation de positions pour le condyle tibial externe par rapport à l'axe médio-latéral, pour les étendues d'angle de flexion de genou de 90° (90° à 75°), 60° (60° à 45°), et 30° (30° à 15°), et pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro) .....	106
4.13 Moyennes et écart-types des étendues de variation de position pour le condyle fémoral externe par rapport à l'axe médio-latéral, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro) .....	107
4.14 Moyennes et écart-types des angulations minimales du 5 <sup>ième</sup> métatarse, observées dans le plan transverse, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro) .....	108
4.15 Moyennes et écart-types des étendues d'angle du 5 <sup>ième</sup> métatarse, observées dans le plan transverse, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro) .....	109
4.16 Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée des fibres distales du vastus medialis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou, et pour toutes les conditions de position de pied .....	111
4.17 Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée des fibres distales du vastus medialis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou .....	111
4.18 Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du vastus lateralis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou, et pour toutes les conditions de position de pied .....	112
4.19 Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du vastus lateralis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou .....	113

4.20	Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du semi-tendinosus de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou, et pour toutes les conditions de position de pied .....	114
4.21	Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du semi-tendinosus de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou .....	114
4.22	Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée de l'abductor hallucis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou, et pour toutes les conditions de position de pied .....	115
4.23	Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée de l'abductor hallucis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou .....	116
4.24	Comparaison détaillée des moyennes et écart-types d'amplitude du réflexe-H normalisée en pourcentage de $M_{max}$ des fibres distales du vastus medialis et écart-types, pour toutes les conditions d'angle de flexion de genou et toutes les conditions de position de pied .....	117
4.25	Comparaison des moyennes d'amplitude du réflexe-H normalisée en pourcentage de $M_{max}$ des fibres distales du vastus medialis et écart-types, pour toutes les conditions d'angle de flexion de genou. Toutes les conditions de position de pied sont incluses à l'intérieur de chacune des conditions d'angle de genou .....	118

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AH : muscle abductor hallucis

DFP : dysfonction fémoro-patellaire

EMG : activité électromyographique

$H_{\max}$  : amplitude maximale de la réponse-H ou réponse réflexe monosynaptique

IEMG : électromyographie intégrée

kgm : mesure de résistance en kilogramme x mètre

$M_{\max}$  : amplitude maximale de la réponse-M ou réponse musculaire directe

réflexe-H : réflexe de Hoffmann

RF : muscle rectus femoris

SPF : syndrome patello-fémoral

ST : muscle semi-tendinosus

VMfd : fibres distales du vastus medialis

VMfp : fibres proximales du vastus medialis

VMO : fibres obliques du vastus medialis

VL : muscle vastus lateralis



L'auteur dédicace cet ouvrage à

**MARIE-FRANCE,**

**FRANCIS,**

**FRÉDÉRIKE**

et

**BÉBÉ (à venir ...)**

Votre amour m'a donné des ailes me  
permettant d'explorer à fond mes capacités  
de chercheur, d'enseignant et d'intervenant,  
mais surtout  
de compagnon de vie et de père de famille.

## REMERCIEMENTS

L'auteur tiens à remercier tout particulièrement son directeur ainsi que son codirecteur, les Docteurs Paul Allard, ing. Ph.D., de l'Université de Montréal, et Jean P. Boucher, Ph.D., de l'Université du Québec à Montréal, pour leur collaboration et leur étroite supervision lors de la réalisation de ce projet et de mes études doctorales. L'auteur tiens aussi à remercier les membres du comité d'évaluation de cette thèse car leurs critiques constructives sauront sûrement en bonifier le contenu ainsi que la forme.

De plus, le contenu de cette thèse a bénéficié de l'apport de plusieurs individus qui, par leurs idées, leurs critiques, leur contribution intellectuelle, spirituelle et matérielle, ont influencé de près la grande qualité de cette production. Ces personnes sont :

- Dr. Marc Bélanger, Ph.D, pour ses conseils, ses multiples idées fondamentales au niveau des réflexes et sa revue critique de la méthodologie reliée à la partie dynamique de ce projet,
- Dr. Réjean Dubuc, Ph.D., pour sa revue critique de l'EMG réflexe en situation statique,
- Dr. Bradford McFadyen, Ph.D., pour ses conseils en cinématique 3-D,
- M. Raynald Henri, président, et Dr. Norman Murphy, Ph.D., de la compagnie Bi-Op inc., pour la modification des sandales et la fabrication des orthèses plantaires offerts gracieusement, ainsi que pour le prêt du système de mesure de pression plantaire F-Scan™,
- Mme Martine Dionne, M.Sc., pour son assistance dans la collecte des données en dynamique,
- Mme Carole Roy, pour son support technique durant l'expérimentation,
- Dr. Béatrice Ferry, Ph.D., pour sa contribution au niveau de la dynamique du pied,
- Dr. Pierre-Félix Louis, D.C., M.Sc., pour ses informations fondamentales et cliniques concernant les récepteurs articulaires,
- M. Jean-Claude LeFlohic, kinésithérapeute, pour ses informations sur le biofeedback et l'électrostimulation
- MM. Alain Leroux, M.Sc. et Jacques Hébert, M.Sc., pour leur contribution intellectuelle et spirituelle, et
- Mme Marie-France Coallier, B.Sc., photographe, pour les photos exclusives reproduites dans ce manuscrit, sans surtout oublier
- tous les sujets, pour avoir enduré autant d'impulsions électriques à l'aîne, afin de solliciter le réflexe-H du quadriceps, de pâte abrasive et d'érosion de peau, afin d'obtenir un signal EMG optimal, et de cire à chaussure liquide, afin de réussir à créer un contraste suffisant avec les réflecteurs lors de l'analyse cinématique.

## AVANT-PROPOS

La pratique de l'activité physique a pour objet de permettre le développement de certaines fonctions cardiovasculaires, musculaires, psychologiques et autres. À outrance, cette pratique peut mener à l'apparition de dysfonctions dont les blessures associées à l'utilisation excessive d'articulations spécifiques (Renström et Johnson, 1985). L'articulation du genou est une des articulations les plus sollicitées de l'organisme humain dû au fait qu'elle supporte une bonne partie de la charge corporelle. Cette articulation se voit donc exposée à un risque élevé de blessures autant ligamentaires que tendineuses et cartilagineuses (Gudas, 1980). La dysfonction fémoro-patellaire est une des formes de blessures de sur-utilisation la plus couramment rencontrée chez les adolescent(e)s (Gruber, 1979) et dans le milieu sportif (Gudas, 1980 ; Stanish, 1984) et fait l'objet de cette étude. Elle met en relation les cartilages fémoraux et patellaire et fait encore l'objet de nombreuses controverses, autant dans ses modes d'évaluation et de diagnostique que dans ses formes de traitement (Insall, 1979). La littérature touchant l'évaluation et la réadaptation de cette dysfonction, relevant des aspects mécanique et neuromusculaire, semble d'ailleurs se baser principalement sur des mesures empiriques et peu quantitatives (Boucher et al., 1992 ; Insall, 1979).

Puisque la dysfonction fémoro-patellaire est un problème fréquemment rencontré dans la pratique de certaines activités physiques et sportives, et que l'on considère nécessaire d'identifier ses modes d'évaluation et de traitement (Boucher et al., 1992 ; King et al., 1989 ; Lefebvre et al., 1989), il s'est alors avéré important d'évaluer l'effet de certaines variables indépendantes mécaniques sur des variables dépendantes mécaniques et neuromusculaires. Ainsi, l'impact de certaines modifications dans le positionnement mécanique du pied et le genou peuvent amener des changements dans le comportement mécanique et neuromusculaire des segments et articulations environnants de ce membre inférieur. Ces modifications peuvent donc influencer l'apparition ou le traitement de la dysfonction fémoro-patellaire via les changements dans le comportement mécanique et neuromusculaire.

Bonne lecture !

## CHAPITRE UN

### INTRODUCTION

Pour situer les raisons qui ont mené au développement de cette étude sur les composantes neuromusculaires et mécaniques reliées à la dysfonction fémoro-patellaire, il fut important, en premier lieu, d'apporter un point de vue historique sur l'intérêt porté à la dysfonction fémoro-patellaire, et de son impact sur la pratique physique et sportive, une perspective historique qui ne saurait être mieux présentée que par Merchant (tiré de Fulkerson, 1997). Il fut en effet démontré, selon Merchant, que la douleur et la dysfonction antérieure du genou sont parmi les affections les plus fréquemment rencontrées dans la pratique de la médecine sportive. Alors, comment se fait-il que l'articulation fémoro-patellaire fut négligée depuis si longtemps ?

Ainsi, au tout début de la chirurgie orthopédique, des chirurgiens généralistes, aujourd'hui nommés orthopédistes, écrivirent quelques articles classiques à propos de l'articulation fémoro-patellaire. Or, ces chirurgiens étaient davantage préoccupés par des conditions vitales ou amenant une infirmité comme des fractures ouvertes, l'ostéomyélite, l'arthrite pyogénique, la tuberculose, la poliomyélite, et les problèmes héréditaires. La grande dépression et les deux guerres mondiales maintinrent les chirurgiens orthopédistes au niveau du traitement de ces traumatismes et infections. Et, durant cette période, la population en général ait peu de temps à consacrer à la pratique de l'activité physique.

L'avènement des antibiotiques, dans les années 1940, et les vaccins de la poliomyélite, dans les années 1950, ont modifié définitivement la pratique de la chirurgie orthopédique. La prospérité liée à cette période a permis à la population de prendre plaisir à la pratique montante

de sports scolaires, professionnels et de loisir. Les chirurgiens étaient médicalement préparés à soigner un nombre croissant d'affections fémoro-patellaires, à en juger le nombre de menisectomies effectuées à cause de conditions où le genou se dérobo ou à cause de dérangements internes qui étaient en réalité des dysfonctions fémoro-patellaires. De plus, la patellectomie était fréquemment la solution finale à un problème clinique embarrassant. Même durant le développement de l'arthroplastie totale du genou, le compartiment fémoro-patellaire fut complètement ignorées.

Durant le milieu des années 1970, l'intérêt grandissant de la médecine sportive, le développement d'une radiographie axiale valide et fidèle, l'explosion de l'arthroscopie, et le développement de la littérature sur la dysfonction fémoro-patellaire ont permis de porter une attention particulière à cette articulation. Encore, faudrait-il expliquer pourquoi les dysfonctions fémoro-patellaires sont si fréquentes ? Est-ce relié au fait qu'approximativement 20% d'une population généralement asymptomatique démontrent des anomalies radiographiques objectives de l'articulation fémoro-patellaire ?

L'explication peut être enracinée dans le développement génétique du genou et de ses différentes parties. Le genou, avec ses condyles fémoraux en forme typique de came à deux lobes s'articulant sur une surface tibiale relativement plane, est apparu il y a environ 360 millions d'années. La patella fit son apparition il y a approximativement 70 millions d'années. Mais, l'asymétrie de l'articulation fémoro-patellaire, avec ses vecteurs de force à dominante latérale, qui facilite la station debout et la locomotion bi-podale efficace, remonte à quelques 3,5 millions d'années. Or, il est possible que ce plus récent développement au niveau du genou ne soit pas déterminé génétiquement ? Ceci pourrait expliquer pourquoi il y a tant de variations anatomiques de l'articulation fémoro-patellaire dans la population en général. De plus, cette articulation sert d'intermédiaire aux forces générées par les muscles les plus volumineux (quadriceps et ischio-jambiers) rattachés aux plus longs bras de levier (fémur et tibia). Ainsi, il est possible de comprendre pourquoi des variations relativement mineures dans la fonction fémoro-patellaire résultent en symptômes liés aux exigences de la pratique de l'activité physique. Enfin, la dysplasie fémoro-patellaire est liée à une forte prédisposition familiale (Merchant, tiré de Fulkerson, 1997).

Parmi plusieurs sources potentielles amenant à la dysfonction fémoro-patellaire, deux composantes importantes doivent être portées à notre attention. Ces deux composantes semblent

être d'ordre mécanique, associées aux plus longs bras de leviers du corps humain, et neuromusculaire, caractérisée selon Merchant par la force musculaire.

La dysfonction fémoro-patellaire implique une panoplie de variables mécaniques et neuromusculaires ayant justifié un nombre important de travaux. Les études découlant de ces recherches tentent d'élucider le comportement de ces variables pour ainsi, comme il est espéré, en déterminer des solutions de réadaptation.

Ainsi, dans un premier temps, il fut important, pour cette étude, de définir les liens entre les composantes mécaniques et neuromusculaires par une description de la chaîne multi-segmentaire en relation avec une dysfonction particulière du membre inférieur. Dans un second temps, il fallait définir les composantes mécaniques et neuromusculaires de cette chaîne ainsi que certains modes d'évaluation et de réadaptation de ces composantes. Dans cette étude, la dysfonction fémoro-patellaire a été retenue comme modèle de dysfonction nous permettant d'explorer ces composantes mécaniques et neuromusculaires.

Une emphase particulière a été mise sur l'effet de la position du genou et du pied sur l'activité réflexe et volontaire des fibres distales du vastus medialis, intimement liée à la dysfonction fémoro-patellaire. Élaborée selon une progression du plus simple au plus complexe, ou d'une condition statique à une condition dynamique, cette étude visait donc à comprendre les comportements neurocinétiques du complexe fémoro-patellaire.

### 1.1 **Concept de chaîne multi-segmentaire**

Parmi tous les êtres vivants, l'humain est le résultat d'une longue, complexe et stupéfiante évolution dont l'un des principaux mécanismes de survie est l'adaptation à son environnement. À travers les âges, l'une de ces principales adaptations fut l'acquisition de la station debout afin de favoriser sa locomotion et ainsi sa survie. Malgré cela, cette adaptation semble loin d'être complétée. En effet, des mises en charge élevées et répétées peuvent altérer les composantes mécaniques du membre inférieur et du bas du dos, et créer la présence de certaines dysfonctions (Hughes, 1985 ; Nuber, 1988 ; Rothbart et Estabrook, 1988). Considérant l'étroite relation entre les différents segments du membre inférieur, le concept de chaîne multi-segmentaire, nous fait réaliser l'étendue de cette relation.

Une chaîne cinétique multi-segmentaire est une combinaison de plusieurs segments et articulations organisés successivement et travaillant dans un ensemble (McPoil et Knecht, 1985).

En station debout, le segment pied est le seul et unique interface avec l'environnement et son équilibre influencera l'orientation et la fonction des segments et des articulations supérieurs. La chaîne cinétique multi-segmentaire est dite *ouverte* si l'un des deux pieds n'est pas en contact avec l'environnement (e.g., lors d'un mouvement d'extension du genou sur un appareil de musculation de type Cybex ou KinCom ou lors de la phase d'oscillation à la marche), et est dite *fermée* si les pieds sont en contact avec l'environnement (e.g., lors d'un mouvement de *squat* avec les deux pieds au sol ou lors de la période de support bi-podale à la marche) (McPoil et Knecht, 1985 ; Picciano et al., 1993).

En position debout, le pied influence la base de support et l'équilibre de l'ensemble du corps (Gray, 1994). Durant la marche, ce segment agit comme propulseur, adaptateur, levier rigide, système d'absorption de chocs, et mécanisme d'absorption des mouvements de rotation interne et externe du membre inférieur (Brunnstrom, 1984 ; Hamill et Knutzen, 1995 ; McPoil et Brocato, 1985). En station debout et en situation de marche normale, l'hallux s'appuie au sol, stabilise le pied et l'aide lors de la période de poussée (Sammarco, 1989). L'hallux est l'ensemble des phalanges du gros orteil. Ainsi, l'hallux joue un rôle important d'assistance dans le support du corps, expliquant ainsi le fait qu'il soit construit avec beaucoup plus de solidité (Gray, 1994).

Le pied n'est qu'une des composantes de la chaîne multi-segmentaire, et n'est certes pas la source de toutes les problématiques du membre inférieur (McPoil et Brocato, 1985). Cependant, il est admis qu'une dysfonction du pied causée par un désalignement mécanique de ses structures peut influencer l'alignement mécanique du membre inférieur et ainsi présenter des symptômes de dysfonction. Plus spécifiquement, la pronation du pied, et en particulier de l'arrière-pied, est un des mouvements pouvant créer une ou des dysfonctions articulaires du membre inférieur lors de la locomotion (Rutherford, 1984).

Rothbart et Estabrook (1988) proposent un modèle clinique de chaîne multi-segmentaire permettant d'expliquer les dysfonctions fémoro-patellaires. Selon ces auteurs, chaque degré de pronation produirait un certain degré de rotation interne du tibia provoquant ainsi une contrainte au niveau du genou et des tissus mous adjacents. De plus, lorsque la patella se déplace sur les condyles fémoraux, une érosion graduelle des surfaces cartilagineuses de la patella et du fémur peut se produire. En retour, le corps contrecarre cette dysfonction mécanique en diminuant la mobilité articulaire du genou par une décélération de la rotation interne du tibia (Rothbart et Estabrook, 1988).

La relation entre les mouvements d'arrière-pied et les symptômes d'une dysfonction fémoro-patellaire n'est cependant pas toujours confirmée. En effet, Lefebvre et Boucher (1989) et Kernozek et Greer (1993) n'ont pas trouvé de relation entre l'angle-Q et le mouvement d'arrière-pied en situation de locomotion. L'angle-Q est l'angle de traction du quadriceps sur la patella et est souvent associé aux signes indiquant une dysfonction fémoro-patellaire. Il est formé entre la ligne unissant l'épine iliaque antéro-supérieure et le centre anatomique de la patella, et le prolongement supérieur de la ligne unissant le point central de la patella avec la tubérosité antérieure du tibia. D'autre part, Messier et al. (1991) n'ont pas trouvé de différence significative pour les mouvements d'arrière-pied ou de pronation exagérée entre des sujets sains et des sujets avec des dysfonctions fémoro-patellaires lors de la course sur terrain plat. Par contre, Lefebvre et Boucher (1989), ont trouvé qu'une modification de la pronation du pied en position statique, à l'aide d'un biseau médial au calcaneus, modifiait l'angle-Q au genou. Cependant, cette relation s'estompe en situation de locomotion, où l'angle de pronation demeure modifié à l'encontre de l'angle-Q au genou qui ne l'est plus.

Une pronation de l'arrière-pied apportera plus de mobilité au niveau de l'articulation sous-astragaliennne, entre les périodes de réception et d'appui intermédiaire (Nuber, 1988). Cette pronation exagérée du pied provoque une éversion de l'articulation talo-calcaneenne induisant ainsi une rotation interne de la jambe en entraînant une augmentation de la charge transmise via l'articulation sous-astragaliennne (Rothbart et Estabrook, 1988 ; Rutherford, 1984; Wang et al, 1995). À ceci s'ajoute la rotation interne naturelle de la jambe apparaissant dès le début de la phase de support, durant la marche (Cailliet, 1983 ; Rutherford, 1984 ; Sammarco, 1989) qui modifie l'angle de traction du quadriceps (Angle Coplan, 1989 ; Nuber, 1988). Pendant que le tibia continue sa rotation interne, durant la phase de support, le fémur effectue une rotation externe (Angle Coplan, 1989). Ces rotations opposées influencent l'orientation et la fonction à l'articulation du genou et induisent potentiellement un étirement des tissus mous qui limitent la mobilité de la patella chez les individus éprouvant des dysfonctions (Angle Coplan, 1989 ; Tiberio, 1987). De plus, ces rotations opposées peuvent modifier les fonctions musculaires des stabilisateurs de la patella (Boucher et al., 1992 ; Lefebvre et al., 1994). À cet effet, il a été démontré qu'une modification mécanique de la position du pied influence l'orientation du membre inférieur ainsi que l'activité musculaire des fibres distales du vastus medialis, responsables de la traction médiale de la patella (Boucher et al., 1992 ; Lefebvre, 1991). Dans une situation de déséquilibre mécanique, l'activité de ces fibres distales du vastus medialis est diminuée par



rapport à celle du vastus lateralis, favorisant ainsi un déplacement latéral de la patella vers le condyle fémorale latéral (Koh et al., 1992 ; Lefebvre et al., 1994 ; Lieb et Perry, 1968 ; Reynolds et al., 1983). Ce déplacement latéral de la patella accentue la dysfonction fémoro-patellaire et peut mener vers une condition pathologique nommée chondromalacie.

La pronation de l'avant-pied a-t-elle une influence sur l'activité musculaire des fibres distales du vastus medialis lors d'une activité locomotrice telle que le pédalage ? L'influence sur cette activité musculaire viendrait-elle aussi d'une étendue d'angle spécifique de flexion du genou ?

D'autre part, en situation de pronation exagérée, lors de la phase de support, le premier rayon et l'articulation médio-tarsienne demeurent très mobiles et obligent le transfert des charges absorbées vers les métatarses latéraux, nécessitant ainsi une force musculaire plus élevée pour propulser le corps vers l'avant (Hughes, 1985; Rutherford, 1984). Le premier rayon est constitué du premier métatarse et des phalanges de l'hallux (Sammarco, 1989). À cet effet, en plus d'effectuer l'abduction de l'hallux et de contribuer à la flexion plantaire du premier rayon, l'abductor hallucis est un muscle qui aide à remonter ou à maintenir l'intégrité de l'arche médiale longitudinale du pied lors de la période de poussée à la marche (Donatelli, 1990 ; Gray, 1994). Ce rôle, au niveau de l'arche médiale longitudinale, est d'un intérêt tout particulier pour la correction de dysfonctions au niveau du pied et du membre inférieur (Ferry et al., 1995). En effet, il est remarqué que la pronation de l'avant-pied entraîne une déviation latérale en adduction de l'hallux qui a pour résultat une dysfonction nommée hallux valgus. Cette dysfonction semble avoir des répercussions sur l'activité de l'abductor hallucis par inhibition neuromusculaire. La pronation de l'avant-pied, souvent retrouvée lors de la dysfonction fémoro-patellaire, a-t-elle une influence sur l'activité musculaire de l'abducteur de l'hallux lors d'une activité locomotrice telle que le pédalage ?

## 1.2 **Biomécanique de l'articulation fémoro-patellaire**

Dans l'intérêt de cette étude, la dysfonction de l'articulation fémoro-patellaire doit être interprétée en termes biomécaniques. En effet, de par sa conception, la patella doit s'accommoder des forces produites lors d'une activité. Cette accommodation peut être altérée par une anomalie de l'anatomie, une pathologie, un traumatisme, une dysfonction, ou une surcharge. La modification structurale de l'articulation due au vieillissement peut aussi avoir un effet adverse. Les demandes mécaniques des activités journalières nécessitent une connaissance de la

façon dont la charge est transmise à l'articulation fémoro-patellaire, de sa stabilisation, et des déplacements relatifs des deux composantes de l'articulation durant la fonction. Selon Fulkerson (1997), il n'est pas nécessaire d'être ingénieur ni mathématicien pour comprendre les principes biomécaniques de base gouvernant l'articulation fémoro-patellaire et jouant un rôle important autant en pathologie qu'en réadaptation.

Jadis, certains auteurs croyaient que la patella n'était pas très importante dans la mécanique d'extension du genou (Brooke, 1937 ; Freehafer, 1962 ; Hey Groves, 1937) et recommandaient la patellectomie lors d'une dysfonction. D'autres, au contraire, attribuaient à la patella un rôle plus important et recommandaient si possible sa préservation (Bandi, 1972 ; Bandi et Brennwald, 1974 ; Baumgartl, 1964 ; Ficat, 1970 ; Kaufer, 1971).

L'articulation fémoro-patellaire est essentiellement une articulation mobile car, peu importe l'alignement de la patella, sa position peut être modifiée par rapport à celle du fémur. Selon McConnell (1987), une position optimale de la patella maximise la surface de contact et assure ainsi une meilleure distribution de la charge. Par cette position optimale, la patella peut remplir un de ses rôles les plus importants qui est de favoriser l'augmentation du moment du quadriceps par l'augmentation de son bras de levier par rapport à l'axe de flexion/extension du genou, et ainsi offrir un avantage mécanique.

Pour toute l'étendue de mouvement, la patella augmente en moyenne jusqu'à 50% le moment de force d'extension. À l'opposé, une patellectomie résulte en une extension faible ou parfois incomplète du genou, ayant pour conséquence une certaine atrophie musculaire, et ce, indépendamment d'une thérapie intensive et soutenue (Fulkerson, 1997). Plusieurs facteurs, incluant les caractéristiques géométriques des surfaces de contact (Ahmed et al., 1987), sont aussi impliqués dans la constance du maintien de la charge et la réponse de la patella à la contrainte : l'épaisseur du cartilage et la qualité de l'os sous-chondral (Abernethy et al., 1978), la rotation fémorale durant l'extension du genou (Sikorski et al., 1979), et les forces procurées par les ailerons patellaires médial et latéral (Fulkerson, 1983).

En résumé, durant les derniers degrés d'extension, le mécanisme rotatoire de l'articulation tibio-fémorale, amène le tibia en rotation externe par rapport au fémur, dirigeant ainsi la tubérosité antérieure du tibia vers l'extérieur. Lorsque le genou est en extension complète et que le quadriceps se contracte, un valgus de la patella apparaît produisant ainsi une force latérale qui peut être contrecarrée seulement par la traction du retinaculum médial, l'action des

fibres distales du vastus medialis, et par l'orientation proéminente de la facette trochléaire latérale lors de la flexion. Un déséquilibre d'une ou plusieurs de ces forces pourra entraîner la patella dans un déplacement latéral (Insall, 1979 ; Kapandji, 1985) qui pourrait être créé par un désalignement mécanique du membre inférieur ou par une inhibition musculaire des stabilisateurs médiaux.

### 1.3 Relation entre les composantes mécaniques et neuromusculaires

La variation de la position d'une articulation a une influence sur les composantes neuromusculaires associées à la capacité contractile des muscles (Enoka, 1988). Un désalignement mécanique pourrait entraîner une facilitation ou une inhibition musculaire résultant en l'apparition de symptômes de dysfonction plus ou moins importants. Ainsi, les causes de plusieurs dysfonctions peuvent provenir de composantes mécaniques ou neuromusculaires ou de leur interrelation.

En ce qui a trait à certaines dysfonctions du membre inférieur, telle que la dysfonction fémoro-patellaire, la composante d'origine mécanique est reliée à différents facteurs comme l'asymétrie des membres inférieurs (Wallace et al., 1985), un angle d'éversion prononcé de la cheville (Boucher et al., 1992 ; Clarke et al., 1983) ou un angle-Q prononcé (Boucher et al., 1992 ; Lefebvre, 1991 ; Lefebvre et Boucher, 1989). Ces facteurs peuvent provoquer un déséquilibre musculaire entraînant un désalignement de la patella. D'autre part, la composante d'origine neuromusculaire, reliée à certains facteurs comme la douleur et le niveau de pression intra-articulaire, peut influencer directement le fonctionnement du vastus medialis et particulièrement celui des fibres distales de ce muscle (Kennedy et al., 1982 ; Spencer et al., 1984 ; Stener, 1969 ; Stener et Pedersen, 1962).

Cette étude a donc porté sur les composantes mécaniques et neuromusculaires, et plus particulièrement sur l'influence de l'alignement mécanique du genou et du pied, pouvant provoquer un trouble de fonctionnement et une inhibition réflexe au niveau des fibres distales du vastus medialis (Ekholm et al., 1960 ; Stener, 1969 ; Stener et Pedersen, 1962 ; Young et al., 1987).

La compréhension de la relation entre les composantes mécaniques et neuromusculaires nous amène à étudier ce phénomène d'inhibition réflexe. Différents auteurs utilisent souvent le terme inhibition réflexe pour tenter d'expliquer, par exemple, l'atrophie musculaire (deAndrade et

al., 1965 ; Fahrer et al., 1988 ; Iles et Roberts, 1987 ; Iles et al., 1990 ; Kennedy et al., 1982 ; Spencer et al. 1984 ; Stener, 1969 ; Stener et Pedersen, 1962 ; Stokes et Young, 1984).

Du point de vue fondamental, l'inhibition réflexe se définit comme étant une baisse de l'excitabilité du pool de motoneurones de la moelle épinière. Cliniquement, le terme inhibition réflexe est utilisé pour décrire une diminution de l'activité musculaire (deAndrade et al., 1965 ; Fahrer et al., 1988 ; Stener, 1969 ; Stener et Pedersen, 1962). Le terme inhibition réflexe revient donc fréquemment. Cependant, il est difficile d'obtenir des données sur le membre inférieur démontrant une baisse effective de l'excitabilité du pool de motoneurones des muscles formant le quadriceps et tout particulièrement des fibres distales du vastus medialis. En effet, il n'y a qu'un nombre restreint d'études qui démontrent une inhibition réflexe des muscles extenseurs du quadriceps (Iles et al., 1990 ; Kennedy et al., 1982 ; Leroux et al., 1995 ; Spencer et al., 1984). D'autres études cliniques démontrent plutôt une baisse de l'activité électromyographique (EMG) produite lors d'une contraction volontaire d'un ou de plusieurs muscles, qui selon les auteurs, s'associent à l'inhibition réflexe (deAndrade et al., 1965 ; Fahrer et al., 1988 ; Stener, 1969 ; Stener et Pedersen, 1962 ; Stokes et Young, 1984). Dans la présente étude, le terme inhibition réflexe fera référence à la définition fondamentale reliée aux réflexes spinaux, tel que le réflexe de Hoffmann (réflexe-H), pour mesurer l'excitabilité du pool de motoneurones. Une telle inhibition, responsable d'une modification de l'activité musculaire, dicte l'excitabilité du pool de motoneurones alpha ( $MN\alpha$ ). Cette excitabilité peut être mesurée par l'intermédiaire des techniques de modulation réflexe.

La modulation de l'amplitude du réflexe-H permet d'apprécier le niveau d'excitabilité du pool de  $MN\alpha$  et ainsi le niveau d'inhibition pré-synaptique appliquées sur les afférences Ia impliquées dans le réflexe myotatique (Delwaide, 1973 ; Guiheneuc et Ginet, 1974 ; Hugon, 1973 ; Pierrot-Deseilligny et Mazières, 1984). Le réflexe-H permet aussi d'explorer différentes voies du système réflexe humain et de valider des techniques cliniques utilisant différents protocoles statiques ou dynamiques (Capaday et Stein, 1986 ; Capaday et Stein, 1987 ; Collins et al., 1993 ; McIlroy et al., 1992 ; Morelli et al., 1991 ; Pierrot-Deseilligny et Mazières, 1984 ; Stein et Capaday, 1988).

Dans cette étude, le réflexe-H du quadriceps sera analysé en situation statique de positionnement passif du genou et aussi en situation dynamique de pédalage afin d'apprécier le

niveau d'excitabilité du pool de motoneurones  $\alpha$  pour des angles de flexion de genou spécifiques et pour des positions de pied définies à l'aide d'orthèses plantaires.

#### 1.4 **La dysfonction fémoro-patellaire comme modèle de dysfonction mécanique et neuromusculaire**

Afin d'étudier l'interrelation des composantes mécaniques et neuromusculaires associées à l'atrophie de muscles extenseurs du genou, la dysfonction fémoro-patellaire (DFP) a été utilisée comme modèle. Cette dysfonction semble constituer un modèle approprié puisqu'elle est caractérisée par des composantes neuromusculaires, dont l'atrophie des fibres distales du vastus medialis (VMfd) (Boucher et al., 1992 ; Lefebvre et al., 1994 ; Lieb et Perry, 1968 ; Lieb et Perry, 1971 ; Mariani et Caruso, 1979 ; Smilie, 1949 ; Souza et Gross, 1991), et par des composantes mécaniques, dont le valgus exagéré du genou (Boucher et al., 1992 ; Insall, 1979 ; Lefebvre et Boucher, 1989), la sur-pronation du pied (Bouquet, 1993 ; Hunt, 1985 ; Lefebvre et Boucher, 1989 ; McPoil et Brocato, 1985 ; Steadman, 1979), et un hallux valgus (Sammarco, 1989).

La chondromalacie est la pathologie associée à la dysfonction qui nous intéresse. Il est donc important de définir ces termes et d'en décrire l'histoire.

Le terme chondromalacie fut utilisé pour la première fois par Budinger, en 1908 (tiré de Fulkerson, 1997), et référait à l'attendrissement et à la lésion de la surface cartilagineuse de la patella. La cause de ces changements caractéristiques était inconnue à cette époque, sauf que l'on présumait qu'elle était de nature traumatique (Insall, 1979). Wiberg, en 1941, crut que la cause de la chondromalacie était reliée à la pression excessive localisée sur la patella, due à la forme particulière de cette dernière. Wiles, en 1956, considérait la chondromalacie comme un précurseur de l'ostéoarthrite. Or, il est bien connu, d'après des études cliniques et des autopsies, que la dégénérescence articulaire est surtout reliée au facteur âge. De plus, il est proposé que la dégénérescence du cartilage de la patella peut être asymptomatique (Insall, 1979). Outerbridge (1961) proposait que l'existence d'une crête, considérée comme une anomalie morphologique, située dans la portion supérieure de la surface articulaire des condyles fémoraux, pouvait causer une chondromalacie. Cependant, selon Insall (1979), cette cause de chondromalacie n'est pas souvent présente. Goodfellow et al. (1976b) ont tenté de séparer la chondromalacie reliée à l'âge de celle qui est asymptomatique suite à l'excision d'une surface anormale de tissus mous affectant la facette médiale et la partie adjacente de la crête médiane atteinte. Suite aux expériences de

Goodfellow et al. (1976a), Ficat et Hungerford (1977) ont noté qu'une pression latérale excessive peut aussi être un facteur important causant la douleur retro-patellaire, et préconise ainsi l'incision de l'attache patellaire latérale de la bande ilio-tibiale.

Ainsi, les changements morphologiques d'intérêt, produits par le désalignement mécanique ou un déséquilibre musculaire, ont souvent camouflé la cause sous-jacente qu'est le désalignement mécanique lui-même (Insall, 1979 ; Lefebvre, 1991 ; Lefebvre et al., 1989). Or, étant donné que les lésions cartilagineuses des parties postérieures de la patella ne peuvent être identifiées que par un examen approfondi, le terme chondromalacie devrait être restreint à la pathologie diagnostiquée par arthroscopie (Merchant, 1988). Dès lors, il semblerait plus approprié, compte tenu des phénomènes de désalignement mécanique et de déséquilibre neuromusculaire, et des symptômes de douleur, d'utiliser le terme dysfonction fémoro-patellaire plutôt que le terme chondromalacie.

Selon Cox (1985), Fulkerson (1997), King et Boucher (1996) et McConnell (1989), les principaux facteurs causant un désalignement patellaire et éventuellement une dysfonction fémoro-patellaire sont un oedème à l'articulation fémoro-patellaire, des symptômes cliniques de douleur au repos et durant l'activité, un angle-Q important, des structures latérales tendues, un ratio déséquilibré longueur du tendon patellaire / hauteur de la patella, et des restrictions myofaciales. Particulièrement, un problème mécanique à l'avant-pied ou à l'arrière-pied amenant une pronation compensatoire de la cheville, ainsi qu'une activité insuffisante du seul stabilisateur dynamique médial de la patella que sont les fibres distales du vastus medialis ont retenu l'attention dans ce projet. Le premier étant considéré comme une des composantes mécaniques de la dysfonction fémoro-patellaire (Lefebvre, 1991 ; Lefebvre et al., 1989), et le second est associé comme la principale composante neuromusculaire de la dysfonction fémoro-patellaire pouvant être influencé par la position articulaire du genou et du pied (Boucher et al, 1992 ; King et al., 1989 ; Lefebvre, 1991). Considérant ces composantes, une relation entre le désalignement mécanique, comme la pronation exagérée du pied, et l'inhibition musculaire amenant un alignement anormal de la patella, est retrouvée au niveau de la dysfonction fémoro-patellaire (Arno, 1990 ; Bockrath et al., 1993 ; Boucher et al., 1992 ; Lefebvre, 1991 ; Lefebvre et Boucher, 1989).

Afin de constituer une base de référence sur des sujets sains, il fut important de reprendre certains aspects mécaniques de sur-pronation et de valgum du genou, tels que présents dans le modèle qu'est la dysfonction fémoro-patellaire. C'est ainsi que l'orthèse plantaire forçant

le pied en pronation fut utilisée comme élément de stimulation de cette composante mécanique fondamentale liée à cette dysfonction.

### 1.5 Questions expérimentales

Étant donné que les composantes mécaniques et neuromusculaires semblent jouer un rôle important sur l'alignement de la patella, il s'est avéré important de connaître l'effet de la dysfonction fémoro-patellaire sur l'alignement mécanique du membre inférieur, tel que mesuré à l'aide d'outils biomécaniques, ainsi que sur la commande motrice, tel que mesuré par l'activité neuromusculaire. Il est de plus considéré que les centres supérieurs contrôlent l'activité musculaire volontaire et que les mécanismes périphériques, intimement liés à la mécanique articulaire, contrôlent l'activité réflexe, modulant ainsi l'output musculaire final (Romano et Schieppati, 1987).

Par conséquent, cette étude fut inspirée par la question générale suivante : Comment peut-on expliquer le comportement spécifique des fibres distales du vastus medialis d'être plus actives à 90° de flexion et est-ce que ce comportement, important dans la gestion de la dysfonction fémoro-patellaire, est sous contrôle réflexe spinal ou sous contrôle central ? Répondre à cette question implique de comprendre la relation entre les composantes mécaniques et neuromusculaires lors d'une activité statique (i.e., position assise) puis dynamique (i.e., le pédalage), en caractérisant premièrement la biomécanique du genou puis l'output des centres supérieurs du système nerveux central, via l'EMG volontaire, et l'output spinal, via le réflexe-H.

Plus spécifiquement, les questions étudiées furent les suivantes :

- Question #1 - Comment l'activité réflexe des fibres distales du vastus medialis et des muscles extenseurs superficiels du quadriceps peut être modulée en fonction de la position angulaire statique et passive de l'articulation du genou ?
- Question #2- Quelles sont les adaptations biomécaniques du membre inférieur associées à différents stimulus mécaniques appliqués au pied lors d'un mouvement cyclique de pédalage ?
- Question #3 - Quelles sont les adaptations de l'activité musculaire volontaire des fibres distales du vastus medialis et du vastus lateralis (i.e., un extenseur du genou), du semi-tendinosus (i.e., un fléchisseur du genou) et de l'abductor hallucis (i.e., un

contrôleur de la pronation), associées aux différents stimulus mécaniques appliqués au pied lors d'un mouvement cyclique de pédalage ?

Question #4 - Comment l'activité réflexe des fibres distales du vastus medialis peut être modulée en fonction des différents stimulus mécaniques appliqués au pied lors d'un mouvement cyclique de pédalage ?

## 1.6 Hypothèses

Les questions énoncées précédemment sont opérationnalisées par les hypothèses suivantes :

Hypothèse #1 : L'amplitude du réflexe-H des portions superficielles du quadriceps est modifiée en fonction de l'angle de flexion du genou.

Hypothèse #2 : Lors d'un mouvement cyclique de pédalage, un stimulus mécanique, telle une correction par orthèse plantaire, entraîne une modification de la biomécanique du membre inférieur, tel qu'observée par l'analyse cinématique planaire du déplacement linéaire et angulaire de certains éléments du membre inférieur.

Hypothèse #3 : Lors d'un mouvement cyclique de pédalage, un stimulus mécanique, telle une correction par orthèse plantaire, entraîne une modification de l'activité électromyographique volontaire des fibres distales du vastus medialis, du vastus lateralis, du semi-tendinosus et de l'abductor hallucis.

Hypothèse #4 : Lors d'un mouvement cyclique de pédalage, un stimulus mécanique, telle une correction par orthèse plantaire, entraîne une modification de l'amplitude du réflexe-H.

## 1.7 Signification de l'étude

Cette étude évaluait les effets de la variation de la position statique et dynamique du genou et du pied sur l'excitabilité du pool de motoneurones  $\alpha$  du quadriceps, telle que mesurée par la modulation du réflexe-H et la variation de l'activité EMG volontaire des muscles de la cuisse et du pied, et par la cinématique du membre inférieur durant le mouvement.

Malgré certaines limites de cette étude, la vérification d'une ou plusieurs de ces hypothèses permettra d'acquérir des connaissances supplémentaires sur le rôle joué par les



composantes mécaniques sur les composantes neuromusculaires des sujets sains afin de contribuer à la compréhension des facteurs causals de la dysfonction fémoro-patellaire.

Le fait de connaître l'influence de la position articulaire du genou et du pied sur la modulation de l'activité réflexe et volontaire permettra de vérifier si l'atrophie des fibres distales du vastus medialis peut être provoquée en partie par une inhibition réflexe directe causée par la position mécanique du genou et du pied.

Puisqu'elle pourra entraîner des modifications du type de traitement utilisé pour cette dysfonction articulaire, cette étude pourra avoir des retombées cliniques directes. Si la position mécanique du genou et du pied est impliquée dans la modulation de l'activité des fibres distales du vastus medialis, il faudra alors considérer sérieusement cette composante dans l'élaboration des traitements de réadaptation de la dysfonction fémoro-patellaire. Répondre à cette question permettrait ainsi d'explorer de nouvelles approches thérapeutiques à la dysfonction fémoro-patellaire, et, par conséquent, aider à développer des procédures d'évaluation et de traitement plus appropriées.

## 1.8 Limites de l'étude

Considérant le fait que les composantes mécaniques et neuromusculaires associées à la dysfonction fémoro-patellaire étaient évaluées à l'aide de techniques cinématiques et électromyographiques, et étant donné que l'activité électromyographique volontaire et les réflexes spinaux subissent des modulations importantes pendant les différentes phases du cycle de marche et de pédalage (Duysens et al., 1990 ; Stein et Capaday, 1988 ; Stein et al., 1993 ; Yang et Stein, 1990), il a été convenu d'évaluer ces composantes dans une situation statique, afin de mieux contrôler les paramètres, puis dynamique, afin de mieux représenter la réalité de l'homme en mouvement.

Par exemple, au niveau de l'électromyographie de surface volontaire et réflexe, les limites sont liées aux problèmes méthodologiques associées aux déplacements de la peau sur le muscle lors du changement de la position passive du genou et lors du mouvement dynamique de pédalage. De plus, les techniques utilisées ne permettent pas non plus d'isoler le rôle des différents récepteurs dans la modulation de la réponse d'origine articulaire d'une réponse d'origine cutanée. Enfin, les circuits polysynaptiques et leur influence dans cette forme de stimulation de positionnement articulaire ne sont pas explorés lors de la mesure du réflexe-H, celui-ci étant un réflexe monosynaptique.

Au niveau de la cinématique, les limites méthodologiques sont liées, entre autres, à la précision de construction et de mesure du volume de calibrage, au calibrage des caméras, à la précision de la mesure de position des différents réflecteurs associée à la qualité de leur contraste avec l'environnement, à la dissociation des réflecteurs, au filtrage des données de position dans les trois plans de mouvement, à la méthode de calcul des déplacements linéaires et angulaires selon des projections planaires de données de position orthogonale (X,Y,Z).

Les variables extrinsèques (e.g., contrôle de l'historique pathologique et d'activité physique du sujet, rythme de pédalage et résistance identiques pour tous les sujets, etc.) et les facteurs de validité interne et externe (e.g., objectivité des tests et des niveaux de traitement, contrôle de l'influence des instruments et des expérimentateurs, etc.) contrôlés durant l'évaluation et le traitement, le choix des tests, des composantes mécaniques et neuromusculaires, et la population choisie composée essentiellement de jeunes adultes modérément actifs, furent aussi considérés comme des facteurs limitatifs. Enfin, le fait que cette étude ne mesure que les effets aigus des conditions et non les effets à long terme de telles conditions est considéré comme une limite.

À un niveau plus fondamental, l'interprétation des résultats obtenus avec des sujets sains constitue une limite en ce qui a trait à l'inférence quant à des sujets ayant une dysfonction fémoro-patellaire. Pour palier à cette limite, l'utilisation d'une condition de position de pied favorisant la pronation, lors du mouvement dynamique de pédalage, fut utilisée afin de pouvoir représenter le mieux possible la réalité du pied en désalignement mécanique, tel que retrouvé chez les personnes souffrant d'une dysfonction fémoro-patellaire. De plus, il s'est avéré primordial d'évaluer et de quantifier les composantes mécaniques et neuromusculaires liées à la dysfonction fémoro-patellaire initialement chez des sujets sains, afin d'obtenir, en tout premier lieu, une base de données comparatives. L'évaluation de sujets souffrant d'une dysfonction fémoro-patellaire pourra ainsi faire l'objet d'études ultérieures.

Considérant les questions expérimentales posées et les hypothèses gouvernant cette étude, une revue de littérature sur les dysfonctions fémoro-patellaires et ses composantes mécaniques et neuromusculaires s'impose. Les informations recueillies dicteront la méthodologie à suivre dans l'exploration de ces composantes et influenceront la discussion suite aux résultats obtenus.

## CHAPITRE DEUX

### REVUE DE LITTÉRATURE

La revue de littérature spécifique à l'objet de cette étude se répartit selon quatre sections. En premier lieu, la dysfonction fémoro-patellaire, servant de modèle clinique ayant des composantes mécaniques et neuromusculaires, sera définie et explorée. En second lieu, les liens unissant ces composantes à la dysfonction d'intérêt seront décrits. Puis les aspects biomécaniques et de contrôle neuromusculaire de l'articulation fémoro-patellaire seront spécifiquement explorés.

#### 2.1 Dysfonction fémoro-patellaire

La dysfonction fémoro-patellaire est caractérisée par une irritation de la face postérieure, normalement lisse, de la patella. Cette face est recouverte de la plus grande épaisseur de cartilage de tout l'organisme humain (Kapandji, 1985). La nécessité de cette épaisseur de 6 à 8 mm s'explique par l'existence de forces considérables qui s'exercent lors de la contraction excentrique du quadriceps pendant la flexion (i.e., descente d'escaliers) ou concentrique pendant l'extension du genou (i.e., relèvement de la position accroupie ou montée d'escaliers). Durant le mouvement de flexion, la patella entre en contact avec la trochlée par sa partie inférieure et par sa partie moyenne lors de la flexion à 30°. Elle entre en contact par sa partie supérieure et sa facette supéro-externe lors de la flexion complète. Il est donc possible, en observant la topographie des lésions cartilagineuses patellaires, de connaître l'angle de flexion critique pathologique (McConnell, 1989).

L'irritation, associée à une augmentation de chaleur locale, d'enflure et de douleur et d'une incapacité occasionnelle peut mener à l'érosion de cette face postérieure de la patella, une pathologie appelée chondromalacia patellae. Ces symptômes apparaissent plus souvent chez les

filles que chez les garçons, chez les adolescents et les jeunes adultes (Gruber, 1979 ; Insall, 1979). Cliniquement, le terme dysfonction fémoro-patellaire est plutôt employé jusqu'à ce que la pathologie soit diagnostiquée, par les techniques d'arthroscopie, comme étant une chondromalacie.

Selon plusieurs auteurs, différentes formes de dysfonction fémoro-patellaire peuvent se manifester (Ficat et Hungerford, 1977; Hughston, 1968; Outerbridge et Dunlop, 1975). La première forme est caractérisée par une atteinte graduelle où une douleur articulaire en profondeur apparaît soudainement suite à une activité soutenue. Les symptômes sont principalement liés à l'intensité de l'activité physique et peuvent donc être contrôlés par une réduction de cette dernière.

La seconde forme de dysfonction fémoro-patellaire est caractérisée par des micro-traumatismes engendrés par l'augmentation de la force et du frottement existant entre les cartilages patellaire et fémoraux, résultant en une douleur durant et immédiatement suite à l'exercice, ainsi qu'à des lésions des fibres collagènes localisées près de l'os sous-chondral. Ce second type de dysfonction fémoro-patellaire est souvent causé par un traumatisme aigu résultant d'un choc violent sur la patella. Des tests expérimentaux de compression de l'articulation fémoro-patellaire ont démontré que toute contrainte supérieure à  $55 \text{ N/mm}^2$  résulte en une dégénérescence du cartilage (Crosby et Insall, 1976). Or, il a été démontré que le cisaillement serait plutôt dommageable pour le cartilage patellaire alors que la compression semblerait théoriquement plutôt bénéfique, grâce à son effet sur la nutrition favorisant sa régénérescence (Crosby et Insall, 1976; Lowther, 1985; Maitland, 1985). Or, considérant que le cartilage articulaire est peu vascularisé, cette nutrition dépendrait principalement de la qualité du liquide synovial pompé dans les interstices lors du mouvement articulaire et d'un certain transfert de nutriments provenant de l'os sous-chondral. Une pression fémoro-patellaire excessive ou insuffisante, empêcherait l'entrée et la sortie du liquide synovial dans le cartilage (Kummel, 1980b).

La troisième forme de dysfonction fémoro-patellaire est caractérisée par une désorientation mécanique de la patella. Cette désorientation, provoquée par un déséquilibre musculaire du quadriceps crural (Lefebvre et al., 1989) ou par une désorientation mécanique du tibia durant la phase d'appui du pied au sol (Lefebvre et Boucher, 1989), est associée à la sensation de subluxation de la patella apparaissant pendant ou suite à une activité physique, ainsi qu'à l'audition d'un bruit sec et soudain. En effet, une rotation interne du tibia par rapport au fémur, entraînant une subluxation de la patella, peut entraîner un blocage du genou lors des 30 derniers degrés d'extension. Durant cette subluxation, une petite surface de cartilage patellaire est sujette à une concentration de compression et de cisaillement. Les forces de cisaillement

occasionnée par le déplacement patellaire sur les condyles fémoraux semblent résulter en une dégénérescence du cartilage (Kummel, 1980a).

Suite à cette description de la dysfonction fémoro-patellaire, une définition ainsi que la symptomatologie reliée à cette dysfonction s'impose. Il est de plus important d'en cerner l'incidence ainsi que ses modalités d'évaluation clinique et de réadaptation.

### 2.1.1 Définition et symptomatologie

Pour approfondir l'évaluation de la dysfonction fémoro-patellaire et connaître l'effet de divers traitements sur certains aspects mécaniques et neuromusculaires du membre inférieur, il s'est avéré important de connaître les caractéristiques de cette dysfonction et de faire la distinction entre la dysfonction fémoro-patellaire et la pathologie nommée chondromalacia patellae. Selon la littérature, la dysfonction fémoro-patellaire peut être associée à différentes nomenclatures: syndrome fémoro-patellaire, syndrome de douleur antérieure du genou, syndrome patellaire, chondromalacie.

La douleur rétro-patellaire et les modifications morphologiques connues sous le nom de chondromalacie peuvent être causées par plusieurs facteurs. Il s'agit notamment d'un désalignement mécanique de la patella, d'un traumatisme créé par un choc direct, d'une crête anormale, d'une subluxation patellaire généralement externe, ou d'une contrainte excessive à l'articulation du genou, tels que retrouvé fréquemment chez athlètes et les soldats, (Boucher et Hodgdon, 1993 ; McConnell, 1989). Malgré des opinions différentes et parfois incompatibles, plusieurs auteurs s'entendent maintenant sur le fait que l'alignement patellaire a une incidence directe et élevée sur la dysfonction fémoro-patellaire (Cox, 1985 ; Hunt, 1985 ; Insall, 1979 ; Kummel, 1980a ; McConnell, 1989). Cependant, les changements morphologiques de la chondromalacie peuvent être présents sans qu'il y ait présence de symptômes et, inversement, certains genoux douloureux peuvent n'avoir aucune modification morphologique du cartilage de la patella. Comment cela s'explique-t-il ? Insall (1979) semble indiquer que l'attendrissement, la lésion, et la fibrillation peuvent être sans rapport avec la pathologie nommée chondromalacia patellae. La majorité des jeunes patients qui ont une douleur rétro-patellaire ont un désalignement de la patella, et Insall (1979) semble convaincu que c'est ce désalignement plutôt que les modifications morphologiques de la surface articulaire qui est responsable de l'apparition de la douleur.

L'étiologie de la douleur est probablement reliée aux contraintes anormales imposées à la surface articulaire par la présence du désalignement. Anatomiquement, Insall (1979) explique que la surface atteinte par la chondromalacie se situe de façon relativement constante dans la région de l'arête médiane de la patella où le cartilage est à la fois convexe et épais (i.e., 6 à 8 mm). De plus, cette surface est sujette à une très grande compression (e.g., lors de la course ou d'un saut), sans pour autant être tout à fait adaptée pour résister au cisaillement (Enoka, 1988 ; McConnell, 1989). Ce cisaillement peut déformer potentiellement la surface ductile et convexe du cartilage et éventuellement causer sa défaillance. Cette défaillance peut prendre la forme d'une fissure tangentielle à l'intérieur de la substance cartilagineuse pouvant potentiellement se séparer de la surface de l'os sous-chondral. En fait, le phénomène de fissure tangentielle à l'intérieur de la surface articulaire est bien documenté, et la séparation du cartilage de l'os sous-jacent, affectée par la chondromalacie, est un phénomène clinique reconnu. Cette séparation apparaît dans la zone calcifiée du cartilage (Wallace et al., 1985). Théoriquement, un cisaillement anormal produit une contrainte supplémentaire sur le cortex sous-chondral, région où il y a présence de fibres sensibles à la douleur. Les différents symptômes, d'ordre anatomique, mécanique ou neuromusculaire amènent l'individu dans une situation dysfonctionnelle ne lui permettant plus, dans certains cas, de jouir pleinement de ses activités régulières.

Les symptômes sont d'une durée variant de 7 à 10 jours, pour une dysfonction aiguë, à plusieurs mois et même des années, pour une dysfonction chronique, et se caractérisent particulièrement par une triade : douleur, pseudoblocages, et instabilité (Bouquet, 1993). Selon Fulkerson (1997), King et Boucher (1996), King et al. (1989) et McConnell (1989), ces symptômes sont les suivant :

- une douleur diffuse dans la région du genou, principalement sous la patella
- une douleur lors de la montée ou surtout lors de la descente d'escalier
- une douleur lancinante au genou lors d'une position assise prolongée
- du crépitement lors du déplacement patellaire sur les condyles fémoraux
- un genou qui se dérobe ou cède dû à l'effet de réflexe d'inhibition du quadriceps
- de l'enflure même mineure de la capsule articulaire du genou
- une sensation de blocage fémoro-patellaire involontaire suivi d'un mouvement actif de déblocage apparaissant dans certaines pathologies méniscales ou lorsqu'un corps libre cartilagineux se déplace sous la patella empêchant ainsi le déplacement normal de cette dernière.

Ces symptômes apparaissent de façon progressive, dans les cas d'usure et de sur-utilisation, de façon spontanée, dans les cas traumatiques, et de façon chronologique ou simultanée. Or, il s'avère important d'évaluer la présence de ces symptômes tout en s'assurant de l'absence de d'autres pathologies pouvant influencer le diagnostic. Ces pathologies, reliées de près ou de loin à la dysfonction fémoro-patellaire, sont la bursite, le syndrome de Plica, le syndrome du coussin adipeux, les lésions méniscales, les lésions ligamentaires, la tendinite du tendon patellaire, la synovite systémique, et certains problèmes de la colonne lombaire. De plus, certains problèmes de la hanche, retrouvés surtout chez les adolescentes et les jeunes adultes, amènent le genou en valgum et la patella en varum (McConnell, 1989).

Ainsi, la dysfonction fémoro-patellaire se définit comme suit : une présentation de patrons de mouvement aberrants s'écartant de la position biomécanique neutre d'un individu avec altération simultanée de la conduction nerveuse au membre inférieur, résultant en un déséquilibre mécanique, musculaire et des tissus mous, et un contrôle moteur altéré du membre inférieur symptomatique (King et Boucher, 1996).

### 2.1.2 Incidence

La reconnaissance des effets bénéfiques de l'exercice physique a amené une effervescence du conditionnement physique et de l'activité physique en général. En Amérique du Nord, la popularité de la pratique de l'exercice a mené à la production d'un nouveau type de pratiquant de l'activité physique qui est, à ses débuts, qualitativement moins en condition physique et peu connaissant des techniques d'entraînement (Gudas, 1980 ; Stanish, 1984). Ce type de pratiquants serait ainsi sujet à divers traumatismes et dysfonctions associés à l'activité (Garrick, 1989). Parmi ces individus, 50% à 70% souffriront de blessures associées à la course et certains auront même besoin de traitements médicaux (Gudas, 1980). La majorité de ces blessures apparaissent au niveau du membre inférieur et principalement au genou (Detmer, 1980 ; Gudas, 1980 ; James et al., 1978 ; Newell et Bramwell, 1984 ; Nutig, 1981 ; Radin et al., 1984).

Radin et al. (1982 et 1984) ont démontré que certains changements au niveau des os et du cartilage, amenant une dégénérescence de type chondromalacie, apparaissent lors de la répétition d'une mise en charge mécanique importante de compression mais surtout et avant tout de cisaillement. Entre autres, la pratique prolongée d'une activité physique à impacts répétés occasionne beaucoup de contraintes sur les différents tissus corporels. Conséquemment, il existe

un immense potentiel de traumatisme aigu ou de dégénérescence progressive prenant souvent un certain temps à se manifester. Ceci semblerait être le cas avec la dysfonction fémoro-patellaire.

### 2.1.3 Évaluation clinique

Il n'est pas possible de traiter adéquatement des patients ayant une dysfonction fémoro-patellaire sans évaluation clinique de l'articulation concernée, et des segments et articulations proximaux et distaux. Les objectifs principaux de l'examen clinique de la dysfonction fémoro-patellaire sont : de localiser les structures articulaires et les tissus mous douloureux (Insall, 1979), d'estimer les forces agissants sur les ailerons patellaires et sur l'articulation (Fulkerson, 1997 ; Spencer et al., 1984), d'évaluer les facteurs qui affectent l'alignement mécanique (Boucher et al., 1992 ; McConnell, 1989), et d'évaluer le déséquilibre neuromusculaire (Boucher et al., 1992 ; King et Boucher, 1996)

Une synthèse des informations tirées de Cox (1985), de Fulkerson (1997), de King et Boucher (1996) et de McConnell (1989), présente les facteurs importants pouvant causer un désalignement de la patella et éventuellement une dysfonction fémoro-patellaire ou une chondromalacie. Ces facteurs sont :

- un oedème, produit par la création de 30 à 45 ml de sérum physiologique à l'articulation fémoro-patellaire, inhibe l'activité du vastus medialis. D'autre part, un oedème de 60 à 90 ml inhibe l'activité du rectus femoris et du vastus lateralis (Spencer et al., 1984). S'il y a présomption d'une inhibition neuromusculaire des fibres distales du vastus medialis, alors il s'avère important de vérifier l'historique et les signes présents d'oedème ainsi que les événements et activités pouvant la déclencher. Les mesures objectives de l'oedème sont l'inspection et la palpation, la mesure de la circonférence de l'articulation, la réaction au test de frappe sur la patella, et la classification de l'importance de l'oedème (1+, 2+, 3+). Par conséquent, avec toute indication d'oedème, les stratégies de réadaptation devront premièrement réduire cet oedème puis faciliter au niveau neuromusculaire les fibres distales du vastus medialis.
- des symptômes cliniques de douleur au repos et durant l'activité, localisés sur les structures ayant la plus grande inflammation et qui subissent les plus grandes contraintes. Selon King et Boucher (1996), les structures douloureuses ne sont pas nécessairement celles présentant des dysfonctions. Les mesures objectives de la douleur, autant au repos que durant l'activité, utilisent le barème de douleur de McGill ou



l'échelle analogique/numérique graduée de 0 à 10 afin d'en évaluer l'influence sur la modulation des réflexes spinaux par la voie de l'inhibition réciproque (Leroux et al., 1995).

- un angle-Q important causé par une antéversion du col fémoral, une rotation externe du tibia, et un déplacement latéral de la tubérosité antérieure du tibia. Malgré le peu de validité porté à cette mesure, plusieurs auteurs et cliniciens persistent à la mesurer et à l'utiliser à des fins comparatives. À titre indicatif, l'angle-Q normal chez l'homme est d'environ 12°, tandis que chez la femme il est d'environ 15° (Hunt, 1985).
- des structures latérales tendues comme le biceps femoris, le retinaculum latéral et la bande ilio-tibiale. La bande ilio-tibiale s'attache à la patella puis se sépare pour atteindre les fibres profondes du retinaculum latéral avant de s'insérer dans la tubérosité tibiale de Gerdy. Les mesures objectives de ces structures latérales des tissus mous sont reliées à la mobilité de la patella, c'est-à-dire sa capacité de translation et de pivotement proximale, distale, médiale et latérale (Fulkerson, 1997 ; King et Boucher, 1996).
- un ratio longueur du tendon patellaire / hauteur de la patella déséquilibré. Une patella alta est rencontrée lorsque la longueur du tendon patellaire est d'environ 20% de plus que celle de la patella. Ceci est plus souvent rencontré chez la femme ainsi que chez les sujets ayant des subluxations patellaires récidivantes. À l'inverse, la patella baja (ou patella infera) apparaît lorsque le tendon patellaire est de 20% plus court que la patella. Parfois, ce phénomène est considéré comme étant une complication de la reconstruction du ligament croisé antérieur due à une réadaptation inadéquate du mécanisme extenseur, résultant en un raccourcissement adaptatif de ce tendon.
- des restrictions myofaciales de la bande ilio-tibiale distale, des retinaculum médial et latéral, et de la bourse infra-patellaire, un manque de flexibilité des muscles postérieurs de la jambe et de la cuisse, et des traumatismes chirurgicaux reliés aux cicatrices laissées par les lésions arthroscopiques. Il est à noter que si ces lésions arthroscopiques sont souvent localisées près du vastus medialis et plus particulièrement près de ses fibres distales. Il est alors plausible de présumer à une perturbation du contrôle neuromusculaire (King et Boucher, 1996). Pour leur part, les restrictions myofaciales sont mesurées par inspection et palpation, par la description de la localisation, de la direction et de la géométrie des cicatrices, par la mesure de la flexibilité musculaire et

articulaire du membre inférieur, et par la mesure de la flexibilité de la bande ilio-tibiale à l'aide du test d'Ober. De plus, il est important de mesurer l'étendue de mouvement du genou, ainsi que la force engendrée par la contraction isométrique des muscles extenseurs et fléchisseurs du genou.

mais surtout, toujours selon Cox (1985), Fulkerson (1997), King et Boucher (1996) et McConnell (1989) :

- un problème mécanique à l'avant-pied, à l'arrière-pied, et au membre inférieur amenant une pronation de la sous-astragalienne, résultant en une rotation tibiale interne et, conséquemment, à une augmentation de l'angle-Q. Cette problématique mécanique est souvent associée à un désalignement de l'articulation sous-astragalienne liée à une pronation excessive en situation statique ou dynamique, à un valgus prononcé de l'hallux, et à une faiblesse ou tension des tissus mous tels que la fascia plantaire et les fléchisseurs des orteils. Les mesures objectives des structures du pied sont la palpation du fascia plantaire et de l'abductor hallucis, la mesure de l'étendue de mouvement des extenseurs des orteils et des dorsi-fléchisseurs, la mobilité passive du calcaneus et du talus, et l'évaluation de la force engendrée par la contraction isométrique des fléchisseurs plantaires et dorsaux, des invertisseurs et des évertisseurs, et des fléchisseurs des orteils.
- une activité insuffisante des fibres distales du vastus medialis, le seul stabilisateur médial dynamique permettant de réaligner la patella au centre de la trochlée. Une façon de vérifier si cette activité est suffisante consiste à observer s'il y a équilibre musculaire entre les fibres distales du vastus medialis (VMfd) et le vastus lateralis (VL) par l'observation du ratio d'activité entre ces deux muscles (Boucher et al., 1992 ; Lefebvre, 1991 ; Lefebvre et al., 1989). Les travaux de notre groupe de recherche ont démontré que chez les sujets sains, où les fibres distales du vastus medialis ont une activité électromyographique importante, le ratio IEMG moyen VMfd/VL est égal ou supérieur à 1. Cependant, chez les sujets souffrant de dysfonction fémoro-patellaire, où les fibres distales du vastus medialis ont un faible niveau d'activité EMG, le ratio IEMG moyen VMfd/VL est inférieur à 1. Ce déséquilibre peut ainsi être à la base d'un désalignement latéral de la patella amenant son cartilage à entrer en contact de façon plus prononcée avec le condyle externe du fémur augmentant le cisaillement dommageable pour le

cartilage et potentiellement la douleur (Boucher et al., 1992 ; Lefebvre, 1991 ; McConnell, 1989).

Ces deux derniers facteurs sont ceux qui ont fait l'objet de notre étude. Le pied étant considéré comme le premier interface entre l'organisme humain et l'environnement, il est primordial de vérifier, en dynamique, si son positionnement favorise l'équilibre mécanique du membre inférieur et, plus précisément, l'alignement de la patella dans la trochlée inter-condylienne fémorale tel que mesuré par l'angle-Q. Parmi toutes les modalités d'évaluation du pied en relation avec la dysfonction fémoro-patellaire, Bouquet (1993) recommande l'examen podoscopique permettant de révéler, entre autres, le morphotype du pied, soit avec valgus du calcaneus caractérisant la pronation de l'arrière-pied. De plus, l'examen podoscopique en appui unipodal puis en appui bipodal permet d'identifier une rotation médiale du tibia, un genu valgum, et une rotation médiale du fémur, accompagnés d'une hyperpression patellaire médiale (Bouquet, 1993). Ainsi, considérant que le sujet est physiquement en santé, il pourrait, lors d'un entraînement intensif à actions répétées (i.e., course, mouvement d'alternatif-rotatif à la nage, sauts, et vélo), augmenter la pronation et, par conséquent, l'angle-Q. Ce facteur fut considéré dans cette étude comme une des composantes mécaniques de la dysfonction fémoro-patellaire pouvant être influencé par l'orthèse plantaire (Lefebvre, 1991 ; Lefebvre et al., 1989).

Deuxièmement, considérant que l'activité physique amène un certain développement de la masse musculaire, et considérant que l'équilibre musculaire du quadriceps semble jouer un rôle important dans l'alignement de la patella, la proportion d'activité EMG des fibres distales du vastus medialis par rapport à celle du vastus lateralis, exprimée sous forme de ratio EMG, semblait, elle aussi, directement influencer l'angle-Q du genou. De plus, ce ratio semblerait varier en fonction de l'angle de flexion ou d'extension du genou (Boucher et al, 1992 ; King et al., 1989 ; Lefebvre, 1991). La diminution d'activité EMG réflexe et volontaire des fibres distales du vastus medialis fut considérée, dans cette étude, comme la composante neuromusculaire de la dysfonction fémoro-patellaire.

#### 2.1.4 **Stratégies de réadaptation et de traitement actuel**

Plusieurs chercheurs ont démontré qu'il existe une relation entre le désalignement mécanique du membre inférieur et l'inhibition musculaire provoquant un alignement anormal de la patella, tel que retrouvé au niveau de la dysfonction fémoro-patellaire (Arno, 1990 ; Bockrath et al., 1993 ; Boucher et al., 1992 ; Lefebvre, 1991 ; Lefebvre et Boucher, 1989). Selon la

littérature, plusieurs procédés de traitement sont proposés afin de traiter la cause ou de réduire les symptômes associés à la dysfonction fémoro-patellaire. Or, les traitements couramment indiqués, utilisant l'acide acétylsalicylique, les anti-inflammatoires et le repos, s'attardent plutôt au soulagement des symptômes associés sans rectifier spécifiquement les principales causes liées aux composantes mécaniques et neuromusculaires de la dysfonction fémoro-patellaire. Il a tout de même été démontré que l'acide acétylsalicylique, tel que l'aspirine™ de Bayer Cie., inhibe l'effet de la cethepsine et freine la dégradation du cartilage (Outerbridge et Dunlop, 1975 ; Roach et al., 1975).

Deux des synthèses les plus complètes sur les modalités cliniques de traitement de la dysfonction fémoro-patellaire sont offertes par Fulkerson (1997), dans son livre sur les troubles de l'articulation fémoro-patellaire, et par King et Boucher (1996), dans un document de cours adressé à des thérapeutes. Selon ces auteurs, il faut, en tout premier lieu, contrôler l'inflammation, l'oedème et la douleur, qui sont sources d'inhibition musculaire. En second lieu, il faut utiliser diverses stratégies de traitement allant de la glace à la modification de l'activité ou de la posture dysfonctionnelle ou douloureuse, en passant par l'utilisation des modalités thérapeutiques adressant les deux principaux facteurs présentés plus haut : soient les troubles mécaniques et les troubles neuromusculaires. Ces modalités cliniques de traitement doivent s'orienter autant au genou qu'aux articulations et segments proximaux et distaux.

Au niveau du genou, plusieurs stratégies peuvent être adoptées. La patella peut être mobilisée par un déplacement latéral ou *glide* selon différents plans ou par une inclinaison ou *tilt* selon différents axes de rotation, tout en étant contrôlée par une orthèse ou un *taping* (McConnell, 1989). Les tissus mous reliés à l'articulation du genou peuvent être manipulés par massage manuel et par ultrasons afin de favoriser leur relâchement, ou être étirés afin d'en assurer une plus grande élasticité. Les tissus mous, muscles ou groupes musculaires visés sont : le soleus, les gastrocnemius, les ischio-jambiers, le quadriceps, ainsi que la bande ilio-tibiale. Il est particulièrement recommandé de favoriser le recrutement des fibres distales du vastus medialis afin d'assurer une meilleure traction médiale de la patella. Les exercices thérapeutiques sélectionnés par King et Boucher (1996), inspirés des résultats de recherche retrouvés dans la littérature, sont les extensions du genou en contraction de type isométrique à un angle de 90° de flexion, une adduction de la hanche simultanée durant les exercices à chaîne ouverte et fermée, des extensions de la hanche en chaîne fermée, de style *squats*, dans les derniers degrés d'extension, l'utilisation du biofeedback, ou la stimulation électrique neuromusculaire spécifique des fibres

distales du vastus medialis afin de tenter d'influencer le contrôle de la commande volontaire de la contraction (Boucher et al., 1992 ; King et al., 1989 ; Lefebvre, 1991 ; Lefebvre et al., 1989 ; Snyder-Mackler et al., 1989 ; Steadman, 1979).

Au niveau de la hanche et du bassin, une modification statique ou dynamique de la posture à l'aide d'exercices thérapeutiques de correction posturale peut être appliquée en concordance avec un étirement de groupes musculaires et de fascia sélectionnés. De plus, une mobilisation de l'articulation de la hanche, des tissus mous, énumérés plus haut, et du piriformis peut être effectuée afin d'en favoriser la flexibilité.

Au niveau du pied, une correction mécanique peut être apportée à l'aide d'une orthèse plantaire. À cet effet, Bouquet (1993) et Steadman (1979) recommandent son utilisation s'il y a une pronation exagérée. De plus, une stimulation électrique neuromusculaire de l'abductor hallucis semble être des plus bénéfiques afin de hausser l'arche plantaire longitudinale et d'amener le tibia en rotation externe (Ferry et al., 1995). La manipulation et l'étirement des tissus mous du pied tels que la fascia plantaire et les fléchisseurs des orteils, en plus du soleus et des gastrocnemius, semble favoriser, lors de la locomotion, une propulsion efficace et une mécanique plantaire et du membre inférieur plus en « équilibre ». Cet équilibre mécanique combinée à une activité musculaire adéquate de l'adductor hallucis permet d'éviter un désalignement latéral en adduction de l'hallux, amenant une pathologie nommée hallux valgus, et un désalignement du membre inférieur par rotation interne du tibia augmentant le déplacement latéral de la patella vers le condyle fémoral latéral. À cet effet, une progression d'exercices en chaîne fermée a été élaborée et suggérée par King et Boucher (1996) afin de permettre la prévention ou le traitement de ce déséquilibre neuromécanique.

## 2.2 Composantes mécaniques et neuromusculaires reliées à la dysfonction fémoro-patellaire

Le concept de chaîne multi-segmentaire permet d'établir la relation fonctionnelle entre les différents segments du membre inférieur (i.e., cinématique), ainsi que les forces de réactions impliquées dans le mouvement (i.e., cinétique) (Hunt, 1985; Kreighbaum et Barthels, 1990; Winter, 1987). Elle est considérée ouverte lorsqu'un des deux pieds n'est pas en contact avec le sol (i.e., lors de la phase d'appui unipodal), et fermée lorsque les deux pieds sont en contact avec le sol (i.e., lors de la phase d'appui bipodal) (Hunt, 1985). De plus, dans une chaîne fermée, certaines forces excessives, produites par la dysfonction de certaines structures comme le pied, la

hanche, les muscles et ligaments, ne peuvent être dispersées mais doivent être absorbées par d'autres structures. L'absorption de ces forces excessives se traduit fréquemment par des blessures du membre inférieur, particulièrement orientées au genou (Wallace et al., 1985).

Considérant les composantes mécaniques et compte tenu des conséquences provoquées par un désalignement mécanique du pied sur la chaîne multi-segmentaire du membre inférieur, la pronation du pied semble être un facteur causal de premier ordre sur l'orientation de la patella (Hunt, 1985). La correction de cet pronation est-elle la solution toute indiquée lors d'une dysfonction fémoro-patellaire ?

Au niveau neuromusculaire, l'inhibition des fibres distales du vastus medialis, dont les mécanismes sont encore mal connus, peut influencer les symptômes associés à la dysfonction fémoro-patellaire (Boucher et al., 1990 ; Lefebvre et al., 1989). Éliminer cette inhibition des fibres distales du vastus medialis est-elle la solution toute indiquée à la dysfonction fémoro-patellaire ?

En fait, il est d'intérêt de déterminer si les causes biomécaniques engendrent des conséquences neuromusculaires, ou plutôt si ce sont les causes neuromusculaires qui engendrent des conséquences biomécaniques ? Une étude approfondie des différentes composantes mécaniques et neuromusculaires devrait permettre de faire la lumière sur l'implication de ces différentes composantes associées à la dysfonction fémoro-patellaire. Ces questions étaient celles qui retenaient l'attention de ce projet.

### 2.3 Aspects biomécaniques de l'articulation fémoro-patellaire

La patella agit comme un guide pour le tendon du quadriceps en centralisant l'input des quatre muscles du quadriceps et en transmettant ces forces vers le tendon rotulien. Cette centralisation diminue la probabilité de dislocation de l'appareil extenseur et contrôle la tension capsulaire du genou. La patella protège aussi le cartilage de la trochlée aussi bien que celui des condyles en agissant comme un bouclier (Fulkerson, 1997).

Le cartilage hyalin de la trochlée et des condyles fémoraux, avec sa très faible rigidité en compression et son très faible coefficient de friction (Mow et al., 1984), est indispensable dans la transmission des forces du quadriceps provenant de la partie distale du fémur vers la partie proximale du tibia. Cette fonction est mise en relief par l'existence d'une patella dans le tendon du muscle intermedius de certains mammifères qui se déplacent même en flexion extrême du genou (Vallois, 1917, tiré de Fulkerson, 1997). De plus, une des caractéristiques du cartilage

hyalin est son absence d'innervation. Un cartilage hyalin sain permet ainsi une meilleure transmission des forces vers l'os spongieux sous-chondral de façon à ce que le seuil de la douleur de l'os, richement innervé, ne soit pas dépassé. Il est aussi bien documenté que les fibres tendineuses sont capables de résister à des charges élevées en tension, mais résistent difficilement aux charges appliquées en compression ou en friction (Carlstedt et Nordin, 1989). La présence de la patella dans l'appareil extenseur protège ainsi le tendon de la friction et permet à l'appareil extenseur de tolérer des charges élevées en compression (Fulkerson, 1997 ; Nordin et Frankel, 1989).

En dynamique et en complète extension, un valgus normal du genou crée un angle entre la ligne de tirée du quadriceps et le tendon rotulien, un angle nommé *angle-Q*. Hvid et Andersen (1982) ont démontré une corrélation directe entre l'angle-Q et la rotation tibiale externe. En effet, le mécanisme de pas-de-vis de l'articulation fémoro-tibiale dans les derniers degrés d'extension du genou, où le tibia est en rotation externe par rapport au fémur, favorise le déplacement latéral de la tubérosité antérieure du tibia (Nordin et Frankel, 1989). Lorsque le quadriceps est en contraction et que le genou est en extension complète, la patella est libre des limites apportées par la trochlée fémorale. La contraction du quadriceps produit un vecteur de valgus qui est retenu par le retinaculum médial et le vastus medialis (Hehne, 1990). Or, il est dangereux de mettre trop d'emphase sur l'angle-Q. Le clinicien doit reconnaître que ce n'est qu'un des multiples facteurs affectant l'équilibre patellaire (Boucher et al., 1992 ; Lefebvre, 1991 ; Merchant, 1988). De plus, il n'y a aucune corrélation directe entre un angle-Q élevé et la douleur fémoro-patellaire. Corriger un angle-Q élevé n'assure pas un soulagement substantiel de la douleur.

Lorsque le quadriceps est relâché et que le genou est en extension complète, la partie distale de la patella demeure dans la partie proximale de la trochlée. Contracter le quadriceps produit un déplacement proximal de la patella de 8 à 10 mm. Ce déplacement proximal est limité par le ligament patellaire. Dans la plupart des cas, le déplacement proximal a une composante latérale définie, quoique Moller et al. (1986) n'ont trouvé aucune différence dans l'EMG du vastus medialis et du vastus lateralis de patients ayant des subluxations symptomatiques et de la chondromalacie. Cependant, corroboré par des observations cliniques, Stein et al. (1993) affirment que la patella effectue un déplacement médial lors de la marche normale. Hefzy et Yang (1993) ont aussi noté une translation médiale de la patella dans les 40 premiers degrés de flexion du genou.

Débutant en extension complète, l'observation du mouvement de la patella, lors de la flexion du genou, peut révéler une certaine dynamique associée avec des conditions pathologiques variées. Van Eijden et al. (1985) indique qu'il y a une relation linéaire directe entre l'angle de flexion du genou et le mouvement de la patella et du tendon rotulien par rapport au tibia. De plus, afin d'obtenir un mouvement patellaire efficace, la patella se doit d'être alignée dans la cavité trochléaire du fémur. Un mouvement patellaire normal suit une courbe concave débutant latéralement. Durant les 20 premiers degrés de flexion, il y a une rotation interne du tibia. Ceci diminue significativement l'angle-Q ainsi que le vecteur latéral. La patella est tirée dans l'échancrure trochléaire et le premier contact articulaire apparaît à 10° de flexion du genou (Kapandji, 1985). La patella pénètre la trochlée d'une position légèrement latérale. La patella suit ensuite le sillon jusqu'à ce que le genou ait atteint 90° de flexion. Au-delà de 90° de flexion, la patella se déplace à nouveau latéralement sur le condyle fémoral externe. Lors de la flexion complète, le condyle fémoral externe est recouvert entièrement par la patella, et le condyle médial étant pratiquement libre de tout contact (Insall, 1979 ; Kapandji, 1985 ; McConnell, 1989). D'autre part, de 20° à 30° de flexion, la patella devient plus proéminente car elle est éloignée de l'axe de flexion du genou par les proéminences de la trochlée fémorale (Bandi, 1972). Il y a normalement une vaste distribution du contact le long de la partie distale de la patella à 30° de flexion du genou. Or, Flatow et al. (1994) ont démontré une réduction dramatique de la surface de contact avec une inclinaison latérale simulée de 5° et une translation latérale simulée de 5 mm de la patella. Il est évident que mêmes des altérations mineures de l'alignement fémoro-patellaire peuvent créer des mises en charge élevées sur le cartilage articulaire et des contraintes sur les ailerons patellaires, amenant éventuellement des changements pathologiques dans l'articulation. Ainsi, une inclinaison structurelle de la patella résultera éventuellement en un aileron patellaire latéral raccourci par adaptation, qui peut anormalement augmenter la mise en charge de la facette latérale de la patella tout en déformant et en réduisant la mise en charge sur la facette médiale distale de la patella. De plus, un déplacement distal de la patella, de même qu'un déséquilibre médio-latéral, vont causer des contraintes anormalement élevées sur le cartilage articulaire (Fulkerson, 1997). Au delà de 30° de flexion, la patella commence à s'installer dans la gouttière inter-condylienne. L'instabilité au delà de 30° de flexion est moins probable. Ceci explique, en partie, la raison pour laquelle plusieurs problèmes de douleur fémoro-patellaire sont associés avec un déplacement anormal de la patella dans les 30 premiers degrés de flexion du genou. De plus, si la patella est excessivement inclinée du côté latéral et qu'elle est tirée dans la trochlée par la



traction de l'aileron patellaire médial, la flexion du genou amènera un déplacement postérieur de la bande ilio-tibiale, et l'aileron patellaire latéral subira une tension anormalement élevée (Fulkerson, 1997).

Plusieurs facteurs, incluant les caractéristiques géométriques des surfaces de contact (Ahmed et al., 1987), sont impliqués dans la constance du maintien de la charge. L'épaisseur du cartilage et la qualité de l'os sous-chondral (Abernethy et al., 1978) affectera la réponse de la patella à la contrainte. La rotation fémorale durant l'extension du genou affecte aussi le déplacement de la patella (Sikorski et al., 1979). Tout le système complexe d'adaptation doit être considéré afin de comprendre la fonction biomécanique de l'articulation fémoro-patellaire.

Les aspects biomécaniques du membre inférieur, et plus particulièrement ceux de l'articulation fémoro-patellaire, sont régis par le comportement du pied et de ses éléments de contrôle. Ainsi, la biomécanique de cet interface avec l'environnement doit être explorée. De plus, les effets rattachés aux éléments de contrôle mécanique qu'offrent les orthèses plantaires sur la biomécanique et l'activité musculaire du membre inférieur doivent aussi être évalués.

### 2.3.1 Biomécanique du pied

Étant le premier interface avec l'environnement, le pied fut d'un intérêt marqué dans cette étude, particulièrement au niveau de sa mécanique fonctionnelle. Plus précisément, trois articulations ont retenu notre attention; les articulations talo-tibiale et talo-calcaneenne, située à l'arrière-pied, l'articulation médio-tarsienne, située au niveau de la jonction entre l'arrière-pied et le pied médian, et l'articulation métatarso-phalangienne du premier rayon située à l'avant-pied.

Au niveau anatomique, l'arrière-pied comprend le calcaneus, le talus, et l'articulation talo-calcaneenne (i.e., sous-astragalienne) (Cailliet, 1983 ; Nuber, 1988 ; Post, 1987). Au niveau fonctionnel, le talus répartie la charge imposée par le tibia en la transmettant postérieurement vers le calcaneus et antérieurement, via l'articulation talo-naviculaire, vers les têtes des métatarses (Kapandji, 1985; Sammarco, 1989; Tortora, 1989; Wang et al, 1995). Ainsi, durant la locomotion, le mouvement d'arrière-pied génère un mouvement d'avant-pied le long de l'axe longitudinal (Nuber, 1988). En effet, suite au contact du talon, le membre inférieur amorce une rotation externe (Cailliet, 1983) et l'articulation talo-calcaneenne (i.e., sous-astragalienne) absorbe la contrainte qu'apporte cette rotation sur la cheville (Kotwick, 1982; Nuber, 1988), mettant ainsi le pied en supination (Cailliet, 1983 ; McPoil et Brocato, 1985). Cette rotation de l'articulation talo-calcaneenne centralise le tendon d'Achille, permet aux fléchisseurs plantaires plus d'efficacité,

et donne ainsi au pied plus de stabilité (Cailliet, 1983). L'articulation talo-calcanéenne permet donc les mouvements de pronation et de supination du pied, et influence la performance des muscles du pied en modifiant les forces imposées sur les os et les tissus mous (Brunnstrom, 1984 ; McPoil et Brocato, 1985 ; Post, 1987 ; Rutherford, 1984). La position dite « neutre » ou moyenne de l'articulation talo-calcanéenne est celle adoptée par un pied dit « normal » (Kapandji, 1985), le talus constituant la clé de voûte du pied en mouvement (Cailliet, 1983 ; Post, 1987 ; Tortora, 1989).

L'arrière-pied s'articule avec le pied médian via l'articulation tarsienne transverse, formée des articulations talo-naviculaire et calcanéo-cuboïdienne (Cailliet, 1983 ; Kotwick, 1982 ; Post, 1987), afin de permettre la rotation de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied (Cailliet, 1983 ; Post, 1987). L'articulation talo-naviculaire travaille aussi avec l'articulation sous-astragaliennne afin de permettre la rotation du pied autour d'un talus stationnaire (Post, 1987).

Au niveau anatomique, le pied médian est composé du naviculaire, des trois cunéiformes et du cuboïde, ainsi que de l'articulation médio-tarsienne (Cailliet, 1983 ; Post, 1987) constituée des articulations calcanéo-cuboïdienne et talo-naviculaire. Le pied médian représente le lien entre l'articulation sous-astragaliennne et l'avant-pied (Nuber, 1988), et permet les mouvements d'abduction et d'adduction (Post, 1987). Les trois cunéiformes s'articulent avec le naviculaire permettant la modification de la courbure de la voûte plantaire (Kapandji, 1985) et l'adaptation sur des surfaces inégales (Cailliet, 1983 ; Post, 1987).

Au niveau anatomique, l'avant-pied est composé des cinq métatarses, des quatorze phalanges, ainsi que des articulations tarso-métatarsiennes, métatarso-phalangiennes et interphalangiennes (Cailliet, 1983 ; Nuber, 1988 ; Post, 1987). Le premier métatarse est le plus épais parce qu'il supporte plus de charge, et parce qu'il s'accompagne des os sésamoïdes (Tortora, 1989). L'articulation tarso-métatarsienne, localisée entre le premier cunéiforme et le premier métatarse, permet la dorsiflexion du premier rayon, lors de la pronation, amenée par le complexe talo-naviculaire, et la flexion plantaire, lors de la supination de ce même complexe (Cailliet, 1983 ; Post, 1987). Le premier rayon est constitué du premier métatarse et des phalanges du premier orteil (Sammarco, 1989).

Au niveau de la mécanique fonctionnelle du pied, l'aponévrose formant les arches plantaires (Gray, 1994), et particulièrement l'arche longitudinale médiale, joue le rôle d'une combinaison de poutre et de treuil (Sammarco, 1989), supporte la charge en position debout et

contribue à la supination du pied lors de la marche (Cailliet, 1983). L'arche longitudinale médiale part du calcaneus, monte vers le talus et descend vers le naviculaire, les trois cunéiformes, et les trois métatarses médiaux (Gray, 1994 ; Tortora, 1989). Son rôle est de distribuer le poids imposé au talus par le tibia vers d'autres parties du pied en contact avec le sol (Kotwick, 1982). Ainsi, l'amplitude de l'arche médiale longitudinale diminue lors de la période d'appui unipodal, accumulant ainsi de l'énergie, pour ensuite augmenter, relâchant ainsi l'énergie potentielle interne accumulée (Yang et al, 1983). De plus, le muscle abductor hallucis semble jouer un rôle déterminant sur la mécanique de cette arche.

Plusieurs facteurs peuvent influencer la mécanique fonctionnelle de la chaîne multi-segmentaire du pied et du membre inférieur en général. Une différence apparente de longueurs de jambes, un problème de pronation du pied, un manque de flexibilité ou de force musculaire peuvent engendrer des réactions compensatoires et ainsi diminuer la capacité d'absorption et de dispersion de l'énergie mécanique et des forces de réaction au sol appliquées sur le membre inférieur. Il semble que ces facteurs, souvent retrouvés dans les cas de dysfonction fémoro-patellaire, peuvent mener à la production de micro-traumatismes en surface ou en profondeur du tissu collagène du cartilage patellaire (Wallace et al., 1985).

Plus particulièrement, une pronation du pied, caractérisée par l'éversion du calcaneus (Clarke et al., 1983), peut provoquer une rotation interne excessive du tibia. Or, sachant que l'insertion distale du quadriceps est située sur la tubérosité antérieure du tibia, une rotation du tibia pourra entraîner un changement de l'angle de tirée de la patella par le quadriceps. Par conséquent, une pronation pourra créer un déplacement médial ou latéral excessif de la patella par rapport à sa position initiale, qui est normalement au centre de la gouttière fémorale inter-condylienne. Le contrôle de cette pronation nécessite une plus grande activité des muscles de la partie inférieure de la jambe (tibialis posterior, peroneus longus), dans le but de stabiliser les articulations du pied et de la cheville, et ainsi prévenir l'affaissement de l'arche plantaire (Hunt, 1985), qui est impliquée dans l'absorption des forces de réaction du sol vers le membre inférieur.

### **2.3.2 Effets de l'orthèse plantaire sur la biomécanique du membre inférieur**

L'utilisation de l'orthèse plantaire est nécessaire dans le traitement de symptômes dus à un mauvais alignement de l'ossature du pied, souvent mis en cause au niveau de la dysfonction fémoro-patellaire et de certains problèmes de hanche et de dos (McCulloch et al., 1993 ; McPoil et al., 1989 ; McPoil et Brocato, 1985 ; Shambaugh et al., 1991). L'orthèse plantaire est moulée de

façon à contrôler les désordres pathomécaniques du pied et de la jambe en maintenant le pied approximativement en position neutre (McPoil et Brocato, 1985). En fait, l'orthèse plantaire supporte la surface plantaire du pied en contrôlant la pronation, à l'aide d'un coin supinateur médial postérieur ou antérieur d'une hauteur variant jusqu'à 6 mm ou plus (McPoil et Brocato, 1985). Posant comme hypothèse que la dysfonction fémoro-patellaire peut être causée par une désorientation mécanique du membre inférieur, et plus particulièrement de la patella, il semble important de réorienter le pied dans une position neutre.

Plusieurs auteurs ont d'ailleurs démontré l'effet bénéfique des orthèses plantaires pour des pathologies diverses, telles des douleurs au genou (McPoil et Brocato, 1985), au membre inférieur (McClay et al., 1991 ; Tomaro et Burdett, 1993), durant la course (Newell et Bramwell, 1984), ou des douleurs au bas du dos corrigées à l'aide d'une combinaison d'orthèses plantaires et de traitements chiropratiques (Rothbart et Estabrook, 1988). Plus particulièrement, Eng et Pierrynowski (1993), ont rapporté une diminution de la douleur chez des patientes atteintes d'une dysfonction fémoro-patellaire suite à l'utilisation d'orthèses plantaires et d'un programme d'exercices du quadriceps. De même, Boucher et al. (1992) et Lefebvre (1991) ont démontré qu'une augmentation de l'activité EMG des fibres distales du vastus medialis était possible suite à un traitement combinant l'utilisation d'orthèses plantaires avec un programme d'électrostimulation spécifique de ces fibres du vastus medialis.

En plus des diminutions de symptômes, certains chercheurs ont pu observer des changements mécaniques grâce aux orthèses plantaires. Ainsi, comme il existe une relation très étroite entre le positionnement du pied et l'orientation de la patella, tel qu'expliqué par le concept de chaîne multi-segmentaire, et que la pronation du pied est fréquemment rencontrée dans les cas de dysfonction fémoro-patellaire, il semblerait possible de corriger la pronation maximale du pied (Clarke et al., 1983), et par conséquent l'alignement de la patella, par l'intermédiaire d'une orthèse plantaire (James, 1979).

Bates et al. (1979) ont démontré que la période de pronation ainsi que la pronation maximale étaient significativement réduites avec l'utilisation de l'orthèse plantaire durant la phase de support de la course. Les valeurs de ces paramètres chez les coureurs blessés utilisant les orthèses plantaires se rapprochaient de celles retrouvées chez les coureurs non blessés. Ces résultats viennent appuyer ceux de McClay et al. (1991), de McCulloch et al. (1993), et de Smith et al. (1986), qui ont aussi observé une diminution de la pronation maximale et une diminution de la vitesse de pronation maximale avec l'utilisation d'une orthèse plantaire. Ainsi, selon plusieurs

études, l'évaluation de la pronation maximale et de la vitesse de pronation maximale sembleraient être les mesures les plus importantes du mouvement de l'arrière-pied dans l'étiologie des divers dérèglements musculo-squelettiques (Smith et al., 1986).

Taunton et al. (1985) ont aussi utilisé les orthèses plantaires chez des sujets ayant une forte pronation. Suite au port d'orthèses plantaires, ils ont remarqué une diminution significative de l'éversion totale lors de la phase de support à la course, une diminution de la durée de la rotation médiale du tibia, et une augmentation de la flexion plantaire après contact du talon au sol. À cet effet, l'effet majeur observé chez des sujets ayant porté des orthèses plantaires était une diminution de la rotation tibiale médiale durant les premiers 50% de la phase de support à la course (Nawoczenski et al., 1995) et une augmentation de la flexion dorsale à la levée des orteils due à un délai avant la levée du talon impliquant une réorganisation de la supination (McCulloch et al., 1993). Cette étude indique donc que les orthèses plantaires permettent une relation biomécanique plus normale entre le pied et le genou, en réduisant l'éversion maximale du calcaneus, et ainsi, en réduisant la rotation compensatoire du membre inférieur.

Hunt (1985) évalue l'effet de l'utilisation d'une orthèse plantaire, corrigeant la pronation du pied, sur l'angle-Q du genou ainsi que sur l'activité électromyographique des muscles de la jambe. Des résultats indiquent que l'utilisation d'une orthèse plantaire adéquate diminue de façon significative l'angle-Q du genou, autant en position statique qu'à la marche, en plus de diminuer le niveau d'activité électrique musculaire du peroneus longus et de la portion latérale du soleus (Hunt, 1985). Cependant, l'étude de Lefebvre et Boucher (1989) ajoute de l'information concernant l'effet de l'utilisation de l'orthèse plantaire sur l'angle-Q en position debout et à la marche. Cette étude démontre qu'une correction efficace de l'alignement de la patella en situation statique, par une orthèse plantaire, peut ne pas être efficace en dynamique lors de la marche. Ainsi, les orthèses plantaires ne permettent pas toujours des changements significatifs. En effet, Tomaro et Burdett (1993) n'ont pu observer de changements au niveau de l'activité électromyographique de certains muscles de la cheville lors de la marche avec orthèses plantaires, et Taunton et al. (1985) n'ont pas observé de diminution de la durée de l'éversion, contrairement à Bates et al. (1979).

De plus, une correction efficace de l'alignement de la patella en situation statique, par une orthèse plantaire, peut ne pas être efficace en dynamique lors de la marche (Lefebvre et Boucher, 1989). Ceci semble vrai en autant que l'on corrige uniquement l'éversion du calcaneus par un coin supinateur postérieur. Cependant, il peut être permis de penser que les effets de

l'orthèse plantaire sur l'alignement de la patella peuvent différer selon le type de correction appliquée dans l'orthèse. En effet, une des suggestions apportées par l'étude de Lefebvre et Boucher (1989) est que la correction appliquée à l'orthèse plantaire ne doit pas être située uniquement à l'arrière-pied mais plutôt au niveau de tout le pied, et principalement à l'avant-pied si des modifications de l'orientation de la patella veulent être obtenues.

En ce qui a trait aux constituantes de l'orthèse plantaire, Kummel (1980b) recommande l'utilisation d'une orthèse fait d'un matériau non rigide pour une clientèle sportive. En effet, à cause des activités pratiquées, de l'absorption, et de la stabilité que l'orthèse doit apporter, une orthèse rigide risque de créer de la douleur mais aussi de ne pas respecter la chaîne multi-segmentaire dynamique qui a un fonctionnement tout autre en situation statique. Smith et al. (1986) ont démontré que l'utilisation d'orthèses plantaires semi-rigides réduisaient significativement le niveau d'éversion du calcaneus apparaissant durant la course. Il est à noter que le type d'orthèses plantaires prescrites ainsi que leurs éléments de correction sont des facteurs pouvant expliquer la variation des résultats obtenus chez ces chercheurs. Ainsi, il semble qu'une orthèse semi-rigide ou rigide puisse donner un contrôle fonctionnel efficace (McPoil et Brocato, 1985). Considérant ces dernières informations, une orthèse plantaire fabriquée par la compagnie Bi-Op inc. fut utilisée dans la partie dynamique du présent projet. Cette orthèse était rigide tout en offrant une excellente résilience, c'est-à-dire une élasticité lui permettant de reprendre sa forme originale.

En déterminant quelle composante de l'orientation de la patella est à corriger, une orthèse plantaire pourrait être fabriquée de façon à obtenir un alignement approprié de la patella. Il serait alors possible de retourner à l'activité physique et de s'entraîner sans douleur ou sans enflure, car la patella pourrait maintenant se déplacer selon un alignement approprié. A cet effet, l'étude de Boucher et al. (1992) et de Lefebvre et al. (1989), sur l'activité EMG du vastus medialis oblicus et du vastus lateralis, suggère qu'il y a une augmentation du ratio EMG vastus medialis oblicus / vastus lateralis avec l'utilisation d'une orthèse plantaire appropriée favorisant ainsi la correction de la pronation. Selon Lefebvre (1991), l'ajout d'un traitement d'électrostimulation des fibres distales du vastus medialis favoriserait son développement s'il est combiné à un traitement par orthèse plantaire.

Au niveau méthodologique, la plupart des auteurs se réfèrent aux travaux de Clarke et al. (1983) en ce qui a trait à la mesure planaire, en vue postérieure dans le plan frontal, de la pronation du pied. La méthodologie utilisée dans la présente étude fut inspirée de mesures

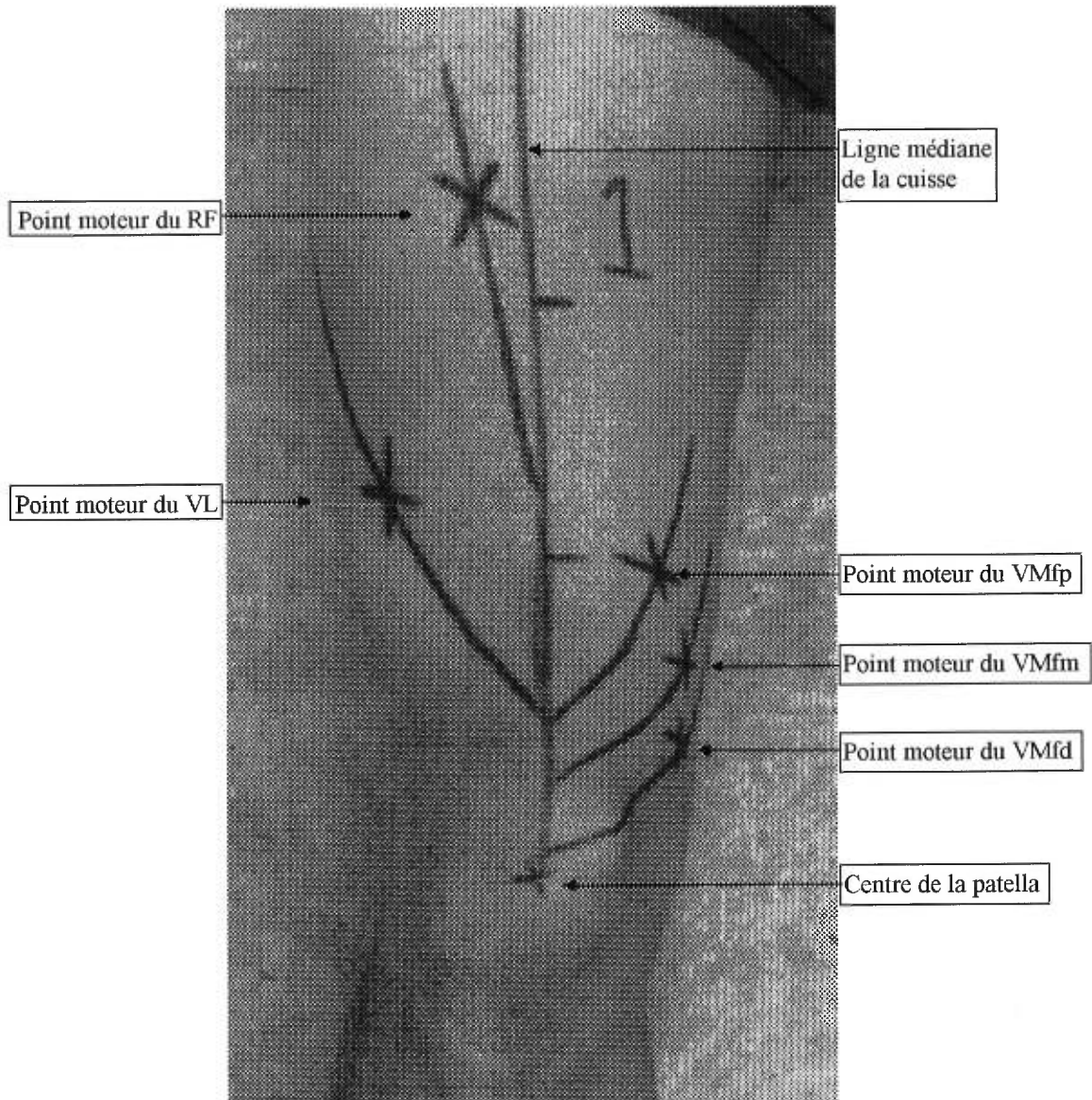
cinématiques tridimensionnelles basée sur les recommandations de l'International Society of Biomechanics Standards Subcommittee on the Ankle (1995). De plus, tel que proposé par Frederick (1986), il semblait préférable que cette mesure de la pronation maximale soit moyennée dans le temps puis relativisée entre différentes conditions de traitement ou de position de pied.

Finalement, le soulier de course à pied s'avère être une composante importante dans le traitement et la prévention de blessures associées au membre inférieur (Bates et al., 1979; Brody, 1980). Le soulier doit procurer une bonne absorption, une bonne stabilité, ainsi qu'un bon contrôle du mouvement de la cheville et du pied chez le coureur (Bates et al., 1980; Drez, 1980; Misevich et Cavanagh, 1982). Bates et al. (1980) rapportent qu'il existe une relation inverse entre ces deux caractéristiques importantes d'absorption et de stabilité. Cependant, ce qui importait pour la partie dynamique du présent projet fut la stabilité qu'à procuré la sandale spécialement modifiée, afin d'assurer un maximum d'efficacité de correction procurée par l'orthèse plantaire.

#### 2.4 **Contrôle neuromusculaire de l'articulation fémoro-patellaire**

Le renforcement du quadriceps a longtemps été recommandé comme moyen de traitement conservateur de la dysfonction fémoro-patellaire (Basmajian, 1979 ; DePalma, 1954 ; Grana et Kreigshauser, 1985 ; Smillie, 1978). Plus récemment, certaines études ont suggéré des façons de renforcer spécifiquement les fibres distales du vastus medialis (Antich et Brewster, 1986 ; Bennett et Stauber, 1986 ; Boucher et al., 1992 ; Johnson et al., 1977 ; Knight, 1985 ; Reynolds et al., 1983 ; Soderberg et Cook, 1983 ; Williams et al., 1986 ; Wise et al., 1984).

À un niveau fonctionnel, le vastus medialis est composé de deux parties fonctionnelles distinctes: les fibres proximales et médianes du vastus medialis qui sont impliquées dans l'assistance à l'extension du genou avec les autres muscles du quadriceps, et les fibres distales du vastus medialis qui sont impliquées dans le réalignement médial de la patella lors de l'extension, prévenant ainsi la subluxation latérale de la patella (Lefebvre et al., 1994 ; Leroux et al., 1994 ; Lieb et Perry, 1968). Les fibres distales du vastus medialis, qui ont leur origine dans le tendon de l'adductor magnus, sont innervées indépendamment du reste du quadriceps par une branche provenant du nerf fémoral (Thiranagama, 1990). De plus, ces fibres ont un point moteur localisé à un endroit différent des fibres proximales du vastus medialis, tel que représenté à la Figure 2.1.



**Figure 2.1** Représentation en plan frontal du quadriceps indiquant la localisation des points moteurs du rectus femoris (RF), du vastus lateralis (VL), des fibres proximales (VMfp), médianes (VMfm), et distales (VMfd) du vastus medialis, ainsi que l'orientation des fibres superficielles lors de la contraction en situation d'extension du genou (tiré de Lefebvre et al., 1994).

Une étude traitant de la séparation anatomique entre les deux plus importantes insertions du vastus medialis indique que le vastus medialis est en fait considéré, et ce non seulement par leurs fonctions, comme étant deux muscles distincts séparés par une fascia (Scharf et al., 1985). En effet, l'orientation des fibres proximales du vastus medialis, par rapport à l'axe longitudinal du fémur, est d'environ de 15 à 18 degrés, soit environ le même angle que les fibres du vastus lateralis localisées de l'autre côté de l'axe longitudinal du fémur. Cette orientation, combinée à



celle du vastus lateralis et celle du rectus femoris, qui est aligné avec l'axe fémoral, confère aux fibres proximales du vastus medialis leur caractère extenseur du genou. Par contre, l'orientation des fibres distales du vastus medialis est d'environ de 46 à 52 degrés par rapport à l'axe longitudinal du fémur (Scharf et al., 1985). Cette orientation leur permet de corriger l'alignement de la patella par une traction médiale. Enfin, on remarque que l'insertion des fibres distales du vastus medialis se situe sur la bordure patellaire médiale, à l'instar des fibres proximales du vastus medialis qui s'insère à la base supéro-médiale de la patella, près du tendon du rectus femoris (Scharf et al., 1985).

Considérant les différents aspects du contrôle neuromusculaire de l'articulation fémoro-patellaire, il apparaît important de mettre l'emphase sur le lien existant entre les composantes mécaniques et neuromusculaires de cette articulation. Pour arriver à comprendre nos résultats, il faudra s'interroger sur la réponse électromyographique volontaire et réflexe du quadriceps en relation avec la position du genou et du pied, ainsi que sur les récepteurs informant potentiellement de la position articulaire

#### 2.4.1 **Relation entre les composantes mécaniques et neuromusculaires**

Le désalignement de la patella peut être augmenté dans les derniers degrés d'extension par un mécanisme de torsion qui entraîne une augmentation de l'angle-Q (Ficat et Hungerford, 1977). Une augmentation de l'angle-Q peut aussi être causée par une augmentation de l'antéversion provoquant une rotation fémorale interne ainsi que par une rotation tibiale externe déplaçant latéralement la tubérosité antérieure du tibia (Ficat et Hungerford, 1977 ; Insall, 1979 ; Malek et Magine, 1981). D'autres facteurs peuvent aussi prédisposer un individu à une dysfonction fémoro-patellaire. Il s'agit du manque de laxité des ischio-jambiers et de la bande iliotibiale, de la pronation excessive, d'une patella alta, et de l'inefficacité de contraction des fibres distales du vastus medialis (Buchbinder et al., 1979 ; Insall, 1979 ; McConnell, 1986 ; Root et al., 1977). Tous ces facteurs vont affecter la traction normale de la patella et conséquemment la distribution de la pression sur le cartilage articulaire de la patella (Ahmed et al., 1983). D'un point de vue mécanique, l'augmentation de la force de réaction dans l'articulation fémoro-patellaire, engendrée par la flexion du genou, peut ne pas être indésirable lorsque la patella chemine normalement. Elle peut même améliorer la nutrition articulaire tout en ralentissant la dégénérescence du cartilage endommagé (Goodfellow et al., 1976a ; Insall, 1979 ; Salter, 1982). Cependant, pour surmonter le désalignement mécanique inhérent, l'activité EMG des fibres

distales du vastus medialis des sujets atteints de la dysfonction fémoro-patellaire doit être aussi élevée sinon supérieure à celle des individus asymptomatiques.

S'il était possible de rendre un sujet asymptomatique en alignant correctement la patella, alors le besoin d'entraîner le quadriceps sans mise en charge et avec le genou en extension, éviterait d'augmenter les forces de réaction de l'articulation fémoro-patellaire, mais semblerait non nécessaire et certainement moins efficace qu'un entraînement avec mise en charge spécifique (Sale et al., 1983). Wild et al. (1982) ont trouvé que les exercices consistant à effectuer une flexion de la hanche, accompagnée d'une contraction isométrique du quadriceps avec jambe tendue, permettaient l'activation préférentielle du rectus femoris. Or, la contraction isotonique concentrique du quadriceps générerait 40% plus d'activité EMG des fibres distales du vastus medialis obliquus que lors de la flexion de la hanche avec jambe tendue. De plus, la position de la patella par rapport au fémur semble donc affecter grandement l'action du quadriceps. Si la patella est alignée adéquatement durant les activités avec mise en charge alors l'activation des fibres distales du vastus medialis sera plus prématurée et plus prolongée, et la génération de la force globale du quadriceps augmentera de 20% (McConnell, 1987).

Plusieurs études tendent maintenant à démontrer que les fibres distales du vastus medialis ne sont pas plus actives dans les derniers degrés d'extension que le vastus lateralis. En effet, contrairement aux informations de Basmajian et al. (1972) et Lieb et Perry (1971) qui indiquent que le vastus medialis est plus actif dans les 15 derniers degrés d'extension, Reynolds et al. (1983) rapportent qu'il n'existe aucune différence significative dans les 30 derniers degrés d'extension, chez les sujets sains, entre l'activité brute EMG du vastus medialis et celle du vastus lateralis. Au contraire, chez les sujets présentant une subluxation de la patella, conséquence souvent rencontrée lors d'une dysfonction fémoro-patellaire, l'activité EMG du vastus medialis était moins élevée en comparaison de celle du vastus lateralis (Mariani et Caruso, 1979). Ces résultats ont été corroborés par King et al. (1989) qui ont spécifiquement évalué l'activité EMG intégré moyen des fibres distales du vastus medialis, des fibres proximales du vastus medialis, et du vastus lateralis, à trois angles différents de flexion du genou soient 90°, 30°, et 15°. Chez les sujets ayant un désalignement latéral prononcé de la patella, caractérisé par un angle-Q supérieur à 21°, on remarque que le ratio d'activité EMG intégré moyen des fibres distales du vastus medialis relatif au vastus lateralis est significativement moins élevé dans les derniers degrés d'extension qu'à 90°.

Il est possible de modifier l'orientation de la patella chez les sujets souffrant d'une dysfonction fémoro-patellaire de façon à obtenir un meilleur alignement patellaire. Afin de déterminer l'orientation normale de la patella, trois composantes doivent être examinées: le glissement, l'inclinaison, et la rotation (McConnell, 1986). La composante de glissement détermine la quantité de déviation latérale de la patella dans le plan frontal (i.e., la patella devrait être positionnée approximativement au milieu entre les deux condyles fémoraux). Presque tous les individus symptomatiques produisent un glissement latéral de la patella. La quantité de glissement pourra varier en fonction de l'élasticité des structures latérales et de la quantité d'activité des fibres distales du vastus medialis relative au vastus lateralis. Ensuite, le degré de l'inclinaison de la patella est évaluée en comparant la hauteur du côté médial de la patella avec la hauteur de son côté latéral. Cette composante détermine la quantité de tension développée par les fibres profondes du retinaculum. Enfin, la composante de rotation détermine s'il y a une déviation de l'axe longitudinal de la patella par rapport à l'axe longitudinal du fémur, la patella devant être parallèle à l'axe longitudinal du fémur.

Prévenir le désalignement de la patella, afin d'assurer une distribution adéquate de la pression sur le cartilage articulaire sous-jacent, peut nécessiter des changements subtils dans la coordination ou dans la quantité d'activité EMG des fibres distales du vastus medialis pour des portions particulières du mouvement de certaines activités. Entraîner les fibres distales du vastus medialis ne devrait pas être considéré sans une modification du contrôle moteur apparaissant avec l'acquisition d'habiletés motrices (Engelhorn, 1983). En fait, l'entraînement de la masse musculaire est très spécifique et doit tenir compte de la position du membre, de l'angle de l'articulation, de la vitesse de contraction, du type de contraction, et de la force de contraction (Moffroid et Whipple, 1970 ; Sale et al., 1983). Une réadaptation appropriée devrait permettre le développement d'un contrôle moteur et permettre ainsi la modification des propriétés de tension / longueur des fibres distales du vastus medialis, considérées comme l'agoniste, et du vastus lateralis, considéré comme son antagoniste dans le plan frontal (Brooks, 1983 ; Engelhorn, 1983). La modification de cette relation tension / longueur peut mettre en évidence l'instauration d'un nouveau point d'équilibre permettant ainsi à la patella d'être alignée adéquatement en tout temps. Il doit être admis que toute acquisition d'habileté peut être augmentée et maintenue avec l'entraînement mais peut se détériorer si cet entraînement n'est pas repris couramment (Brooks, 1983 ; Engelhorn, 1983).

Si la patella est orientée et maintenue correctement par des orthèses plantaires, les fibres distales du vastus medialis seront probablement entraînées plus spécifiquement. Ainsi, en déterminant quelle composante de l'orientation de la patella est à corriger, une orthèse plantaire pourrait être fabriquée de façon à permettre un alignement approprié de la patella. Il serait alors possible de retourner à l'activité physique et de s'entraîner sans douleur ou peur d'avoir à nouveau des symptômes. Selon une recommandation de Lefebvre et al. (1989), une augmentation du ratio IEMG moyen fibres distales du vastus medialis / vastus lateralis est obtenue avec l'utilisation d'une orthèse plantaire appropriée corrigeant la pronation, accompagnée d'une électrostimulation favorisant le développement des fibres distales du vastus medialis.

Une des conséquences de l'entraînement musculaire à l'aide de poids ou de l'électrostimulation, et gérée par le principe de surcharge, est l'apparition de la fatigue musculaire (McArdle et al., 1987; Vander et al., 1977). Une étude de Grabiner et al. (1990) indique que le degré de fatigue entre les fibres distales du vastus medialis oblicus et le vastus lateralis est similaire durant l'extension isométrique du genou, tandis qu'il est plus élevé dans le vastus lateralis par rapport aux fibres distales du vastus medialis lors de contractions isotoniques effectuées dans les derniers degrés d'extension. Ces résultats indiquent que le vastus lateralis reçoit un stimulus d'entraînement plus intense et que ces exercices effectués dans les derniers degrés d'extension permettraient en fait son renforcement à un niveau plus élevé que les fibres distales du vastus medialis sélectivement peu fatiguées et ne pouvant ainsi augmenter leur force.

Tel que rapporté par McConnell (1989), l'apparition de la fatigue musculaire peut se faire rapidement chez les sujets atteints d'une dysfonction fémoro-patellaire. En effet, une fois que les fibres distales du vastus medialis sont fatiguées, les effets de l'entraînement sont diminués et la douleur et l'enflure peuvent réapparaître. Si la douleur apparaît, alors il doit s'arrêter et réajuster le ou les types de traitement (i.e., orthèse plantaire ou électrostimulation) avant de continuer son activité. En effet, il est possible que l'orthèse plantaire, ou l'électrostimulation, ne soit plus adéquatement ajustée au besoin suite à l'adaptation des structures mécaniques du corps humain à ces modes de traitements. Ainsi, il semblerait logique qu'un alignement patellaire insuffisamment maintenu provoque la réapparition des symptômes. Si la douleur semble persister d'avantage malgré l'orthèse plantaire, alors les activités plus intenses ne devront pas être entreprises tant et aussi longtemps que l'activité des fibres distales du vastus medialis ne sera pas suffisante pour reprendre les activités non douloureuses.

Un contrôle fin des muscles est possible (Basmajian et DeLuca, 1985) étant donné que les fibres distales du vastus medialis sont innervées indépendamment du reste du quadriceps. Il est alors possible de les activer spécifiquement sans qu'il n'y ait trop d'activité dans le reste du quadriceps. En respectant certains facteurs clés dont le niveau de contrôle que le sujet exerce sur la contraction du muscle et le biofeedback, ce sujet pourra se concentrer sur sa capacité à contracter une partie des muscles dont particulièrement les fibres distales du vastus medialis. La rétroaction biologique (ou *biofeedback*) peut être utilisée afin d'augmenter la qualité de l'entraînement. De plus, l'activité des adducteurs, du vastus lateralis, du rectus femoris et des ischio-jambiers peut être diminuée, favorisant une activité isolée des fibres distales du vastus medialis. Cet exercice de réadaptation peut être pratiqué en position assise, durant la marche, en phase de support, durant la course, où le contrôle de la pronation peut aussi être pratiqué, dans les escaliers avec, par exemple, une position de mi-flexion simulant un virage parallèle en ski, et ainsi de suite (McConnell, 1986). Or, considérant que l'on veut entraîner spécifiquement les fibres distales du vastus medialis, il semblerait préférable d'utiliser l'électrostimulation afin de favoriser leur développement. Il est à noter qu'à cause des propriétés de conduction électrique de la peau, il peut être difficile d'isoler spécifiquement un muscle par rapport à un autre, d'où l'utilisation du terme "favoriser" plutôt que le terme "isoler".

Il semble donc fondamental de déterminer le rôle des fibres proximales du vastus medialis ainsi que du vastus lateralis, dans l'affection du genou qu'est la dysfonction fémoro-patellaire, mais plus particulièrement, celui des fibres distales du vastus medialis. Selon Kapandji (1985), il semble que les fibres distales du vastus medialis, affectées à la traction médiale de la patella, soient anatomiquement et fonctionnellement plus distales et qu'elles soient destinées à s'opposer à la tendance de la patella à se luxer latéralement. De plus, la contraction normalement équilibrée des deux vasti engendre une force résultante dirigée vers le haut, dans l'axe de la cuisse. Mais, toujours selon Kapandji (1985), si le vastus lateralis prédomine sur les fibres distales du vastus medialis, la patella aura tendance à appuyer plus fortement sur le condyle fémoral externe, occasionnant une subluxation de la patella ou une hyperpression de sa facette supéro-externe sur le condyle fémoral externe. Il est possible de s'opposer à la subluxation externe de la patella par un renforcement sélectif des fibres distales du vastus medialis. Lors d'une étude effectuée sur 28 sujets souffrant d'une dysfonction fémoro-patellaire, il est apparu possible, au moyen de l'électrostimulation, de contrôler et de doser l'intensité de contraction à générer dans chacun des vasti concernés (Lefebvre, 1991).

Selon cette dernière étude, l'électrostimulation des fibres distales du vastus medialis, comme moyen de traitement de la dysfonction fémoro-patellaire, favorise le renforcement du vastus medialis, soulage le sujet des symptômes associés à la dysfonction fémoro-patellaire, et rétablit un ratio IEMG moyen fibres distales du vastus medialis / vastus lateralis. Considérant que la dysfonction fémoro-patellaire se caractérise par des atrophies musculaires spécifiques et des parésies du quadriceps (selon Smilie, cité par Johnson et al., 1977), et considérant que l'on compare des muscles antagonistes responsables de l'orientation de la patella, il fut suggéré d'interpréter l'EMG de surface selon un ratio comparant l'activité électrique du vastus medialis à celle du vastus lateralis (i.e., ratio EMG VMfd/VL), révélant ainsi l'existence d'un déséquilibre musculaire, apparaissant lors de la dysfonction fémoro-patellaire (Boucher et Hodgdon, 1993 ; Boucher et al., 1992 ; Lefebvre, 1991 ; Lefebvre et al., 1989). En effet, une augmentation de 455% du ratio IEMG moyen VM/VL fut obtenue après 24 séances de traitements par électrostimulation en utilisant la méthode de Kots (1971). Le ratio passa donc de 0.54 (avant traitement) à 2.45 (après traitement), pour les 100 msec menant à la contraction isométrique maximale du quadriceps crural, lorsque le genou était à un angle de 90° de flexion.

Il y a, en effet, moins d'activité au niveau des fibres distales du vastus medialis qu'au niveau du vastus lateralis chez les sujets symptomatiques (Boucher et al., 1992 ; Lefebvre et al., 1989 ; LeVeau et Rogers, 1980 ; Mariani et Caruso, 1979 ; Wise et al., 1984). Cependant, les sujets des groupes asymptomatiques ont un ratio équilibré d'activité IEMG moyen fibres distales du vastus medialis / vastus lateralis (i.e., ratio EMG VMfd/VL = 1, représentant le travail attendu des muscles) (Richardson, 1985). À ce titre, il a été démontré que l'activité EMG des fibres distales du vastus medialis (VMfd) est influencée par la position du genou lors de contractions isométriques maximales autant que lors de contractions dynamiques. Ainsi, les fibres distales du vastus medialis sont plus actives à 90° de flexion du genou en comparaison avec l'extension terminale (Boucher et al., 1992).

La majorité des études sur la dysfonction fémoro-patellaire évalue l'équilibre musculaire en position statique. Or, il semble important d'évaluer cet équilibre lors de la fonction. Afin d'évaluer cet équilibre et la relation mécanique – neuromusculaire, une des fonctions retenues dans la présente étude fut le pédalage. Cette relation fut étudiée durant la fonction de pédalage par Gregor et al. (1985), Jorge et Hull (1986) et Neptune et al. (1997), où l'EMG du quadriceps et des ischio-jambiers ainsi que leur coordination furent établies. À cet effet, il fut démontré que rectus femoris, le vastus lateralis ainsi que le vastus medialis sont plus actifs au début la phase

de poussée, tandis que le semi-membraneux et le biceps femoris sont plus actifs plus tard dans la poussée, vers le milieu et la fin de l'extension. Or ces études évaluent le vastus medialis comme un muscles extenseur du genou, par ses portions proximales et moyennes, sans pour autant s'attarder à ses fibres distales. Ces dernières étant responsables de la traction médiale de la patella et particulièrement atrophiées lors de la dysfonction fémoro-patellaire, il fut primordial d'en vérifier l'activité durant la phase de poussée du pédalage.

De plus, selon Lefebvre (1991), Lefebvre et al. (1989) et King et al. (1989), il est favorable de stimuler électriquement les fibres distales du vastus medialis à un angle de 90° de flexion, si l'on désire entraîner ces fibres adéquatement par un procédé artificiel. Cette façon d'appliquer l'électrostimulation permettrait de favoriser la compression du cartilage sous-patellaire tout en diminuant le cisaillement dommageable. De plus, cette méthode favoriserait le développement des fibres distales du vastus medialis oblicus pour lesquelles l'activité EMG relatif au vastus lateralis est plus importante à 90°, et ce spécialement si l'angle-Q du genou est supérieur à 21°. Le choix de cet angle de 90° de flexion va certes à l'encontre de ce qui a été proposé par Brunet et Stewart (1989), Dehaven et al. (1979), Dryburgh (1988), Hungerford et Barry (1979), Hungerford et Lennox (1983), Ireland (1987), Lennington et Yanchuleff (1983), Lieb et Perry (1971), et Wittenbecker et DiNitto (1989). Ceux-ci recommandaient, comme moyen de traitement conservateur de la dysfonction fémoro-patellaire, une flexion de la hanche en charge avec jambe tendue et une extension dynamique du genou dans les 20 derniers degrés d'extension afin de favoriser le développement des fibres distales du vastus medialis ainsi que la réduction du contact fémoro-patellaire (Ireland, 1987). La littérature touchant ce mode de réadaptation de la dysfonction fémoro-patellaire, relevant des aspects mécaniques et neuromusculaires, semble d'ailleurs se baser principalement sur des mesures empiriques et peu quantitatives (Boucher et al., 1992 ; Insall, 1979). Ainsi des données récentes préconisent une contraction isométrique du quadriceps avec un angle de flexion du genou plus élevé (i.e., autour de 90°) (Grabiner et al., 1990 ; Hanten et Schulthies, 1990 ; King et al., 1989 ; Lefebvre et al., 1989), permettant ainsi un meilleur développement des fibres distales du vastus medialis par rapport au vastus lateralis ainsi qu'une meilleure reconstruction théorique du cartilage par une augmentation de compression.

Au niveau de la musculature du pied, l'abductor hallucis, ce muscle superficiel de l'arche médiale longitudinale du pied, est innervé par le nerf plantaire médial. Ce muscle a pour origine le tubercule médial sur la surface plantaire du calcaneus, le ligament annulaire interne, la fascia plantaire, et le septum intermusculaire entre celui-ci et le muscle flexor digitorum brevis.

Ses fibres s'insèrent, avec le tendon le plus interne du flexor hallucis brevis, sur le côté interne de la base de la phalange proximale de l'hallux (Gray, 1994 ; Rutherford, 1984). L'abductor hallucis effectue l'abduction et la flexion de l'hallux (Gray, 1994). Il se contracte lors de la phase de poussée et de propulsion à la marche, effectue une flexion plantaire du premier rayon, stabilise l'avant-pied, et remonte l'arche longitudinale médiale lors de la poussée (Donatelli, 1990).

Selon Ferry et al. (1995), une stimulation électrique de l'abductor hallucis, en position statique, résulte en une remontée de l'arche longitudinale médiale, entraînant une rotation tibiale externe. De plus, lors de la phase de support à la marche, un entraînement isocinétique des supinateurs du pied diminue l'amplitude totale de pronation sans pour autant en augmenter la valeur maximale, suggérant ainsi que la pronation maximale peut être influencée par des facteurs anatomiques et par le type de souliers utilisé, et non par des changements de force (Feltner et al., 1994).

Ainsi, considérant cette relation mécanique - neuromusculaire, il apparaît important ici de spécifier la relation de cause à effet de l'impact des composantes mécaniques sur l'atrophie musculaire, et spécifiquement celle des fibres distales du vastus medialis impliquées dans la dysfonction fémoro-patellaire. Cette atrophie peut être attribuée à une certaine forme d'inhibition réflexe dont les causes peuvent être diversifiées.

#### **2.4.1.1 Relation entre la position mécanique articulaire et l'atrophie musculaire**

L'atrophie musculaire peut être liée à divers facteurs. Lorsqu'un traumatisme ou une dysfonction engendre l'immobilisation d'une articulation, la position dans laquelle elle sera immobilisée peut devenir une considération importante (Young et al., 1987). Si elle est immobilisée en position d'extension, les muscles extenseurs seront alors raccourcis et deviendront davantage sujets à l'atrophie par rapport aux fléchisseurs qui seront étirés. Dans le même ordre d'idées, si cette articulation est immobilisée en flexion, il semblerait probable que l'atrophie soit reliée aux muscles fléchisseurs plutôt qu'aux muscles extenseurs. Or, ce fonctionnement théorique soulève une controverse puisque, dans la réalité, l'atrophie est pratiquement toujours liée aux muscles extenseurs et ce, peu importe l'angle à laquelle l'articulation est immobilisée (Young et al., 1987). Cette règle semble aussi s'appliquer à certains troubles fonctionnels mécaniques et neuromusculaires. Plus précisément, la dysfonction fémoro-patellaire présente un modèle intéressant d'étude de la relation entre la position articulaire et l'atrophie reliée aux muscles extenseurs. En effet, ce type de dysfonction est caractérisé par une atrophie spécifique de

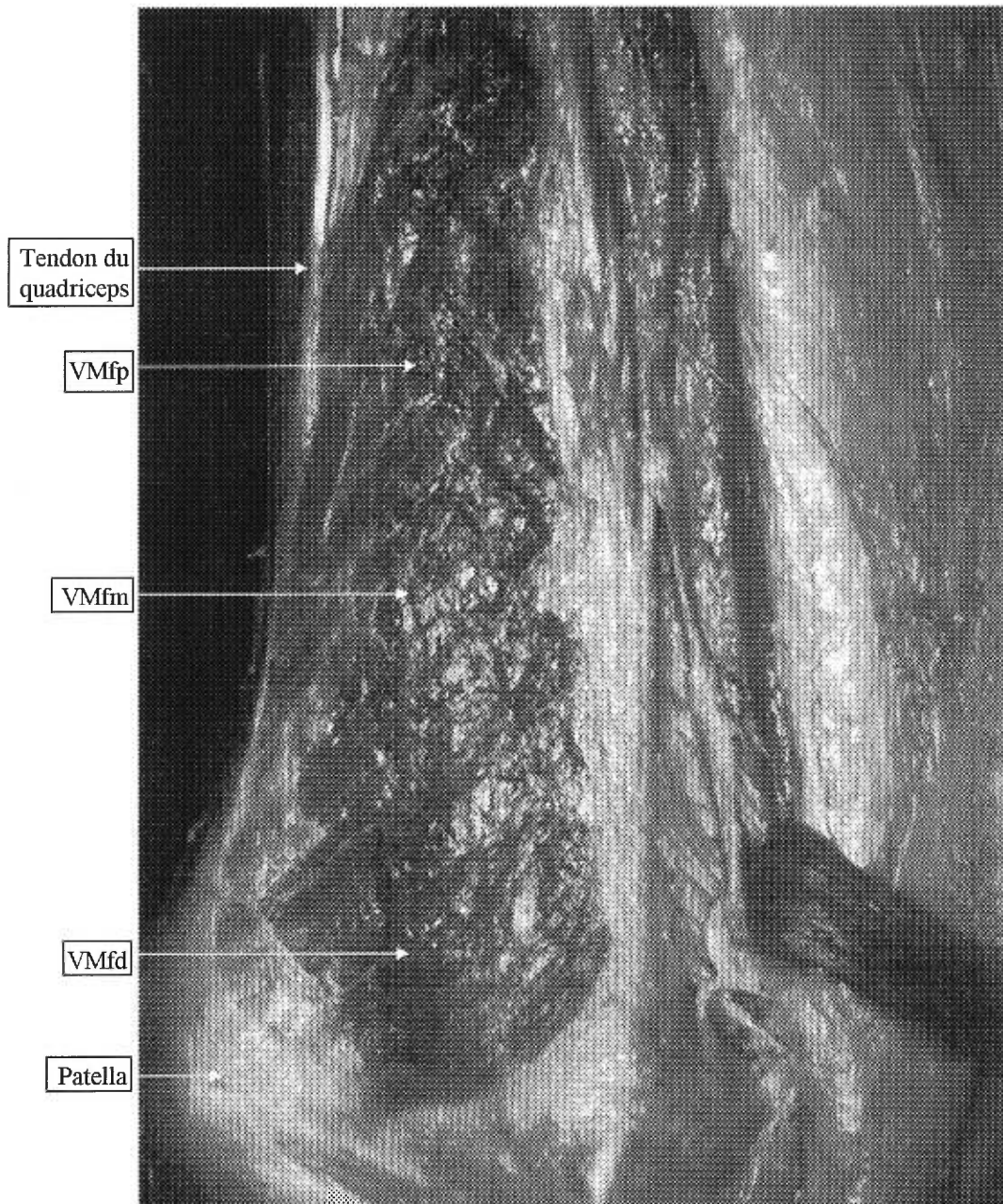


certains groupes musculaires dont les extenseurs du genou, et dont les causes peuvent provenir de la stimulation des récepteurs articulaires responsables du positionnement et localisés dans la région du genou (Ekholm et al., 1960 ; Stokes et Young, 1984 ; Young et al., 1987), d'une augmentation de la pression intra-articulaire (deAndrade et al., 1965 ; Spencer et al., 1984 ; Stokes et Young, 1984 ; Stratford, 1981), d'un déséquilibre neuromusculaire (Boucher et Hodgdon, 1993 ; Boucher et al., 1992 ; Lefebvre, 1991 ; Lefebvre et al., 1989 ; Mariani et Caruso, 1979 ; Richardson, 1985), d'une position défavorable du pied au sol (Boucher et al., 1992 ; Lefebvre, 1991 ; McPoil et Brocato, 1985), et d'une position articulaire spécifique ou d'un angle de flexion spécifique du genou (Boucher et al., 1992 ; King et al., 1989 ; Lieb et Perry, 1971 ; McConnell, 1987).

#### **2.4.1.2 Atrophie spécifique des fibres distales du vastus medialis impliquée dans la dysfonction fémoro-patellaire**

La dysfonction fémoro-patellaire est particulièrement représentée par une atrophie des fibres distales du vastus medialis dont l'origine et les causes peuvent être expliquées par l'anatomie, la fonction et le niveau d'activité de ces fibres.

Au niveau anatomique, il est important de rappeler que le vastus medialis se divise en trois sections fonctionnellement différentes et innervées séparément. Les fibres distales du vastus medialis prennent leur origine au niveau du tendon de l'adductor magnus et s'insèrent sur le côté supéro-médial de la patella. De plus, quelques fibres superficielles de cette portion du vastus medialis s'insèrent sur le tendon commun du quadriceps. Pour leur part, les fibres proximales et médianes du vastus medialis prennent leur origine sur la ligne âpre et s'insèrent sur le tendon commun du quadriceps (Lefebvre et al., 1994 ; Thiranagama, 1990). Une photo, en plan sagittal médial, de ces différentes fibres est présentée à la Figure 2.2.



**Figure 2.2** Représentation dans le plan sagittal médial des fibres proximales (VMfp), médianes (VMfm), et distales (VMfd) du vastus medialis, provenant d'un spécimen (tiré de Lefebvre et al., 1994).

Ces différences anatomiques entraînent des différences fonctionnelles. Il est prétendu depuis longtemps que les fibres distales du vastus medialis sont responsables des 15 derniers degrés d'extension du genou (Smilie, 1949). Cette croyance était plutôt fondée sur des impressions cliniques ainsi que sur deux observations à savoir que les patients souffrant de dysfonction fémoro-patellaire avaient de la difficulté à terminer l'extension complète du genou, et qu'ils présentaient souvent une atrophie des fibres distales du vastus medialis. Or, il fut démontré

par Lieb et Perry (1971) que les fibres distales et proximales du vastus medialis sont actives tout au long de l'extension du genou. De façon plus précise, les fibres distales ne s'impliquent pas directement dans l'extension du genou mais agissent plutôt par une traction médiale de la patella, antagoniste au vastus lateralis (Koh et al., 1992 ; Lefebvre et al., 1994 ; Lieb et Perry, 1968 ; Reynolds et al., 1983). À cet effet, Lieb et Perry (1968) ont identifié le rôle des fibres distales du vastus medialis à l'aide d'un montage constitué de câbles, de poids et de pièces anatomiques humaines (i.e., membres inférieurs). Lorsque les fibres distales n'étaient pas mises sous tension pendant l'extension du genou, la patella se déplaçait vers l'extérieur, entraînant sa subluxation. Cependant, lorsque les fibres distales étaient sous tension, la patella se maintenait au centre de la gouttière inter-condylienne durant toute l'extension. De plus, les fibres distales du vastus medialis constituait la seule composante du quadriceps qui ne parvenait pas à produire seule l'extension du genou. Ainsi, il est démontré que les fibres distales ne participent pas directement à l'extension, mais agissent dans le but d'aligner la patella lors des mouvements d'extension du genou. De plus, il a été démontré qu'il existe une relation entre la diminution de l'activité de ces fibres et la présence de dysfonction fémoro-patellaire (Boucher et al., 1992 ; Mariani et Caruso, 1979 ; Souza et Gross, 1991). Pour leur part, les fibres proximales du vastus medialis exercent une force de traction au niveau du tendon commun du quadriceps et assistent le rectus femoris dans l'extension du genou (Lefebvre et al., 1994 ; Lieb et Perry, 1968).

Le ratio fibres distales du vastus medialis / vastus lateralis a été utilisé afin de comparer le niveau d'activité des fibres distales du vastus medialis et du vastus lateralis chez les sujets sains et les sujets ayant une dysfonction fémoro-patellaire (Boucher et al., 1992 ; Souza et Gross, 1991). Il a été démontré que ces derniers présentent un ratio significativement plus bas que les sujets sains, lors d'extensions du genou (Boucher et al., 1992 ; Souza et Gross, 1991). Au niveau de l'EMG brut, il a été démontré que les fibres distales du vastus medialis, de sujets diagnostiqués ayant une dysfonction fémoro-patellaire, présentent aussi un niveau d'activité inférieur au vastus lateralis lors d'extensions du genou (Mariani et Caruso, 1979), la différence d'activité se manifestant au niveau des derniers degrés d'extension (Boucher et al., 1992).

Des travaux, effectués sur des sujets ne présentant pas de problèmes articulaires du genou et comparant le niveau d'EMG des fibres distales et proximales du vastus medialis, ont démontré que les fibres distales sont significativement moins actives que les fibres proximales lors d'extensions du genou (Lefebvre et al., 1994). Cette différence s'explique par le fait que les fibres proximales sont impliquées directement dans l'extension du genou tandis que les fibres distales

nécessitent moins d'activité pour aligner la patella. Les différences d'activité et de fonctionnement entre les fibres distales du vastus medialis et les autres muscles formant le quadriceps, expliquent la spécificité de l'atrophie de ces fibres dans la dysfonction fémoro-patellaire.

Cette atrophie du quadriceps, et spécifiquement des fibres distales du vastus medialis, typique dans la dysfonction fémoro-patellaire, semble provenir de deux composantes : une composante mécanique reliée à différents facteurs comme l'asymétrie des membres inférieurs (Wallace et al., 1985) ou un angle d'éversion prononcé de la cheville (Clarke et al., 1983), et une composante neuromusculaire liée à une *inhibition réflexe*. Cette inhibition du réflexe-H proviendrait de plusieurs sources : l'enflure produite par l'infusion de solution saline à l'intérieur de l'articulation du genou augmentant ainsi la pression intra-articulaire (Iles et al., 1990 ; Iles et Roberts, 1987 ; Kennedy et al., 1982 ; Spencer et al., 1984), l'étirement et la compression capsulaire stimulant les récepteurs articulaires de type I (Ekholm et al., 1960), l'étirement de ligaments (Ekholm et al., 1960) et la douleur (Ekholm et al., 1960 ; Leroux et al., 1995 ; Stener, 1969 ; Stener et Petersen, 1962 ; Stokes et Young, 1984 ; Young et al., 1987).

#### 2.4.1.3 Inhibition réflexe

Dans la littérature, le terme *inhibition réflexe* est fréquemment employé. Toutefois, la signification accordée à ce terme varie en fonction du type d'étude. D'un point de vue clinique, l'inhibition réflexe semble être liée à une diminution d'EMG d'un ou de plusieurs muscles, enregistrée lors de contractions volontaires (deAndrade et al., 1965 ; Fahrer et al., 1988 ; Stener, 1960 ; Stener et Pedersen, 1962). D'un point de vue fondamental, divers auteurs la relient à certaines boucles réflexes régies par un contrôle involontaire (Iles et Roberts, 1987 ; Iles et al., 1990 ; Kennedy et al., 1982 ; Spencer et al., 1984) et la définissent comme étant une baisse de l'excitabilité du pool de motoneurones contrôlée par des boucles réflexes, mesurée par l'EMG d'un ou plusieurs muscles, et enregistrée lors d'une stimulation engendrant un réflexe spinal. Or, il semble difficile de faire un lien entre les études cliniques portant sur l'inhibition réflexe et les mécanismes fondamentaux pouvant expliquer la diminution de l'activité EMG. En effet, les études cliniques évaluant l'influence de la position articulaire sur l'inhibition réflexe (Stener, 1969 ; Stener et Pedersen, 1962) supposent que la stimulation des récepteurs articulaires est à l'origine de la diminution de l'activité EMG, sans pour autant indiquer si cela s'effectue au niveau spinal ou au niveau central.

Si la douleur ou l'enflure est présente dans l'articulation du genou, le quadriceps, et tout particulièrement les fibres distales du vastus medialis seront inhibées de façon réflexe, entraînant un développement musculaire inefficace (deAndrade et al., 1965 ; Spencer et al., 1984 ; Stokes et Young, 1984 ; Stratford, 1981). Même si ce phénomène est peu compris, l'inhibition réflexe du quadriceps apparaît lorsque les afférences provenant des récepteurs situés à l'intérieur ou autour de l'articulation du genou blessé préviennent l'activation des motoneurones  $\alpha$  dans la corne antérieure de la moelle épinière. Les causes de l'inhibition, de même que les récepteurs stimulés, n'ont jamais été représenté clairement (Stokes et Young, 1984). De même, le circuit nerveux emprunté par le stimulus inhibiteur provenant des récepteurs articulaires n'est pas tout à fait connu (Stokes et Young, 1984).

#### 2.4.1.4 Causes de l'inhibition réflexe

L'inhibition réflexe apparaît lorsque la stimulation de certains récepteurs articulaires du genou diminue l'activation des motoneurones innervant le quadriceps (Harding, 1929 ; Spencer et al., 1984). Dans une étude sur des chats ayant des dysfonctions articulaires au niveau des genoux, la section des racines dorsales de la moelle épinière semblait prévenir l'atrophie des muscles extenseurs (Harding, 1929). Ainsi, lorsque l'information venant des récepteurs articulaires n'est pas acheminée au niveau spinal, le système nerveux ne peut diminuer le niveau d'excitabilité des motoneurones et, par conséquent, utiliserait l'inhibition réflexe afin de protéger l'articulation. D'autre part, l'augmentation de la pression intra-articulaire du genou indique que le système nerveux provoque une inhibition réflexe qui diminuera probablement le niveau d'activité musculaire.

Les trois principaux facteurs impliqués dans l'inhibition réflexe des extenseurs correspondent à l'étirement du ligament collatéral-médial, au pincement de la partie antérieure de la capsule articulaire et à l'augmentation de la pression intra-articulaire (Ekholm et al., 1960). Plus précisément, l'étirement du ligament collatéral-médial ainsi que le pincement de la partie antérieure de la capsule articulaire, produiraient une facilitation des fléchisseurs et une inhibition des extenseurs, tandis que l'augmentation la pression intra-articulaire du genou entraînerait une augmentation de l'inhibition (Iles et Roberts, 1987 ; Iles et al., 1990 ; Kennedy et al., 1982 ; Spencer et al., 1984).

Dans les faits, Andrew et Dobt (1953) furent parmi les premiers à démontrer, chez le chat, que l'injection intra-articulaire d'une solution de Ringer faisait augmenter la décharge

tonique des récepteurs articulaires ainsi que la pression intra-articulaire. Skoglund (1956), reprenant l'expérience d'Andrew et Dobt observa une inhibition des extenseurs du genou et une facilitation des fléchisseurs en stimulant des récepteurs articulaires par injection d'une solution de Ringer et par pincement de la partie antérieure de la capsule. De plus, il a été observé chez le chat que l'augmentation de la pression intra-articulaire au niveau du genou active certains récepteurs articulaires et provoque une inhibition réflexe monosynaptique du quadriceps (Ekholm et al., 1960).

Quelques années plus tard, deAndrade et al. (1965) ont tenté de reproduire ce modèle chez l'humain. En augmentant la pression intra-articulaire, suite à l'injection de plasma dans l'articulation du genou chez des sujets sains et des sujets présentant des arthropathies, une distension graduelle du genou et une diminution de l'EMG du quadriceps ont été observées. De plus, une pré-injection d'anesthésie locale à l'intérieur de la capsule retarda l'apparition de la diminution d'activité électromyographique jusqu'à ce que la distension soit élevée. À partir de ces résultats, il fut suggéré que l'atrophie observée chez des sujets présentant une arthropathie était due à une absence fonctionnelle d'excitation des motoneurones innervant le quadriceps (deAndrade et al., 1965). Selon cette interprétation et malgré le fait que la dysfonction fémoro-patellaire ne comporte pas toujours de l'enflure, cette diminution d'EMG résultait d'une inhibition réflexe due à la distension de l'articulation. Il est cependant important de noter que, même si le terme inhibition réflexe était utilisé, ces auteurs mesuraient plutôt l'EMG du quadriceps produite lors de contractions volontaires. Ils ne possédaient aucune information sur la modulation de réflexes spinaux responsable de l'activation ou de l'inhibition réflexe. Plus tard, Fahrer et al. (1988) ont appliqué les mêmes techniques que celles employées par deAndrade et al. (1965) et ont obtenu des résultats similaires.

Certains chercheurs ont été en mesure de reproduire chez l'humain les résultats obtenus à partir du modèle animal (Iles et Roberts, 1987 ; Iles et al., 1990 ; Kennedy et al., 1982 ; Spencer et al., 1984). L'accès à des techniques de mesure de la modulation du réflexe de Hoffmann, a permis de vérifier la réponse inhibitrice associée à une augmentation, même très faible, du volume d'effusion intra-articulaire. Il a été démontré que l'amplitude du réflexe-H, lorsque stimulé au niveau du nerf crural et enregistré sur le vastus medialis, le vastus lateralis et le rectus femoris, peut varier grandement en fonction de la quantité de solution saline injectée à l'intérieur de l'articulation du genou (Spencer et al., 1984). Curieusement, l'électrostimulation antalgique ou l'anesthésie locale ne réduisent pas l'activité du quadriceps à un niveau clinique acceptable (Stokes

et Young, 1984). Ainsi, l'injection de solution saline entraînerait une augmentation de la pression intra-articulaire sans pour autant provoquer d'irritation ni de douleur au niveau de l'articulation. Dans l'étude de Stokes et Young (1984), tous les sujets ont présenté une diminution significative de l'amplitude du réflexe-H suite à l'introduction de 60 ml de solution saline à l'intérieur de l'articulation. Or, si l'enflure est présente, seulement 20 ml de sérum physiologique (i.e., œdème ou liquide produit par l'inflammation provoquant l'enflure) est requis pour inhiber la contraction des fibres distales du vastus medialis, tandis qu'il faut 50 à 60 ml de ce sérum avant que le rectus femoris et le vastus lateralis ne soient affectés (Spencer et al., 1984). L'amplitude du vastus medialis a diminué jusqu'à 55.7% de sa valeur initiale tandis que celle du rectus femoris et du vastus lateralis ont diminué respectivement jusqu'à 69.1% et 65.3% de leur valeur initiale. Le vastus medialis a donc subi une inhibition plus importante que celle des autres muscles mesurés, soit une baisse de 44.3% comparée à 30.9% pour le rectus femoris et à 34.7% pour le vastus lateralis. Étant donné le fait que l'inhibition est demeurée au moins 20 minutes, l'inhibition réflexe des extenseurs a été attribuée à la stimulation des récepteurs articulaires de type I, soient des récepteurs à adaptation lente présents à l'intérieur de la capsule articulaire du genou. Kennedy et al. (1982) avaient préalablement obtenu des résultats similaires à ceux de Spencer et al. (1984) et avaient observé que l'amplitude du réflexe-H, mesuré au niveau du vastus medialis, du rectus femoris et du vastus lateralis, diminuait significativement lorsque la pression intra-articulaire augmentait. Une diminution beaucoup plus marquée s'est manifestée au niveau du vastus medialis. Fahrer (1988), dans une étude mesurant la force isométrique du quadriceps chez des patients souffrant d'arthrite chronique du genou, observait une diminution similaire à celle obtenue par Spencer et al. (1984). Après aspiration intra-articulaire, une augmentation de la force et de l'activité électromyographique était observée. Ces études démontrent donc que l'augmentation de la pression intra-articulaire provoque une inhibition réflexe des muscles extenseurs du genou. Les résultats obtenus pourraient expliquer en partie l'atrophie spécifique des fibres distales du vastus medialis impliquée dans la dysfonction fémoro-patellaire. Or, ces auteurs n'ont malheureusement pas séparé le vastus medialis en portions distale et proximale.

Dans certains cas, une inhibition réflexe est obtenue sans la présence d'une augmentation de la pression intra-articulaire provoquée par effusion suite à une injection intra-articulaire (Ekholm et al., 1960). Cela démontre que différentes causes, dont la douleur et la position articulaire, peuvent être à l'origine d'une diminution du réflexe-H des extenseurs du genou.

Puisque la douleur est impliquée dans la majorité des dysfonctions articulaires, il est important de connaître ses effets sur la réponse motrice. Au niveau du contrôle volontaire, le rôle de la douleur est bien documenté. Elle contribue à une diminution de la force et de l'EMG d'un ou plusieurs muscles, lors de contractions volontaires (Arvidsson et al., 1986 ; Stener, 1969 ; Stener et Pedersen, 1962 ; Stokes et Young, 1984). Cette diminution de la force musculaire volontaire, provenant principalement d'une sous-utilisation de la région douloureuse, entraîne une atrophie musculaire, et particulièrement des extenseurs (Young et al., 1987). À un niveau clinique, des douleurs postopératoires reliées au genou, entraînent presque invariablement une atrophie des muscles extenseurs (Stokes et Young, 1984 ; Young et al., 1987). Cependant, si cette atrophie est attribuable à l'immobilisation et à la sous-utilisation du genou, alors comment expliquer le fait que ce sont les muscles extenseurs qui subissent l'atrophie la plus importante ? Et, plus particulièrement, comment expliquer que cette inhibition entraînant l'atrophie semble cibler principalement les fibres distales du vastus medialis lors d'une dysfonction fémoro-patellaire ?

À cet effet, il semble possible que les différences de pression produites par des changements d'angle articulaire pourraient être responsables d'une telle inhibition. Ferrel et al., (1986) et Knight et Levick (1981) ont démontré que la décharge électromyographique des extenseurs du genou du chien était maximale en extension complète alors que la pression était maximale en flexion prononcée. La modulation de la décharge lors des changements d'angles durant le mouvement était probablement consécutive de la déformation mécanique de la capsule. Cependant, Stratford (1981) ne remarqua aucune différence significative entre l'activité électromyographique du quadriceps enregistrée à 0° et celle enregistrée à 30° de flexion du genou, chez des sujets sains. Or, chez des sujets ayant une effusion, l'activité électromyographique était diminuée à 0° par rapport à 30°. L'augmentation de la pression intra-articulaire telle que démontrée par l'effusion semble provoquer une réponse inhibitrice supérieure à celle provoquée par une modification de l'angle articulaire. En fait, le quadriceps est moins inhibé lorsque le genou est fléchi d'au-moins 40 degrés (Stokes et Young, 1984; King et al., 1989), comparativement à l'extension complète ou dans les derniers degrés. Ceci va à l'encontre de ce qui est généralement évoqué en réadaptation, où les exercices en flexion impliquant le quadriceps sont considérés trop stressants pour l'articulation fémoro-patellaire, augmentant ainsi la douleur et l'enflure (Basmajian, 1979 ; Grana et Kreigshauser, 1985 ; Malone et al., 1980 ; Pevsner et al., 1979).



### 2.4.2 Récepteurs articulaires et kinesthésie

Un certain nombre d'études ont été réalisées afin de déterminer la décharge caractéristique des récepteurs articulaires (Burgess et Clark, 1969 ; Ferrel, 1980). L'utilisation du modèle animal a permis de mieux comprendre le rôle des récepteurs articulaires. Chez les sujets humains, le problème rencontré, dans la modulation des réflexes monosynaptiques, la kinesthésie et la proprioception, semble être la compréhension de la contribution des récepteurs cutanés et musculaires (Burgess et Clark, 1969 ; Ferrel, 1980 ; Wike, 1967).

Tel que cité précédemment, Spencer et al. (1984) observaient une relation entre la diminution du réflexe-H et l'injection progressive de solution saline, suggérant que les récepteurs de type I seraient responsables de cette inhibition réflexe. Ces mécanorécepteurs, statiques et dynamiques, déchargeraient en fonction des pressions intra-articulaires (Wike, 1981). À l'inverse, une augmentation rapide du réflexe-H, reliée aux récepteurs de type II, était observée lors du retrait de 10 ml de solution saline de l'articulation. Ces récepteurs de type II sont des récepteurs à adaptation rapide s'activant uniquement lors de variations spontanées des contraintes sur la capsule articulaire (Wike, 1967). Il y a ainsi évidence que la pression intra-articulaire et la distension capsulaire sont responsables de la décharge des récepteurs articulaires. De plus, lors d'effusions provoquées, la décharge des récepteurs atteint un maximum et reste constante tandis que la pression intra-articulaire continue à augmenter (Ferrel et Wood, 1982). À cet effet, la portion de la capsule du genou du chat, incluant le nerf médial et excluant le ligament collatéral médial, fut soumise à différentes tensions afin d'y enregistrer le caractère de la décharge (Eklung et Skoglund, 1960). La sensibilité produite par les mouvements de l'articulation était reliée à la façon dont la tension agissait sur le point de localisation du récepteur et non à une propriété du récepteur lui-même.

Pour leur part, les récepteurs de type III, localisés sur la surface externe de la capsule et des ligaments, ont une structure semblable à celle des organes tendineux de Golgi. Lors de l'application d'une contrainte mécanique sur une articulation, les modifications dans l'amplitude du réflexe-H semblent être attribuables à la stimulation de ces récepteurs. Ces récepteurs sont ainsi sensibles à la tension produite généralement dans les limites extrêmes des mouvements normaux ou lorsqu'une contrainte considérable est imposé à la capsule ou aux ligaments.

Les récepteurs de type IV, organisés en réseau ou en terminaisons nerveuses libres, constituent les récepteurs à la douleur et sont activés par la déformation mécanique exagérée

conséquence à la distension de la capsule (Jayson et Dixon, 1970) et par l'irritation mécanique et chimique directe (Wike, 1967). Leroux et al. (1995) étudièrent les composantes mono et polysynaptiques de l'inhibition réflexe contrôlée par un stimulus douloureux, leur rôle n'étant pas tout à fait démontré dans l'inhibition réflexe.

D'un point de vue fonctionnel, la stimulation des récepteurs articulaires, consécutive au déplacement de l'articulation et à la déformation des tissus environnants (Korr, 1947 ; Wike, 1967), contribuent au sens de la position. De plus, il y a évidence que les récepteurs articulaires contribuent à détecter des sensations profondes de pression et de mouvement (Zimny, 1988). Les expériences passées contredisent les études concernant l'implication de récepteurs aux angles intermédiaires (Boyd et Roberts, 1953), et celles qui indiquent que les impulsions provenant des afférentes articulaires étaient de plus grande amplitude lorsque le genou était positionné en flexion et en extension extrêmes (Skoglund, 1956). Burgess et Clark (1969) ont étudié les propriétés des récepteurs en enregistrant l'activité électrique de quelques 278 fibres nerveuses du nerf articulaire du genou du chat. Les résultats obtenus ont permis d'observer qu'une majorité de récepteurs à adaptation lente (70%) et qu'une plus faible quantité de récepteurs à adaptation rapide déchargeaient aux positions extrêmes. Les récepteurs articulaires ne contribuaient pas totalement au sens de la position et n'auraient pas la capacité de déterminer l'angle de l'articulation à tout instant dans le mouvement. Ils contribuaient plutôt aux positions extrêmes seulement. Grigg (1975), qui étudiaient l'influence des facteurs mécaniques sur la décharge du nerf articulaire postérieure du genou du chat, confirma cette dernière évidence. Les neurones du nerf articulaire ne déchargeaient pas dans des angles intermédiaires, à l'exception des conditions où des forces imposantes étaient générées dans le quadriceps. Les expériences de Burgess et Clark (1969) reprises par Ferrel (1979) ont démontré qu'un plus grand nombre de récepteurs répondaient aux angles intermédiaires. Il fut observé que ces récepteurs décrits comme phasiques seraient plutôt des récepteurs à adaptation lente insuffisamment stimulés par le mouvement articulaire et répondraient aux pressions appliquées sur les structures articulaires.

Le comportement des récepteurs articulaires étant complexe, quelques aspects de la réponse ne peuvent être expliqués strictement par l'étirement de la capsule mais doivent plutôt être interprétés comme étant consécutifs à la distorsion capsulaire et à la pression intra-capsulaire (Grigg, 1975). Plusieurs études sont nécessaires à la compréhension et à la reconnaissance du rôle des récepteurs articulaires et musculaires au niveau de l'information sur la position articulaire. De plus, le rôle qu'ont à jouer ces récepteurs sur la facilitation ou l'inhibition des

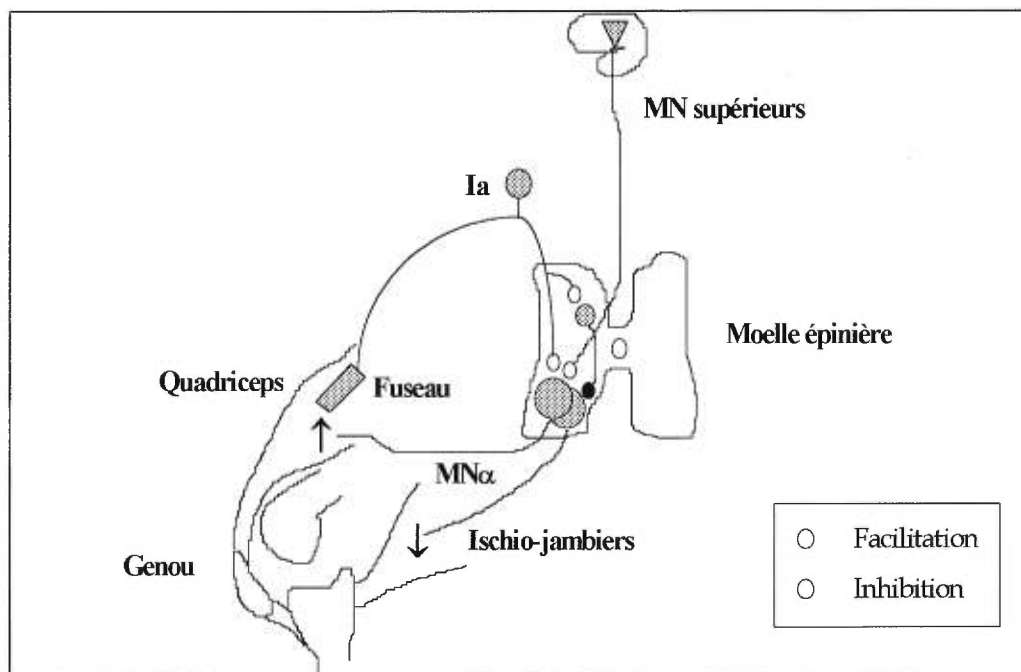
groupes musculaires fléchisseurs ou extenseurs du genou, et particulièrement des fibres distales du vastus medialis, reste toujours à déterminer.

Il devient alors important d'évaluer ce rôle à des angles du genou sélectionnés en fonction des procédures de réadaptation, afin de définir le mode de gestion effectué par la moelle épinière. Par la suite, il sera possible de vérifier l'influence périphérique et le contrôle spinal sur la commande volontaire, en situation dynamique de locomotion. À ces fins, les techniques utilisant le réflexe de Hoffmann sont d'une grande utilité. Elles permettent de vérifier l'influence des afférences périphériques et le contrôle spinal, alors que l'EMG volontaire permet d'évaluer la commande motrice volontaire provenant des centres supérieurs. Étant donné l'intérêt, dans cette étude, pour la facilitation et l'inhibition musculaire, les techniques utilisant le réflexe-H du quadriceps seront employées. L'utilisation du réflexe-H est une mesure indirecte de l'excitabilité du motoneurone et des changements des voies réflexes spinales, et permet de mesurer et de mieux comprendre l'effet de la modification de la position de certaines articulations du membre inférieur dont le pied et le genou.

#### 2.4.3 Réflexe-H du quadriceps

Le réflexe de Hoffmann, appelé réflexe-H, est un réflexe myotatique monosynaptique obtenu lors de la stimulation des fibres afférentes proprioceptives. Ces fibres afférentes de plus gros diamètre, identifiées comme étant les fibres Ia, excitent de façon monosynaptique les motoneurones homonymes (Pierrot-Deseilligny et Mazières, 1984). La Figure 2.3 représente la circuiterie monosynaptique permettant d'obtenir un réflexe-H et une réponse-M du quadriceps.

La stimulation électrique de ces fibres produit une réponse réflexe caractéristique, documentée pour la première fois par Hoffmann en 1918. Elle permet de mesurer les variations d'excitabilité des motoneurones de la moelle épinière chez l'homme (Paillard, 1955). Dans des conditions contrôlées, toute variation de l'amplitude du réflexe reflète une modification ou une modulation de cette excitabilité. De plus, les données sur les réflexes mettent en lumière l'importante relation entre la mécanique articulaire et le contrôle neuromusculaire. Ainsi, le réflexe-H, qui résulte en premier lieu de la stimulation des afférences de large diamètre (i.e., groupe I) innervant les mécanorécepteurs, est fortement influencé par une variété de mouvements rythmiques : faire un pas (i.e., *stepping*) (Brooke et al., 1995 ; Crenna et Frigo, 1987), marcher (Brooke et al., 1991 ; Capaday et Stein, 1986), courir (Capaday et Stein, 1987), et pédaler (Brooke et al., 1992 ; McIlroy et al., 1992).



**Figure 2.3** Représentation de la circuiterie monosynaptique du réflexe-H.

La stimulation des fibres Ia peut se faire par percussion tendineuse où l'on obtient le réflexe-T et par stimulation électrique où l'on obtient le réflexe-H (Paillard, 1955). Le réflexe tendineux est évoqué par l'activation des terminaisons nerveuses primaires enroulées autour de la portion centrale des fibres intra-fusales. Ces terminaisons primaires, dont la sensibilité est contrôlée par les motoneurones gamma (Pierrot-Deseilligny et Mazières, 1984) et dont l'information peut être contrôlée avant d'atteindre les motoneurones alpha, sont activées par l'allongement du muscle (Kendall et Schwartz, 1985). Une réduction de l'excitabilité peut ainsi être la conséquence d'une inhibition post-synaptique due à l'excitabilité des motoneurones, ou d'une inhibition pré-synaptique s'exerçant sur les fibres Ia (Pierrot-Deseilligny et Mazières, 1984).

Le réflexe-H, obtenu à partir de la stimulation électrique spécifique des fibres Ia contenues dans un nerf mixte, court-circuite les fuseaux neuromusculaires. Ce réflexe-H est induit par une courte impulsion électrique d'une largeur de 1 ms, stimulant le nerf fémoral dans le triangle fémoral, pour le quadriceps (Guiheneuc et Ginet, 1974), ou stimulant le nerf tibial dans le creux poplité, pour le soleus (Hugon, 1973). La dépolarisation de ces fibres Ia provoque une décharge au niveau des motoneurones alpha entraînant ainsi une réponse musculaire qui peut être enregistrée et mesurée par électromyographie (Hoffman, 1918, tiré de Hugon, 1973).

Théoriquement, le nombre de motoneurones recrutés varie en fonction de l'intensité du stimulus. Si l'intensité du stimulus demeure stable, l'amplitude du réflexe-H est pratiquement invariable. Et lorsque les variables extrinsèques sont contrôlées, la variation de la réponse réflexe représente une modulation de l'excitabilité des motoneurones (Pierrot-Deseilligny et Mazières, 1984).

La dépolarisation d'un nerf mixte produit aussi une réponse motrice de courte latence (e.g., 5 ms), nommée réponse-M, et se mesure aussi grâce à l'électromyographie de surface. Cette réponse, engendrée par le recrutement des motoneurones alpha, n'emprunte pas la voie de la boucle monosynaptique spinale mais se dirige plutôt directement vers le muscle.

Le réflexe-H peut s'obtenir sur la plupart des nerfs mixtes contenant des fibres afférentes proprioceptives et des fibres motrices innervant le même muscle. Une stimulation électrique de faible intensité entraînent une réponse-H avec une réponse-M minimale ou absente. Par contre, une stimulation de haute intensité excitent les fibres afférentes Ia et les motoneurones  $\alpha$  entraînant la diminution de l'amplitude de la réponse-H, par un phénomène de collision, et ainsi l'augmentation progressive de la réponse-M. Le réflexe-H obtenu lors d'un enregistrement EMG du flexor carpi radialis, du soleus, et du vastus medialis, a un comportement similaire (Sabbahi et Khalil, 1980).

Un certain nombre de conditions expérimentales et de variables méthodologiques influencent l'excitabilité et l'amplitude du réflexe-H, telles que la position de la tête et la contraction de muscles éloignés (Kameyama et al., 1989). En effet, une facilitation du réflexe-H est observée lors d'une manœuvre de Jendrassik, où elle est créée par la contraction de muscles distants. De plus, une facilitation du soleus de la jambe droite est observée lors de la rotation de la tête vers la droite. D'autre part, une extension de la tête produirait une inhibition du réflexe-H. Le rôle des récepteurs du cou et des récepteurs vestibulaires dans la production de réflexes toniques est bien démontré (Hugon, 1973 ; Schieppati, 1987), d'où l'importance d'éviter tout mouvement de la tête lors de l'enregistrement du réflexe-H. De plus, afin de quantifier les sources de variance intra-sujets et inter-sujets, il a été démontré que la mesure du réflexe-H et de la réponse-M est très valide et fidèle. Les effets de variabilité étaient très faibles avec l'augmentation du nombre de mesures (i.e., nombre d'essais de stimulation).

Chez l'humain, le réflexe-H est fréquemment étudié afin de déterminer la relation nerf – muscle, dont particulièrement au niveau du soleus, du quadriceps, du flexor carpi radialis, et du premier interosseux dorsal (Hoffmann, 1918 ; Hugon, 1973 ; Paillard, 1955 ; Pierrot-Deseilligny

et al., 1983 ; Schieppati, 1987). Le réflexe-H est utilisé afin d'évaluer le gain du système neuromusculaire par la variation de son excitabilité (Sale et al., 1983), le recrutement (Burke et Kamen, 1996) et la synchronisation (Milner-Brown et al., 1975) des unités motrices, la fatigue musculaire (Duchateau et Hainaut, 1993), et les effets du vieillissement sur le mouvement volontaire (Burke et Kamen, 1996). Dans le cadre de la présente étude, l'importance sera mise sur le gain du système neuromusculaire, tel que décrit par Brooke et al. (1995) et Capaday et Stein (1986 et 1987).

Pour étudier l'activité musculaire du quadriceps, il est possible d'utiliser le réflexe-H en stimulant le nerf crural (fémoral). Ce nerf prend son origine au niveau des segments lombaires 2, 3 et 4 (Thiranagama, 1990). Or, l'acquisition du réflexe-H du quadriceps fut longtemps limitée en raison de la difficulté technique de stimuler adéquatement le nerf fémoral sans activer la musculature du quadriceps. La stimulation électrique de ce nerf s'effectue au niveau du pli de l'aîne, près de l'artère fémorale, où le nerf se situe le plus en superficie. La profondeur du nerf fémoral dans le triangle inguinal rend difficile le maintien en position des électrodes de stimulation et sous pression constante, entraînant certaines variations de la réponse avec la stimulation cutanée (Kameyama et al., 1989). L'accessibilité du nerf tibial postérieur fait partie des raisons pour lesquelles la technique permettant d'évoquer le réflexe-H du soleus fut la plus utilisée (Hugon, 1973 ; Schieppati, 1987). Cependant, il est possible de palier ces difficultés en sélectionnant des sujets participants relativement maigres, et en utilisant, des électrodes EMG de surface de petit diamètre (e.g., 4.0 mm) positionnées selon une méthodologie pseudo-monopolaire.

Ainsi, la stimulation du nerf crural permettrait de mesurer une réponse réflexe au niveau des fibres distales du vastus medialis. Certaines études se sont penchées sur la méthodologie et la description du réflexe-H du quadriceps, chez des sujets humains sains. Elles ont démontré que la latence de la réponse-M, qui s'établit à près de 5 msec, est similaire à celle du soleus (Guiheneuc et Ginet, 1974 ; Kameyama et al., 1989 ; Mongia, 1972), tandis que la latence du réflexe-H du quadriceps, qui varie de 14 à 18 msec, est inférieure à la celle du soleus, qui est de 35 msec (Schieppati, 1987). Cette différence de latence s'explique par le fait que le site de stimulation du nerf crural, localisé dans le triangle inguinal, se situe beaucoup plus près de la moelle épinière que celui du nerf tibial, localisé au niveau du creux poplité. Ces mesures de latence reflètent bien les résultats obtenues par d'autres études évaluant la modulation du réflexe-H du quadriceps et du soleus (Aiello et al., 1983 ; Arvidsson et al., 1986 ; Brooke et al., 1991 ; Forget et al., 1989 ; Grossi et Arner, 1984 ; Spencer et al., 1984).

Étant donné la grande reproductibilité du signal myoélectrique provenant de la méthodologie du réflexe-H (Brooke et al., 1995 ; Hugon, 1973), il sera impératif, au cours de cette étude, d'en évaluer sa modulation en fonction de la position articulaire du genou et du pied. Le réflexe-H du quadriceps sera employé en situation statique de positionnement passif du genou et en situation dynamique de pédalage nécessitant un contrôle volontaire. Cela permettra de quantifier et d'expliquer les motifs sous-tendant la facilitation ou l'inhibition musculaire des muscles extenseurs du genou, et particulièrement celles reliées aux fibres distales du vastus medialis responsables de l'alignement médial de la patella.

En résumé, il est important de retenir que des composantes mécaniques et neuromusculaires sont modifiées lors d'une dysfonction fémoro-patellaire. Un désalignement du pied modifie la mécanique du membre inférieur et le déplacement de la patella, et peut être contrôlé à l'aide d'une orthèse plantaire. Ce désalignement mécanique a des répercussions neuromusculaires représentées par l'atrophie du quadriceps, et plus spécifiquement des fibres distales du vastus medialis. Ces dernières, qui ont une activité EMG diminuée lors d'une dysfonction fémoro-patellaire, ont pour tâche d'effectuer une traction médiale de la patella. Cette activité peut être mesurée seule ou en comparaison avec celle de son antagoniste afin d'obtenir un ratio EMG intégrée moyenne fibres distales du vastus medialis / vastus lateralis. Or, cette atrophie peut être expliquée par une inhibition réflexe liée à la réponse des récepteurs articulaires et musculaires. Ainsi, il sera important dans cette étude, de vérifier l'impact de l'alignement mécanique du pied et du genou sur la réponse EMG volontaire et réflexe des fibres distales du vastus medialis, de ses antagonistes et d'un muscle du pied, responsable du contrôle de la pronation, souvent rencontrée lors d'une dysfonction fémoro-patellaire.

## CHAPITRE TROIS

### MÉTHODOLOGIE

Le but de ce projet était d'étudier les mécanismes de contrôle de l'activité musculaire des extenseurs du genou en mettant une emphase toute particulière sur l'activité des fibres distales du vastus medialis liée étroitement à la dysfonction fémoro-patellaire. À cet effet, une méthode d'exploration du plus simple au plus complexe, allant de la compréhension des mécanismes spinaux vers le contrôle volontaire, a été privilégiée. Afin de connaître les effets de la position angulaire du genou et du pied sur l'activité musculaire des fibres distales du vastus medialis durant le mouvement et afin de comprendre les mécanismes qui contrôlent son activité dans la gestion de la dysfonction fémoro-patellaire, il s'est avéré nécessaire de diviser ce projet en quatre portions tel que représenté à la Figure 3.1.

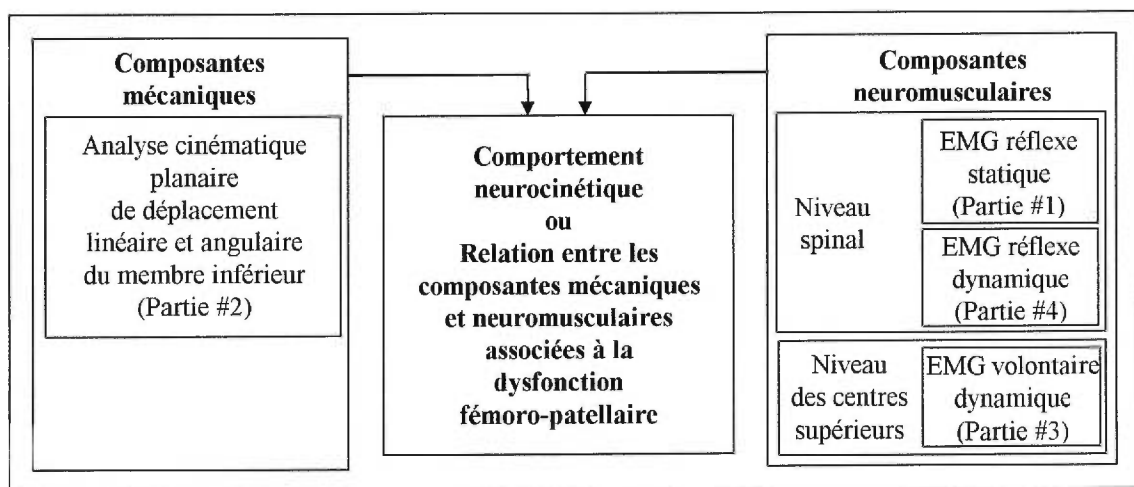


Figure 3.1 Organigramme représentant l'interrelation entre les différentes parties de cette étude.



Considérant le peu d'information disponible sur la relation entre les composantes mécaniques et neuromusculaires associées à la dysfonction fémoro-patellaire, il s'est avéré important d'utiliser des sujets non pathologiques. Les données recueillies chez ces sujets sains permettront de créer une banque comparative pour des études ultérieures. De plus, le fait de positionner l'avant-pied en pronation permettra, lors d'une des conditions évaluées, de simuler une des causes mécaniques de la dysfonction fémoro-patellaire.

Afin de vérifier comment l'activité réflexe du quadriceps peut être modulée en fonction de la position angulaire statique et passive de l'articulation du genou, la première partie portera sur l'analyse réflexe des muscles superficiels extenseurs du genou lorsque maintenu passivement en position statique. De plus, cette analyse nous permettra de vérifier si les fibres distales du vastus medialis se comportent comme les autres muscles superficiels du quadriceps. Cette partie du projet permettra d'évaluer si le contrôle spinal seul peut expliquer le comportement neuromusculaire. Ensuite, dans le but de déterminer quelles sont les adaptations biomécaniques du membre inférieur associées à différents stimuli mécaniques appliqués au pied lors d'un mouvement cyclique de pédalage, l'analyse cinématique a été réalisée afin de caractériser sa dynamique. Puis, afin de déterminer quelles sont les adaptations de l'activité musculaire volontaire des fibres distales du vastus medialis associées aux adaptations biomécaniques du membre inférieur, les patrons d'activité volontaire ont été mesurés lors de différentes conditions de position de genou et de pied dans le but d'en apprécier le contrôle volontaire. À titre comparatif, l'EMG d'un muscle synergiste extenseur du genou (i.e., le vastus lateralis), d'un muscle antagoniste fléchisseur du genou (i.e., le semi-tendinosus), et d'un muscle contrôlant la pronation du pied et l'hallux valgus (i.e., l'abductor hallucis), a été évalué. Enfin, afin d'évaluer comment l'activité réflexe des fibres distales du vastus medialis peut être modulée en fonction des mêmes adaptations biomécaniques du membre inférieur, la modulation réflexe des fibres distales du vastus medialis a été réalisée lors de ces mêmes conditions. Cette modulation réflexe permet d'apprécier l'apport des mécanismes spinaux et de la comparer à la modulation obtenue lors de la position statique du genou.

### 3.1 Estimation pré-expérimental de la taille de l'échantillon

Dans le but de déterminer la grandeur d'effet souhaitable pour cette étude, il est utile de consulter des études antérieures ayant mesurées des variables semblables. Ainsi, selon les résultats d'une étude évaluant l'activité EMG réflexe chez des sujets ne présentant pas de

dysfonction fémoro-patellaire, Chan et Tsang (1985) ont mesuré une amplitude EMG moyenne de 107.9  $\mu\text{V}$  et dont l'écart-type était de 50.8  $\mu\text{V}$ . Cet écart-type représentait une variation de 47% autour de la moyenne. Étant donné la variabilité importante de la réponse reliée à la grandeur de l'écart-type, il était justifié de choisir une grandeur d'effet élevée de 0.40 pour cette étude.

La méthode proposée par Cohen (1969) permet d'évaluer la grandeur de l'échantillon en fonction de l'effet recherché, du niveau de signification alpha et de la puissance. En choisissant un alpha (niveau de signification) de 0.05, une puissance de 0.80 correspondant à un bêta de 0.2 (l'erreur de type II était ici à éviter), et une grandeur d'effet recherché de 0.40, la grandeur d'échantillon recommandée fut d'au moins sept sujets (voir Appendice B).

Dans une étude de Leroux et al. (1995), le nombre de sujets fut aussi établi à huit, à l'aide d'un estimé de grandeur d'échantillon pré-expérimental ( $\alpha = 0.05$ ,  $\beta = 0.08$ , grandeur d'effet = 40%), et des équations de Cohen (1969). L'amplitude moyenne crête-à-crête de la réponse-M maximale ( $M_{\text{max}}$ ) fut de 15.33% avec un écart-type de 11.01%,

Selon les études sur le pied et les effets des orthèses plantaires, le nombre de sujets impliqués variait de 1 à 81, mais se situait majoritairement autour de 10 sujets (Angle Coplan, 1989 ; Bates et al., 1979 ; Bergmann et al., 1995 ; Cornwall et McPoil, 1995 ; Eng et Pierrynowski, 1994 ; Ferry et al., 1995 ; McCulloch et al., 1993 ; McNair et Marshall, 1994 ; McPoil et Brocato, 1985 ; Nawoczenski et al., 1995 ; Powers et al., 1995 ; Rothbart et Estabrook, 1988 ; Tomaro et Burdett, 1993). De plus, considérant les recommandations de Hamill et al. (1994), le nombre de sujets évalués semble adéquat. Ces auteurs recommandaient, pour une étude dynamique en deux dimensions de l'arrière-pied, que le nombre de sujets soit au moins le double du nombre de conditions (Hamill et al., 1994). Considérant que cette étude comportait soit trois conditions d'angle de genou ou soit trois conditions d'orthèse, il faudrait au moins six sujets à évaluer. Ainsi, considérant ces recommandations et l'estimation de la grandeur d'échantillon pré-expérimental, il était justifié d'établir notre échantillon à huit sujets.

### 3.2 Échantillon et critères d'inclusion et d'exclusion des sujets

Un groupe d'adultes, âgés entre 24 et 39 ans fut sélectionné pour des raisons de maturation squelettique terminée entre 16 et 18 ans et, plus spécifiquement, de croissance du pied qui ralentit et s'arrête entre 20 et 21 ans (Donatelli, 1990). De plus, il semble plus difficile de présumer de l'intégrité squelettique et articulaire des sujets âgés de plus de 40 ans.

Les participants à cette étude ont été choisis sur la base de leur capacité de produire un réflexe-H du quadriceps en réponse à une stimulation du nerf fémoral. Environ 75% des onze sujets présélectionnés ont été retenus sur cette base et ont constitué notre échantillon. La sélection fut complétée lors de l'examen du membre inférieur et du moulage de l'orthèse plantaire grâce à une entrevue sur l'historique médicale et les habitudes d'activités physiques des sujets. Les sujets retenus ne présentaient aucune dysfonction documentée du système locomoteur, ni de fractures, dislocations ou opérations au genou, à la cheville ou au pied, ces critères de sélection correspondant à ceux déjà utilisés dans d'autres études (Chao et al, 1994; Feltner et al, 1994; Garbalosa et al, 1994; Hébert et al, 1994; Kernozek et Greer, 1993; Voight et Wieder, 1991).

Selon le Physitest Normalisé Canadien, ces sujets avaient un rapport poids-santé idéal correspondant à leur âge et leur taille. Cette mesure fut prise afin d'éviter que les sujets aient un surplus de poids pouvant affecter la mécanique articulaire et l'acquisition du réflexe-H.

Afin de s'assurer de la capacité à réaliser les tests et de la stabilité de l'activité de pédalage utilisée, les sujets sélectionnés devaient être modérément actifs (MacIntyre et Robertson, 1992), faire de l'exercice physique et pratiquer le vélo à une intensité modérée, au moins deux fois par semaine, depuis au moins un an (Puniello, 1993). Or, les sujets ne devaient pas s'être entraînés intensivement dans les 24 heures précédant la prise de mesure. Enfin, les sujets devaient éviter de prendre des substances excitantes dans les deux heures précédant la prise de mesure (caféine, drogues, alcool, nicotine, etc.). Ainsi, il a été possible de nous assurer que les sujets avaient des pieds dits *normaux* et qu'ils n'avaient pas d'historique de pathologie au niveau des membres inférieurs. Tout sujet ne s'étant pas conformé à ces critères aurait été automatiquement rejeté de l'étude afin de ne pas biaiser les données.

Afin de respecter le code de déontologie de l'Université de Montréal et de l'Université du Québec à Montréal, où s'est déroulée l'expérimentation, un formulaire de consentement et d'information, relié à chacune des parties de la présente étude, était remis à chacun des sujets. Chaque sujet devait le lire et le signer. Ce formulaire, approuvé par les deux comités d'éthique, informait les sujets sur les procédures et le déroulement de chacune des parties de l'expérience, ainsi que sur la confidentialité des résultats obtenus. Une copie du formulaire correspondante à chacune des parties de l'expérience se trouve à l'Appendice C.

### 3.3 Mesure

Trois types de mesure furent prises au cours de ce projet. Les mesures cinématiques du membre inférieur en situation dynamique de pédalage furent effectuées afin d'obtenir les coordonnées tridimensionnelles de position des différents réflecteurs. Ces coordonnées serviront à faire l'analyse planaire du déplacement linéaire et angulaire des différentes composantes mécaniques. Ensuite, la technique de mesure de l'activité électromyographique volontaire des fibres distales du vastus medialis, du vastus lateralis, du semi-tendinosus et de l'abductor hallucis sera démontré. Enfin, la technique de mesure du réflexe-H des fibres distales du vastus medialis et des muscles extenseurs superficiels du quadriceps sera présentée.

#### 3.3.1 Cinématique du membre inférieur en situation dynamique de pédalage

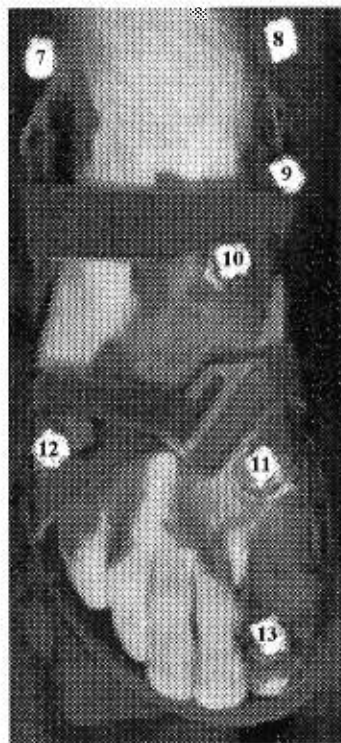
L'évaluation cinématique fut effectuée à l'aide d'un système vidéo d'analyse du mouvement à trois dimensions. Cette évaluation permettait d'obtenir, à chaque image, la position tridimensionnelle (X,Y,Z) des réflecteurs. Par la suite, une analyse planaire des déplacements linéaires et angulaires, de chacun des segments du membre inférieur droit, pour chacune des conditions d'angle de genou et de position de pied, fut effectuée.

Treize sphères réfléchissantes d'environ 1 cm de diamètre furent collées en surface de la peau à l'aide de collets à électrodes EMG. Ces réflecteurs étaient localisés sur les repères anatomiques suivants situés sur la jambe droite du sujet (Figure 3.2 et Figure 3.3) :

- grand trochanter (1)
- condyle fémoral externe (2) et interne (3)
- condyle tibial externe (4) et interne (5)
- tubérosité antérieure du tibia (6)
- malléole externe (7) et interne (8)
- tubercule sur la face médiale du naviculaire (9)
- face dorsale du premier cunéiforme (10)
- tête du premier métatarse (11)
- tête du cinquième métatarse (12)
- phalange distale du hallux sur le dessus de l'ongle (13).



**Figure 3.2** Emplacements des réflecteurs sur les repères anatomiques utilisés à la hanche et au genou.

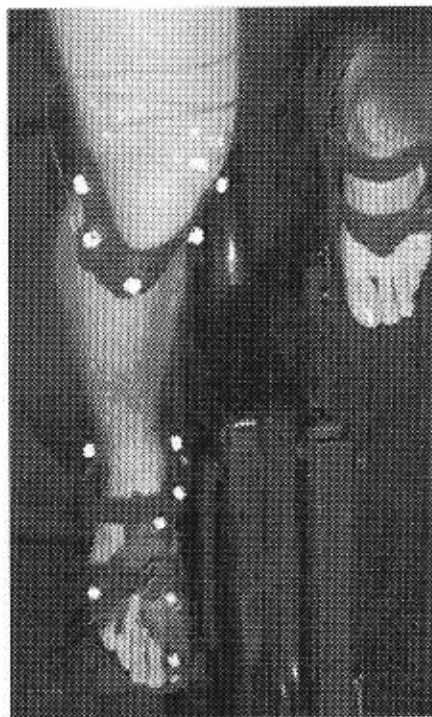


**Figure 3.3** Emplacements des réflecteurs sur les repères anatomiques utilisés sur le pied.

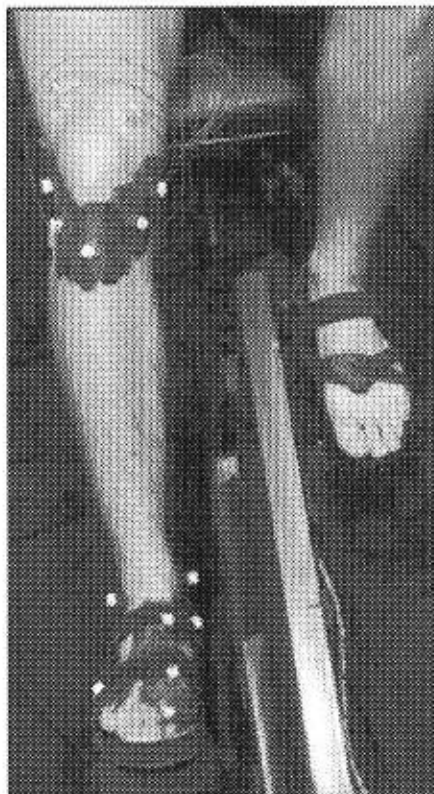
Afin d'améliorer le contraste et faciliter ainsi l'analyse vidéo, la peau située autour des réflecteurs fut peinte en noir à l'aide d'une peinture non réfléchissante (Feltner et al, 1994).

Deux caméras CCD, d'une fréquence d'acquisition de 60 Hz, étaient positionnées dans le but de permettre un champ de vision allant de la hanche jusqu'au bout du pied du sujet lorsque

son membre inférieur était en extension (Feltner et al, 1994). Les deux caméras étaient placées au-dessus du sujet avec un angle de projection de  $30^\circ$  entre elles afin de respecter les recommandations liées à la version 4.0 du logiciel d'acquisition et d'analyse PEAK3D. La première caméra était située directement au-dessus du sujet (i.e., en position verticale au-dessus du siège de l'ergocycle) (Figure 3.4). La deuxième caméra était située en position antéro-supérieure au sujet (i.e., à l'avant de l'ergocycle et à un angle de projection de  $30^\circ$  par rapport à la verticale) (Figure 3.5). Il est à noter que la liste et l'adresse des fournisseurs se retrouve à l'Appendice E, à la fin du présent document.



**Figure 3.4** Représentation partielle du champ de vision de la première caméra vidéo située directement au-dessus du sujet.



**Figure 3.5** Représentation partielle du champ de vision de la deuxième caméra vidéo située en position antéro-supérieure par rapport au sujet.

Chacune des deux caméras était reliée à un magnétoscope et à un moniteur Sony afin d'enregistrer le mouvement désiré et de vérifier en tout temps la clarté de l'image et la qualité de l'éclairage. Les deux caméras étaient synchronisées entre elles à l'aide de diodes lumineuses placées à l'avant de la lentille de chacune d'elles, en bordure du champ visuel.

Une autre diode lumineuse était placée sur le cadre de l'ergocycle et se déclenchait à chaque fois que le sujet avait le genou droit à  $90^\circ$  de flexion lors de la phase d'extension du pédalage. Cette diode était déclenchée à l'aide d'un aimant relié au pédalier et réajusté pour chacun des sujets. Le signal lumineux émis par cette diode était capté par les deux caméras et permettait de repérer l'information vidéo à analyser (i.e., de  $90^\circ$  à  $15^\circ$  d'angle de flexion lors de la phase d'extension du pédalage) et de synchroniser cette information vidéo avec l'information EMG. L'angle de flexion du genou fut mesurée à l'aide d'un goniomètre.

Selon les recommandations de Challis et Kerwin (1992), le volume de calibrage utilisé pour l'enregistrement vidéo englobait totalement l'espace de mouvement, soit du grand trochanter jusqu'au point le plus distal du pied lorsque la jambe était en extension (Figure 3.6).



**Figure 3.6** Volume de calibrage à 12 réflecteurs utilisé pour l'analyse cinématique.

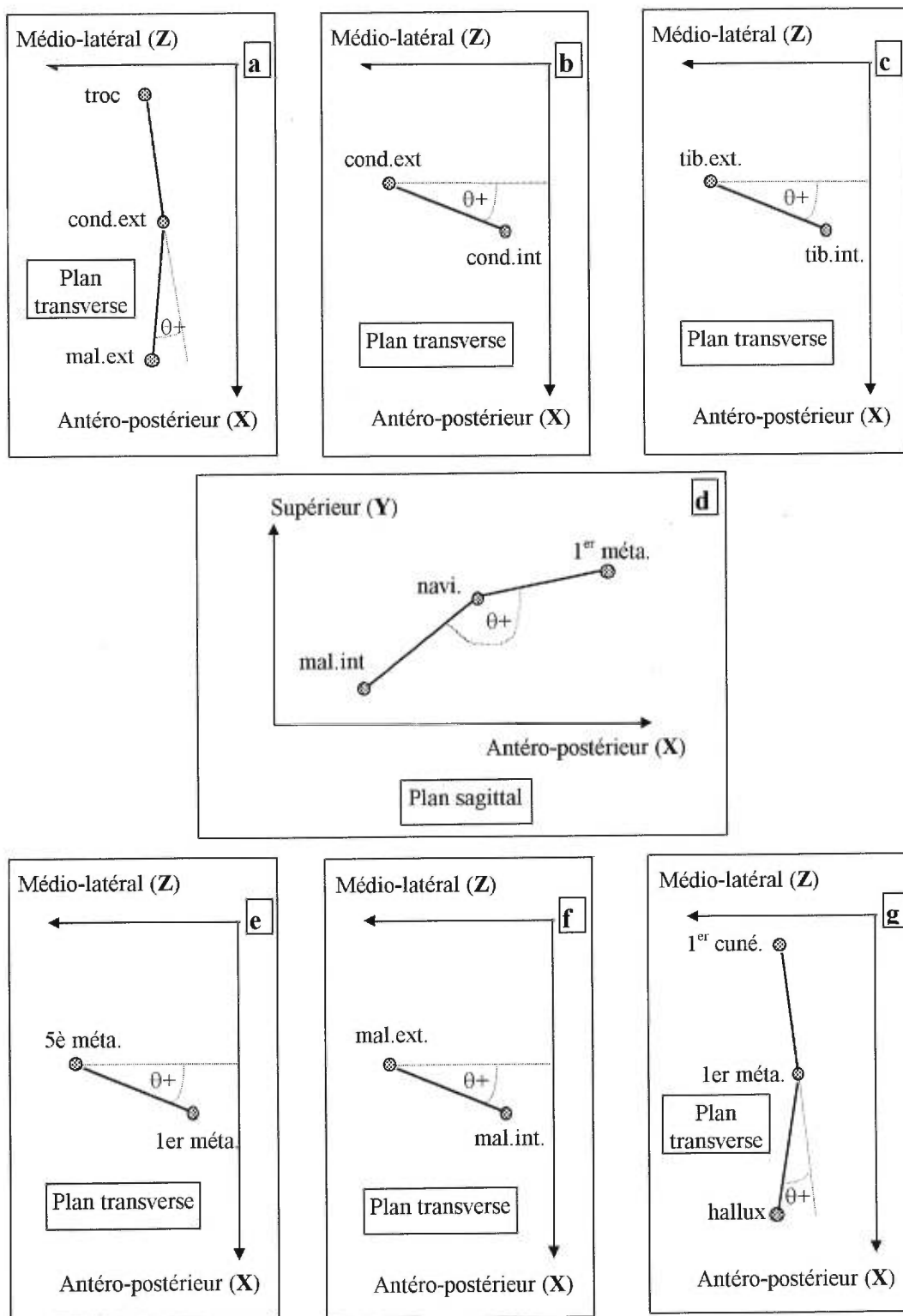
Finalement, l'encodage des cassettes vidéo, la numérisation des positions des marqueurs, ainsi que le calcul des déplacements linéaires et angulaires des marqueurs fut effectués à l'aide de la version 4.0 du logiciel d'analyse cinématique Peak3D.

Les variables dépendantes de déplacement linéaire et angulaire ont été quantifiées à partir de séries temporelles afin de faciliter l'analyse planaire des effets occasionnés par les variables indépendantes d'angle du genou et de position du pied. Une régression linéaire obtenue à partir des coordonnées brutes de positions (X,Y,Z) des réflecteurs a été soustraite de ces mêmes coordonnées afin d'obtenir le déplacement réel des réflecteurs sans l'influence du déplacement relié au mouvement de pédalage (voir Figure 3.21). Les variables dépendantes furent analysées en fonction de leur déplacement maximal positif, maximal négatif et leur étendue maximale de déplacement pour toute l'étendue de mouvement de  $90^\circ$  à  $15^\circ$  de flexion. Si des différences significatives étaient trouvées lors de cette première analyse planaire, une exploration était alors réalisée selon trois étendues précises de mouvement de  $15^\circ$ , soient de  $90^\circ$  à  $75^\circ$ , de  $60^\circ$  à  $45^\circ$  et de  $30^\circ$  à  $15^\circ$  de flexion, afin de déterminer s'il y a une relation entre les modifications mécaniques et l'angle de flexion du genou.



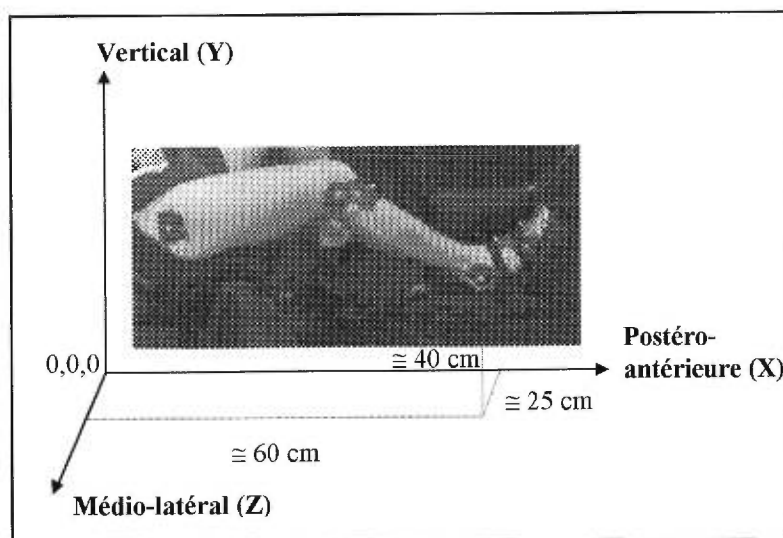
D'autre part, les déplacements angulaires recherchés, représentés à la Figure 3.7, furent obtenus à partir de la projection des coordonnées selon des plans de mouvement spécifiques. Il est à noter que ces angles ne correspondent pas aux angles articulaires réels car elles ont été mesurés à partir de repères externes. De plus, aucune transformation n'a été faite entre ces repères externes et les articulations. Il s'agit donc de mesures d'angle estimées à partir de la position de réflecteurs. Or, cet estimé était considéré suffisant pour l'analyse planaire angulaire afin de permettre l'interprétation l'influence des composantes mécaniques sur les composantes neuromusculaires. Les angles mesurés étaient les suivants :

- angle de valgum du genou ; étudié dans le plan frontal, cet angle fut créé en reliant le grand trochanter (troc), le condyle fémoral externe (cond.ext.), et la malléole externe (mal.ext.) (Figure 3.7a).
- angle du condyle fémoral externe; étudié dans le plan transverse, cet angle fut créé par la ligne reliant le condyle fémoral externe (cond.ext.) au condyle fémoral interne (cond.int.), et l'axe médio-latéral (Z) reporté au niveau du condyle fémoral externe (Figure 3.7b).
- angle du condyle tibial externe; étudié dans le plan transverse, cet angle fut créé par la ligne reliant le condyle tibial externe (tib.ext.) au condyle tibial interne (tib.int.), et l'axe médio-latéral (Z) reporté au niveau du condyle tibial externe (Figure 3.7c).
- angle d'arche ; étudié dans le plan sagittal, cet angle fut créé en reliant la malléole interne (mal.int.), le tubercule sur la face médiale du naviculaire (navi.), et la tête du premier métatarse (1<sup>er</sup> méta.)(Figure 3.7d).
- angle du cinquième métatarse ; étudié dans le plan transverse, cet angle fut créé par la ligne reliant la tête du cinquième métatarse (5<sup>e</sup> méta.)avec celle du premier métatarse (1<sup>er</sup> méta.), et l'axe médio-latéral (Z) reporté au niveau du cinquième métatarse (Figure 3.7e).
- angle de la malléole externe ; étudié dans le plan transverse, cet angle fut créé par la ligne reliant la malléole externe (mal.ext.) à la malléole interne (mal.int.), et l'axe médio-latéral (Z) reporté au niveau de la malléole externe (Figure 3.7f).
- angle du hallux ; étudié dans le plan transverse, cet angle fut créé en reliant la phalange distale de l'hallux (hallux), la tête du premier métatarse (1<sup>er</sup> méta.), et la face dorsale du premier cunéiforme (1<sup>er</sup> cuné.) (3.7g).



**Figure 3.7** Représentation des déplacements angulaires évalués selon des plans de mouvement déterminés. Les angles représentés sont : angle de valgum du genou (a), angle du condyle fémoral externe (b), angle du condyle tibial externe (c), angle d'arche (d), angle du 5<sup>ème</sup> métatarse (e), angle de la malléole externe (f), et angle de l'hallux (g). Les orientations positives des angles sont représentées par  $\theta+$ .

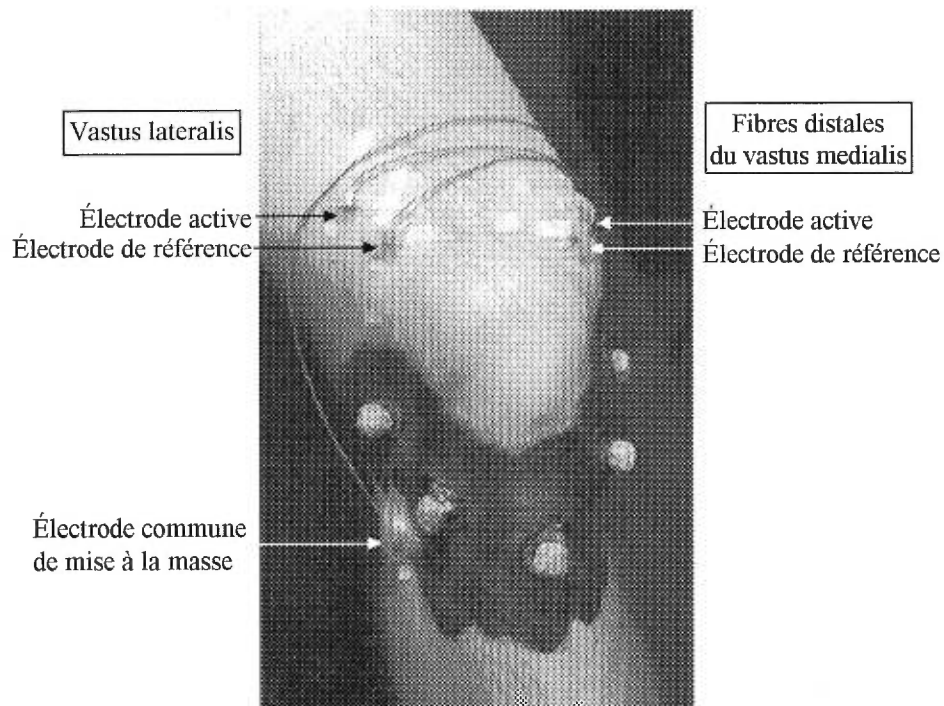
Les déplacements linéaires et angulaires, furent évalués selon le système de coordonnées présenté à la Figure 3.8. Or, due aux limites apportées par le mouvement impliqué et par la version 4.0 du logiciel Peak3D, l'origine du système d'axe de coordonnées correspond à l'origine de notre volume de calibrage, soit légèrement à gauche et vers l'arrière du siège de l'ergocycle. À cet effet, certains auteurs et un comité de la Société Internationale de Biomécanique (ISB, 1995 ; Sirois et al, 1985) ont défini comme étant intrinsèques au pied et à la cheville, les axes et les plans du système de coordonnées. Cette localisation précise de l'origine du système de coordonnées n'était pas nécessaire pour cette portion de l'étude car l'analyse des déplacements linéaire et angulaire était effectuée par rapport à la position relative des réflecteurs durant le mouvement. Ainsi, l'origine (0,0,0) du système de coordonnées était localisée à l'origine (0,0,0) du volume de calibrage.



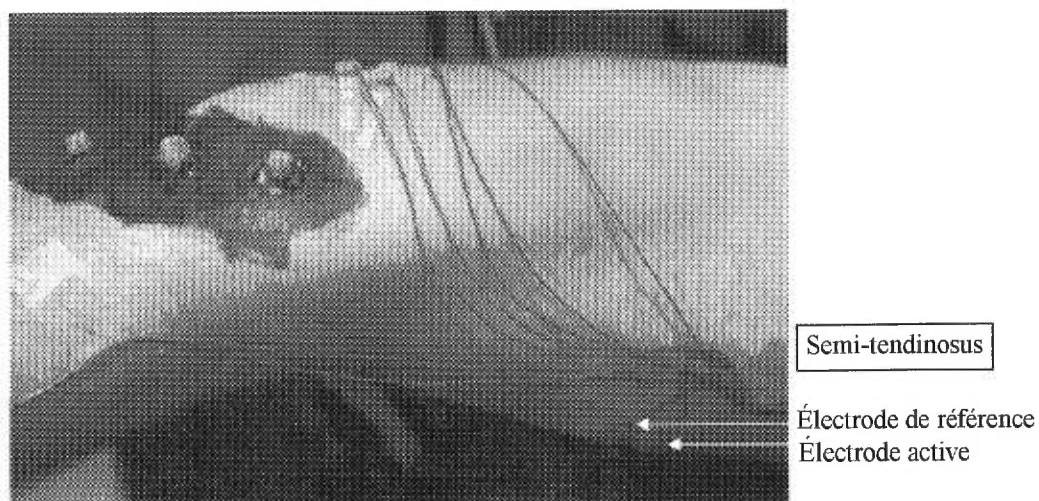
**Figure 3.8** Système de coordonnées utilisé lors de l'expérimentation et distances de la malléole externe par rapport à ses axes.

### 3.3.2 Activité EMG volontaire

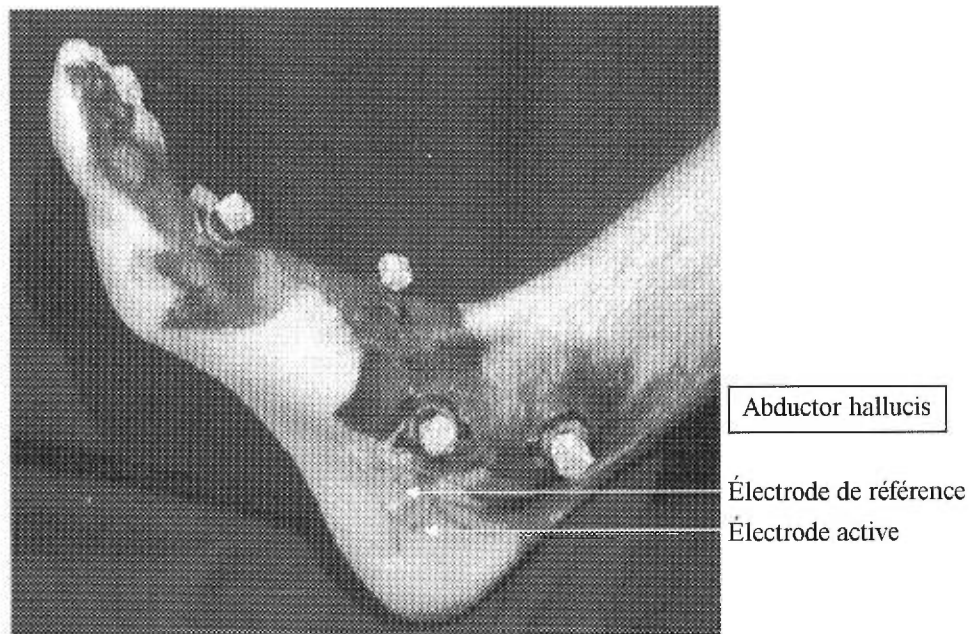
L'évaluation électromyographique s'est concentrée sur l'activité myoélectrique des fibres distales du vastus medialis et du vastus lateralis (Figure 3.9), du semi-tendinosus (Figure 3.10) et de l'abductor hallucis (Figure 3.11), lors de différentes conditions expérimentales présentées plus loin. Pour se faire, une technique standard d'enregistrement EMG de surface fut utilisée.



**Figure 3.9** Position relative des électrodes EMG, pour la mesure de l'EMG volontaire, en fonction de la localisation du point moteur du vastus lateralis et des fibres distales du vastus medialis, dans la situation dynamique de pédalage.



**Figure 3.10** Position relative des électrodes EMG, pour la mesure de l'EMG volontaire, en fonction de la localisation du point moteur du semi-tendinosus, dans la situation dynamique de pédalage.



**Figure 3.11** Position relative des électrodes EMG, pour la mesure de l'EMG volontaire, en fonction de la localisation du point moteur de l'abductor hallucis, dans la situation dynamique de pédalage.

Des électrodes de surface bipolaires miniatures In Vivo Metrics (Ag/AgCl) furent utilisées afin de capter le signal myoélectrique. L'électrode active était placée sur le point moteur estimé (Warfel, 1993). L'électrode de référence, en position distale, était à une distance de 2.5 cm, centre à centre, de l'électrode active, pour chacun des muscles évalués de la jambe droite du sujet. Il est à noter que les électrodes localisées sur l'abductor hallucis se trouvaient à environ 5 mm au-dessus du bord interne de l'orthèse plantaire afin d'éviter qu'elles ne se trouvent coincé contre l'orthèse. L'électrode commune de mise à la masse était localisée sur une structure osseuse (Boucher et James, 1982), soit sur la tête du péroné.

L'impédance entre les électrodes et la peau était maintenue à 5 k $\Omega$  ou moins. Pour se faire, la peau fut préalablement rasée, si nécessaire, puis nettoyée à l'aide d'une pâte abrasive et de l'alcool. Or, la surface plantaire du pied possédant l'épiderme le plus épais de tout le corps dû au frottement et à la pression continue, il fut difficile d'atteindre une telle impédance (Rutherford, 1984). Elle fut tout de même établie à 10 k $\Omega$  ou moins. Afin d'augmenter la conduction électrique, toutes les électrodes furent préalablement remplies de gel d'électrolytes et fixées à l'aide de collets d'électrodes, puis maintenues en place par du ruban adhésif micro-poreux, permettant ainsi d'éviter que le mouvement ne les déplace ou ne les fasse tomber (Basmajian et De Luca,

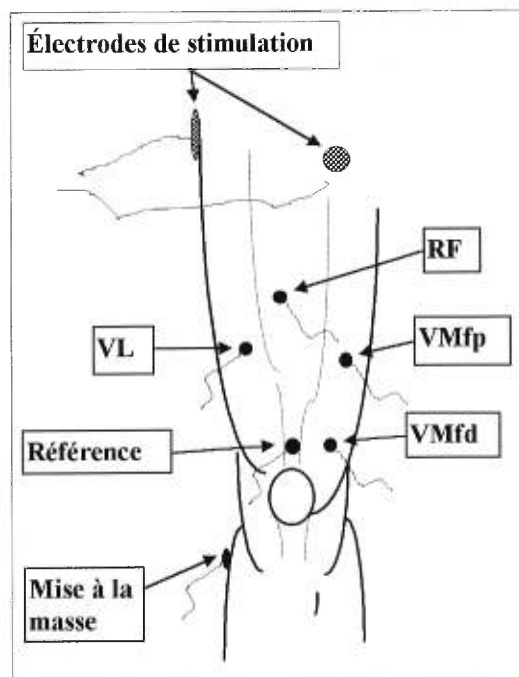
1985). Finalement, les fils des électrodes furent fixés au siège de l'ergocycle ainsi qu'à la cuisse du sujet afin de limiter les artefacts de mouvement.

Le signal EMG fut amplifié par des préamplificateurs (modèle P-511 de Grass, RRM C = 10 000 : 1, bande passante = 1 Hz à 1 kHz), puis numérisé à l'aide d'un convertisseur de données analogiques à numériques (Axotape 2), à une fréquence de 1 kHz. L'amplification du signal EMG, qui variait de 200 à 10000, fut ajustée de façon à maximiser la résolution de la fenêtre du convertisseur analogique/numérique de  $\pm 5$  volts. L'étendue de mouvement était de  $15^\circ$  par niveau de condition d'angle de flexion du genou, durant la phase d'extension du mouvement de pédalage. Les trois étendues d'angle de flexion de genou étaient de  $90^\circ$  à  $75^\circ$ , de  $60^\circ$  à  $45^\circ$  et de  $30^\circ$  à  $15^\circ$ . La durée totale de l'extension de  $90^\circ$  à  $15^\circ$  était de 416.7 msec alors que la durée d'une étendue d'angle de flexion de  $15^\circ$  fut de 83.3 msec. L'EMG des quatre muscles sélectionnés, emmagasinée sur un micro-ordinateur à l'aide d'un logiciel spécialement adapté à cet effet, était prélevée sur trois essais pour chacune des conditions de position de pied, pour toute l'étendue de mouvement de  $90^\circ$  à  $15^\circ$  et, si nécessaire, pour chacun des trois niveaux de condition d'angle de flexion du genou. Les trois conditions de position de pied dans la sandale étaient nu-pieds, avec orthèse neutre, et avec orthèse amenant l'avant-pied en pronation de  $10^\circ$ .

### 3.3.3 Réflexe-H du quadriceps

Le réflexe-H et la réponse-M furent obtenus à l'aide d'une stimulation électrique, d'une durée d'impulsion de 1 ms, du nerf fémoral, dans le triangle inguinal. Le nerf fémoral prend son origine au niveau des segments lombaires 2, 3 et 4 (Thiranagama, 1990). Le réflexe-H et la réponse-M, obtenus à partir du signal EMG, étaient mesurés pour les portions superficielles du quadriceps : vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), fibres proximales du vastus medialis (VMfp), et fibres distales du vastus medialis (VMfd), lors de la condition statique de positionnement passif du genou, et pour les fibres distales du vastus medialis uniquement, lors de la condition dynamique de pédalage. La division du vastus medialis en portions proximale et distale fut basée sur leurs différences neuro-anatomique (Günel et al., 1992 ; Kennedy et al., 1982 ; Thiranagama, 1990) et fonctionnelle (Lefebvre et al., 1994 ; Leroux et al., 1994). Le signal EMG fut enregistré à l'aide d'une technique d'investigation pseudo-monopolaire inspirée des procédures d'enregistrement monopolaires (Basmajian et DeLucas, 1985). Les électrodes actives furent localisées au-dessus des points moteurs, préalablement détectés pour chacun des muscles évalués (Lefebvre et al., 1994 ; Leroux et al., 1994). Une électrode de référence unique,

commune pour chacun des muscles évalués, fut positionnée proximale à la patella sur la portion distale du tendon du quadriceps, une région considérée électriquement neutre. L'électrode de mise à la masse fut positionnée sur une structure osseuse (Boucher et James, 1982), soit la tête du péroné. La position des électrodes de surface EMG est représentée à la Figure 3.12.



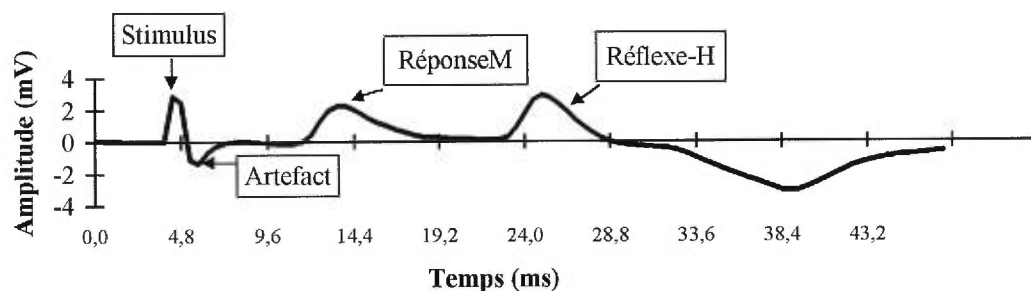
**Figure 3.12** Position des électrodes de stimulation et position relative des électrodes EMG, pour l'analyse du réflexe-H, en fonction de la localisation du point moteur de chacun des muscles évalués.

Toutes les électrodes de surface Ag/AgCl, d'un diamètre de 4.0 mm et enduites de solution conductrice NaCl à 9%, furent fixées à l'aide d'un ruban gommé micro-poreux, seulement lorsque l'impédance de la peau était réduite à 5 k $\Omega$  ou moins. Le signal provenant de ces électrodes fut amplifié à l'aide d'un préamplificateur différentiel (modèle P-511 de Grass, RRMC = 10 000 : 1, bande passante = 1 Hz à 1 kHz) et enregistré en temps réel à une fréquence de 2000 Hz par canal, à l'aide d'un convertisseur analogique/numérique Axotape 2 branché à un micro-ordinateur. L'amplification du signal EMG, qui variait de 200 à 10000, fut ajustée de façon à maximiser la résolution de la fenêtre du convertisseur analogique/numérique de  $\pm 5$  volts. Un logiciel adapté au besoin de l'expérimentation permettait d'effectuer l'acquisition et le traitement des données.

Afin d'obtenir un réflexe-H au niveau du quadriceps, le nerf fémoral était stimulé en dessous de l'arcade crurale, dans le pli de l'aîne, à proximité de l'artère fémorale. Les impulsions

électriques, sous forme d'ondes carrées monopolaires, avaient une durée de 1 msec. Les électrodes de stimulation autocollantes de modèle Medtronic Pals Plus™ possèdent un gel conducteur incorporé. La dimension de l'électrode de stimulation était de 2.5 cm tandis que celle de l'électrode de référence, localisée entre la fesse et la cuisse, était de 5.0 cm. Cette différence de dimension entre ces deux électrodes permettait de concentrer le courant sous l'électrode de stimulation (LeFlohic et Boucher, 1990). Les stimulations, procurées par un stimulateur Grass S88 relié à une unité d'isolation Grass SIU8T, étaient dispensées à des intervalles d'au moins 10 secondes (Hugon, 1973).

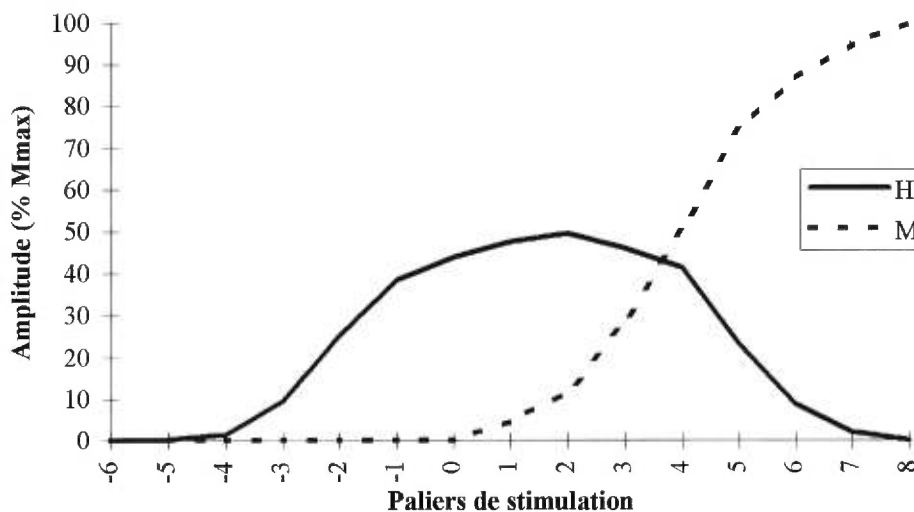
La stimulation électrique du nerf crural permettait la visualisation d'un signal EMG composé de deux réponses distinctes et successives des muscles du quadriceps. Chacune des stimulations évoque ces deux réponses telles que présentées à la Figure 3.13.



**Figure 3.13** Signal EMG typique du réflexe-H des fibres distales du vastus medialis composé de deux réponses distinctes et successives, la réponse-M et la réflexe-H.

Afin d'évaluer la latence du seuil et l'amplitude de ces deux réponses, l'intensité de la stimulation fut augmentée progressivement par palier de stimulation de 5V. Pour chaque palier de stimulation, 3 essais étaient enregistrés. Les paliers conservés pour l'analyse étaient ceux situés entre l'apparition du seuil de recrutement réflexe (seuil de la réponse-H) et l'activation maximale du nerf crural (réponse-M maximale ou  $M_{max}$ ). Dans la majorité des enregistrements, les réponses H et M, mesurées au niveau du quadriceps, suivaient le même patron de recrutement que celui enregistré par plusieurs études au niveau du soleus (Hugon, 1973). Un exemple typique de courbe de recrutement est présenté à la Figure 3.14.





**Figure 3.14** Représentation d'une courbe de recrutement typique de l'amplitude du réflexe-H (H) et de la réponse-M (M) des fibres distales du vastus medialis, exprimée en pourcentage de  $M_{max}$ , en fonction de l'intensité du stimulus exprimée en paliers de stimulation (P). Les paliers de stimulation se réfèrent au seuil de la réponse-M ( $P=0$ ) et chaque palier correspond à une augmentation ou à une diminution de l'intensité du stimulus de 5 V.

À un niveau de faible intensité, une réponse d'une latence variant entre 14 et 18 msec après l'artefact de stimulation, correspondant à la réponse-H (Guiheneuc et Ginet, 1974 ; Mongia, 1972), apparaissait. Lorsque l'intensité de la stimulation augmentait, l'amplitude de la réponse-H en faisait autant, jusqu'à une valeur maximale (i.e.,  $H_{max}$ ), puis redescendait au moment où apparaissait une réponse de plus courte latence, d'environ 5 à 7 msec après l'artefact de stimulation, appelée la réponse-M. Lorsque cette réponse-M atteignait son amplitude maximale (i.e.,  $M_{max}$ ), la réponse-H disparaissait complètement.

La seule condition expérimentale à laquelle la sélection des essais s'appliquait fut la condition où le réflexe-H était mesuré en situation de pédalage. En effet, pour que l'essai soit conservé, il a fallu que l'intensité de stimulation permette d'obtenir une réponse-M d'une intensité correspondante à  $10\% \text{ de } M_{max} \pm 2.5\%$  (Brooke et al., 1995). Il s'agit d'une technique de contrôle de l'intensité du stimulus communément utilisée par plusieurs laboratoires (Brooke et al., 1995 ; Capaday et Stein, 1986 et 1987 ; Crenna et Frigo, 1987 ; Dietz et al., 1990 ; Moritani et al., 1990). Des études neurographiques ont révélé que l'amplitude des réponses afférentes évoquée par une telle stimulation est corrélée avec l'amplitude de la réponse-M évoquée (Abbruzzese et al., 1985 ; Brooke et al., 1995 ; Fukushima et al., 1982). Il est important de noter que, pour obtenir

un minimum de quatre bons essais quantifiables, il a fallu parfois jusqu'à 30 essais de stimulation pour une même condition de position de genou et de pied. Étant donné la courte durée d'impulsion (i.e., 1 msec) et le temps de repos minimal entre les stimulation (i.e., 10 sec), ce nombre d'essais n'a créé aucune fatigue musculaire et n'a influencé en rien la réponse réflexe.

### 3.4 Éléments de contrôle à l'évaluation

Afin de ne pas affecter la validité et la fidélité des mesures, certaines variables extrinsèques et facteurs de validité interne et externe ont été contrôlés lors de l'évaluation. Ces variables et facteurs sont présentés ci-dessous :

- position standardisée du genou et de la hanche lors de l'enregistrement du réflexe-H. En position statique, le genou était positionné à des angles prédéfinis soient 15°, 30° et 90° de flexion, tandis qu'en situation dynamique, les mesures furent prises aux angles de flexion de 90°, 60° et 30°. De plus, en situation statique, la hanche était positionnée à 45° de flexion de même qu'en situation de pédalage où le tronc était à un angle de flexion de 45° par rapport à l'horizontal (Guiheneuc et Ginet, 1974).
- utilisation de la même paire de sandale modifiée, de marque Merrell, lors de l'enregistrement du réflexe-H, de l'EMG volontaire et de la cinématique en situation dynamique de pédalage.
- la pression sous la plante du pied fut évaluée qualitativement, en situation de pédalage, à l'aide de semelles à capteurs de pression de marque F-Scan, gracieusement prêtées par la compagnie Bi-Op inc. Cette mesure qualitative servait à contrôler la quantité de pression que les sujets exerçaient sur le pédalier lors de la poussée. Une plus grande ou une moins grande pression sur le pédalier pourrait faire varier potentiellement l'amplitude du réflexe-H.
- placement standardisé des électrodes de stimulation et d'enregistrement : l'électrode de stimulation était positionnée après exploration, afin d'obtenir une forte contraction des muscles enregistrés. Pour ce qui est de l'enregistrement, les électrodes actives ont été positionnées sur les points moteurs de chacun des muscles (Lefebvre et al., 1994 ; Warfel, 1993).
- placement standardisé des réflecteurs à partir de repères anatomiques.

- niveau de contraction des muscles cibles et des autres muscles : pendant l'enregistrement des réflexes en position statique, les sujets devaient demeurer calmes et détendus. Le fait d'activer un groupe de muscles quelconque (i.e., serrer la mâchoire ou le poing fortement) aurait pu provoquer une facilitation de la réponse réflexe (manœuvre de Jendrassik).
- influence des instruments : avant d'effectuer la prise de mesures, les appareils ont été ajustés et calibrés.
- alimentation : la journée précédent l'expérimentation ainsi que la journée de l'expérimentation, les sujets ont été avisés de ne pas modifier leurs habitudes de vie et leurs habitudes alimentaires. De plus, il leur a été demandé de ne pas prendre de substances contenant des drogues, analgésiques, alcool ou stimulants au moins 24 heures avant l'expérimentation.
- influence de l'expérimentateur : les mêmes tâches ont été effectuées par les mêmes expérimentateurs pour tous les tests et traitement de données.
- objectivité des tests et du traitement des données (effet de halo) : les techniques de mesure automatisées ont été appliquées de façon objectives et les données ont été traitées automatiquement à l'aide d'un ordinateur.

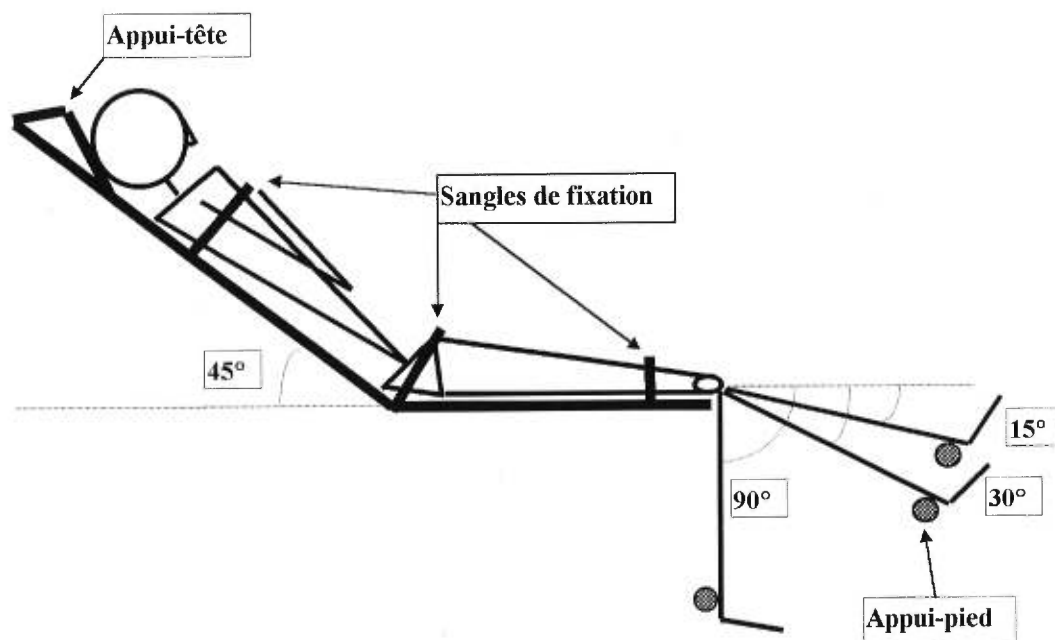
### 3.5 Procédures expérimentales

Deux procédures expérimentales ont été réalisées au cours de cette étude. La première consistait à mettre le sujet en situation assise de positionnement statique et passif du genou, afin de solliciter le réflexe-H des fibres distales du vastus medialis et des muscles extenseurs superficiels du quadriceps. La seconde procédure expérimentale consistait à mettre le sujet en situation dynamique de pédalage afin d'obtenir les informations concernant les paramètres de déplacement linéaire et angulaire, l'EMG intégrée des fibres distales du vastus medialis, du vastus lateralis, du semi-tendinosus et de l'abductor hallucis, et l'EMG réflexe des fibres distales du vastus medialis, selon trois conditions de positionnement de pied par orthèses plantaire.

#### 3.5.1 Situation statique de positionnement passif du genou

La position angulaire du genou en situation statique passive a été réalisée à l'aide du logiciel fourni avec le dynamomètre KinCom. Durant l'expérimentation, les sujets étaient assis

sur une chaise spécialement adaptée afin de maintenir la hanche à  $45^\circ$  de flexion et de placer la cheville en position neutre. Cette chaise, faisant partie intégrante du dynamomètre KinCom, permet la standardisation de la position angulaire du genou. Le genou droit du sujet fut évalué à l'aide d'un bras de levier hydraulique guidé par le logiciel (Figure 3.15), selon trois conditions d'angle de flexion de genou :  $90^\circ$ ,  $30^\circ$  et  $15^\circ$ , distribuées aléatoirement. Le choix de ces conditions d'angle était justifié par l'importance de comparer le comportement réflexe en fonction de l'angle de flexion du genou, c'est-à-dire entre la flexion et l'extension. De plus, la comparaison des deux conditions d'extension (i.e.,  $30^\circ$  vs  $15^\circ$ ), souvent utilisées en réadaptation de la dysfonction fémoro-patellaire, a permis de déterminer si des différences potentielles indiqueraient l'élimination de la condition  $15^\circ$ , en situation de pédalage.

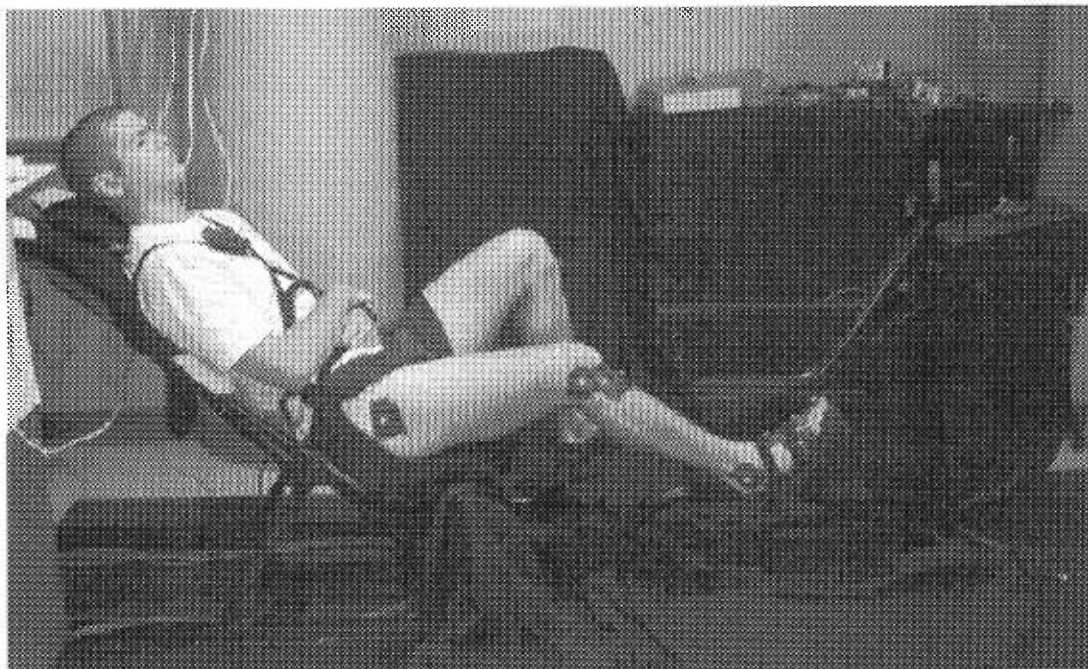


**Figure 3.15** Position typique d'un sujet sur le dynamomètre KinCom avec la hanche à  $45^\circ$  de flexion et le genou à  $90^\circ$ ,  $30^\circ$  et  $15^\circ$  de flexion.

### 3.5.2 Situation dynamique de pédalage

Afin de réaliser la tâche, le sujet était assis en position semi-inclinée sur le siège adapté d'un ergocycle. Le siège était réglé de façon à ce que le genou droit du sujet soit à  $15^\circ$  de flexion lorsque le pied fut appuyé sur la pédale droite de l'ergocycle. Cette position était assurée par une mesure d'angle prise à l'aide d'un goniomètre fixé au genou droit du sujet, lorsque la cheville droite était en position neutre et que l'avant-pied droit reposait bien à plat sur la pédale. Une fois la position du siège ajustée, le sujet était fermement mais confortablement attaché au siège de

l'ergocycle à l'aide de ceintures positionnées à la taille et en croisé au tronc. Un appui était placé sous la tête du sujet afin de s'assurer d'un plus grand confort et d'une plus grande stabilité, limitant ainsi les facteurs extrinsèques perturbant potentiellement les données. Le montage utilisé pour cette portion de l'étude est représenté à la Figure 3.16.



**Figure 3.16** Montage utilisant un ergocycle modifié, avec le dossier incliné à 45°, sur lequel le sujet est fermement attaché, et dont les pédales et le siège sont réglés sur une base individuelle.

Pour chacune des conditions, tous les sujets devaient suivre les mêmes procédures. Le sujet devait pédaler au rythme de 50 cycles/minute, contrôlé à l'aide d'un métronome électronique sonore, avec une charge résistante de  $300 \text{ kgm} \times \text{min}^{-1}$ . Le sujet devait pédaler pendant une durée de 90 secondes avant le début de l'acquisition, afin de lui permettre de s'habituer au mouvement de pédalage et à la condition de position de pied. Cette mesure assurait que les données n'étaient pas perturbées par les phénomènes d'adaptation ou de fatigue potentiellement engendrés par une plus courte ou plus longue période d'échauffement. De plus, le système d'acquisition nécessite environ cette même période de temps de déroulement du ruban vidéo afin d'éviter les bruits parasites.

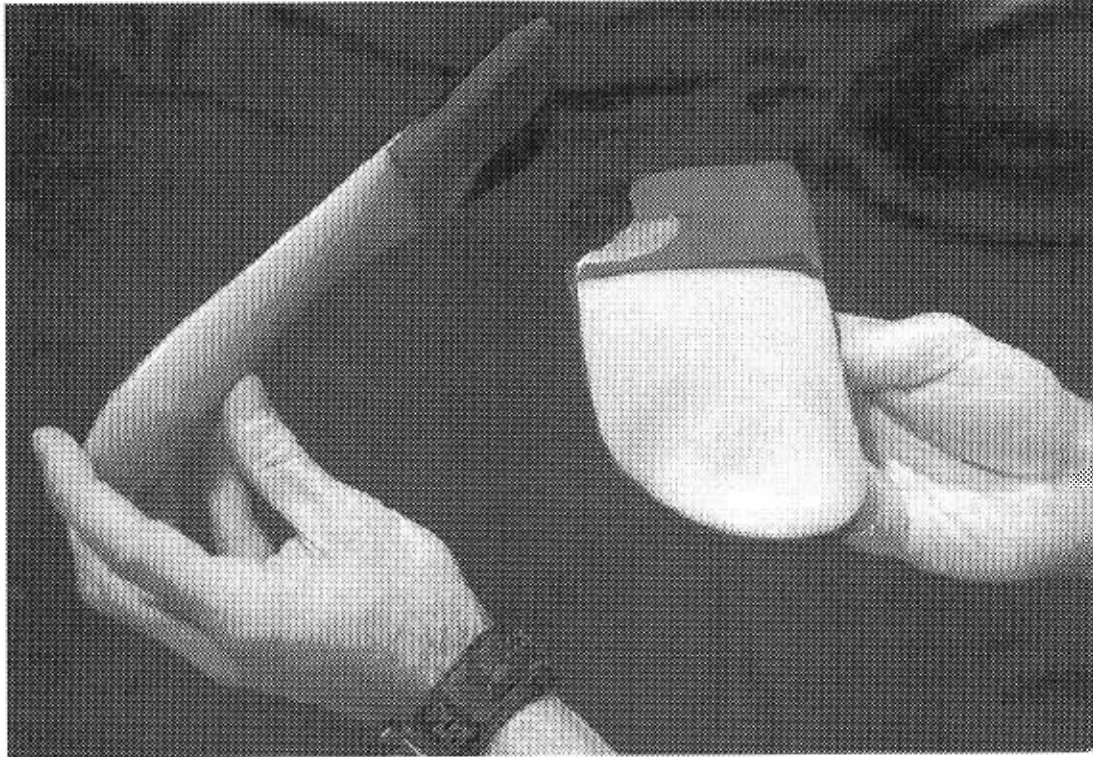
La mesure consistait en une moyenne de trois essais par condition. L'acquisition d'un essai s'effectuait durant 3 cycles complets afin de minimiser les erreurs pouvant subvenir lors d'un seul cycle. Pour des questions de commodité, seule la jambe droite fut évaluée. Le sujet ne

connaissait pas exactement le moment de l'acquisition, d'une durée totale maximale de 2 minutes 15 secondes, afin d'éviter son anticipation.

Les trois étendues d'angle de flexion du genou étaient de 90° à 75°, de 60° à 45° et de 30° à 15° de flexion de genou, mesurés durant la phase d'extension d'un cycle de pédalage. Ces trois étendues d'angle de 15° étaient justifiées par la mesure EMG volontaire qui fut initialement intégrée sur une période de temps de 416.7 msec, pour toute l'étendue de 90° à 15°, puis si nécessaire, pour une période de temps de 83.34 msec par étendue de 15°. De plus, il fut important de mesurer les paramètres cinématiques et neuromusculaires à un angle intermédiaire (i.e., 60°) afin d'évaluer la transition entre la flexion et l'extension du genou

Les trois positions du pied induites avec la sandale modifiée étaient imposées. Le premier niveau consistait à maintenir le pied nu sans orthèse dans la sandale. Le deuxième niveau consistait à maintenir le pied sur une orthèse plantaire en plaçant l'articulation sous-astragaliennne en position neutre. Celui-ci maintenait donc le pied dans sa position la plus stable (Michaud, 1988). Le troisième niveau consistait à maintenir le pied sur une orthèse plantaire en plaçant l'articulation sous-astragaliennne en position neutre et en forçant l'avant-pied en pronation à l'aide d'un biseau externe de 9.5° à l'avant-pied, de façon à reproduire chez des sujets sains des conditions de pronation de l'avant-pied qu'on retrouve chez certains sujets atteints de dysfonction fémoro-patellaire. À cet effet, Kilmartin et Wallace (1994) suggéraient de mettre des pieds normaux en pronation ou en supination à l'aide d'orthèses plantaires afin d'examiner l'effet pathologique du désalignement mécanique chez les sujets sains (Figure 3.17).

Les orthèses plantaires utilisées dans cette portion de l'étude furent fabriquées à l'aide d'un moule en styromousse Bio-foam, suite à un examen minutieux du pied et du membre inférieur de chaque sujet. Lors du moulage, les sujets étaient en position assise et leurs pieds furent placés de façon à maintenir l'articulation sous-astragaliennne en position neutre, puis appuyés dans le moule à l'aide d'une pression appliquée par le technicien. Tous les moulages ont été effectués par le même technicien afin de s'assurer de l'uniformité de la prise d'empreintes. Les orthèses plantaires furent fabriquées en polymère composite thermoplastique et thermoformable, constituant un matériau rigide, légèrement flexible et durable, et offrant ainsi un bon support plantaire (Janisse, 1994).

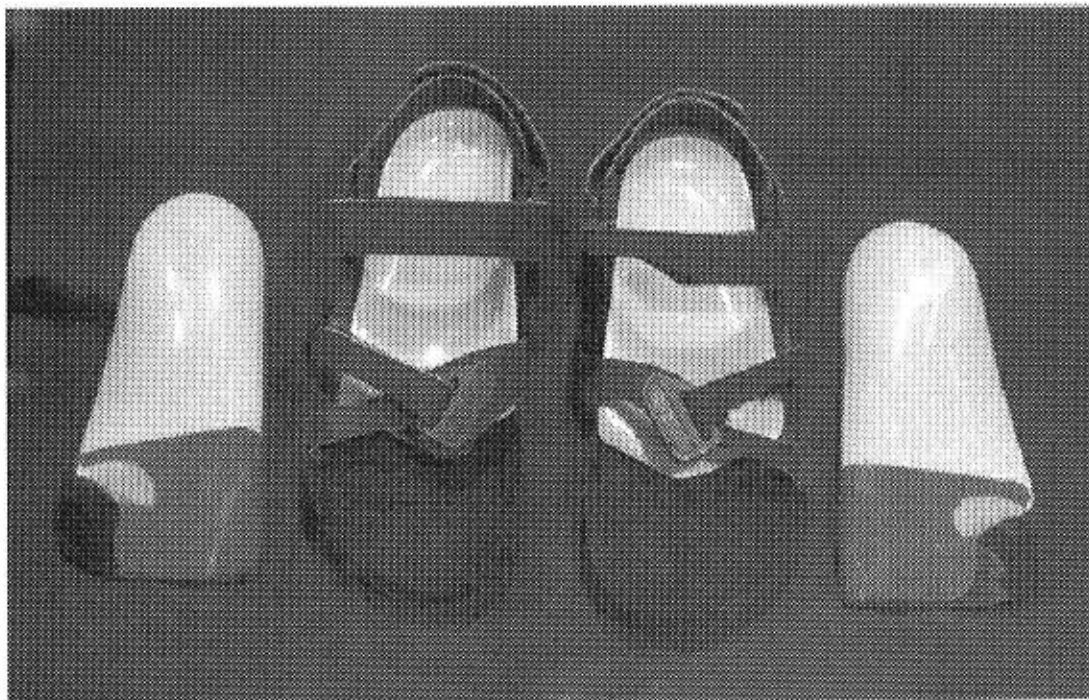


**Figure 3.17** Exemple d'une orthèse modifiée pour créer une pronation de l'avant-pied de  $9.5^\circ$ .

Lors des tests, les orthèses plantaires étaient disposées au fond de chaque sandale dont les sangles modifiées maintenaient fermement le pied du sujet en position. Malgré le fait que la prise de mesure ne se faisait que du côté droit, les orthèses plantaires étaient disposées aux deux pieds de façon à s'assurer que le côté gauche n'influence pas le côté droit.

Les sandales de marche Merrell ont été adaptées afin de permettre une meilleure fixation de l'orthèse plantaire sous la surface du pied et de bien percevoir les réflecteurs nécessaires à l'analyse cinématique. Les sandales furent aussi utilisées pour la condition pied nu afin d'éliminer l'effet dû au port de la sandale (Figure 3.18).

Ainsi, les deux types de variable indépendante de cette étude étaient les trois niveaux d'étendues d'angle de  $15^\circ$  de flexion du genou et les trois niveaux de position mécanique du pied. Les trois niveaux d'angle étaient répartis de façon aléatoire pour un même sujet et les trois niveaux de position du pied étaient répartis aléatoirement pour chacun des niveaux d'angle.



**Figure 3.18** Sandale de marche modifiée de marque Merrell avec orthèses.

### 3.6 Quantification et modèles statistiques

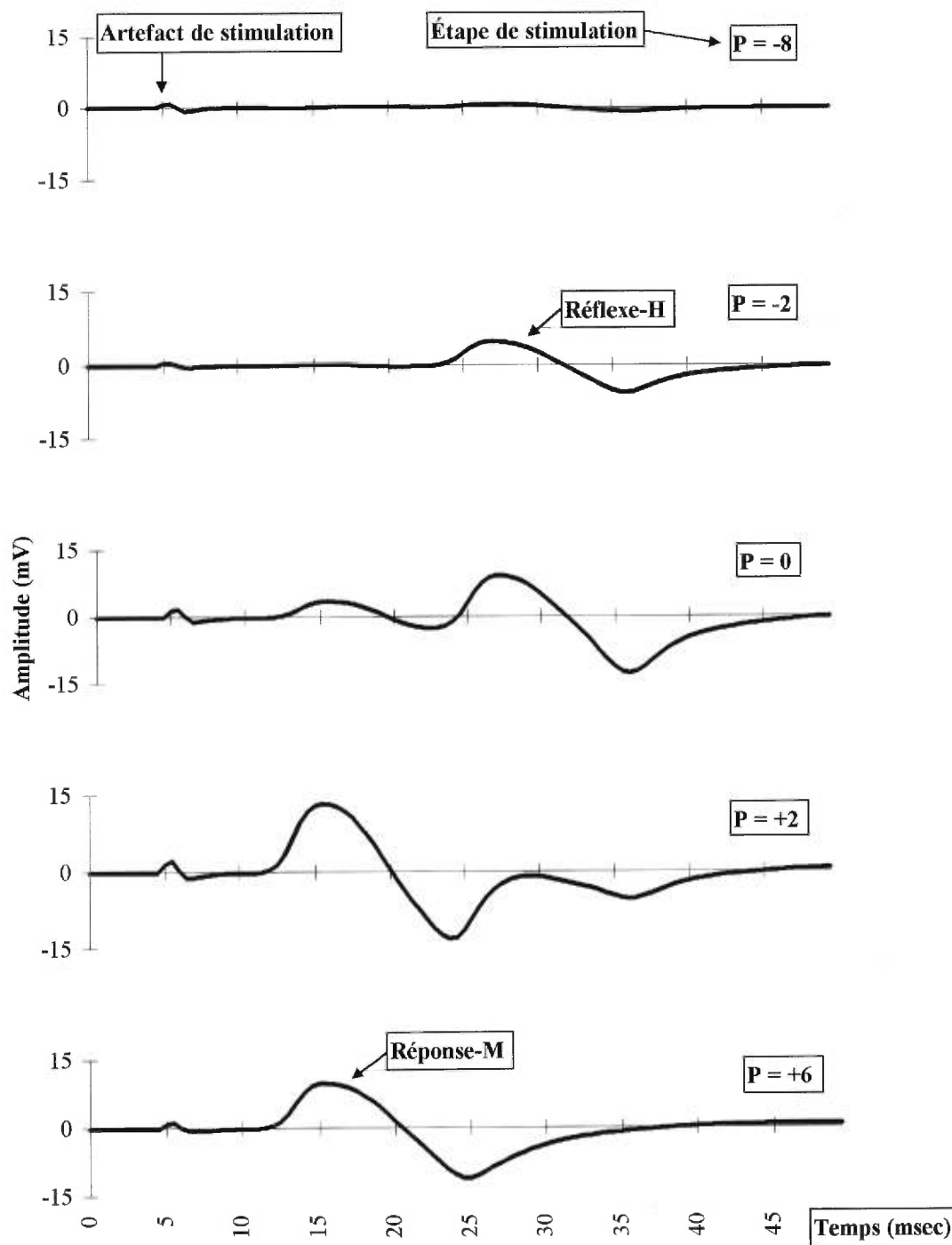
Le mode de quantification des résultats et les modèles statistiques employés furent spécifiquement sélectionnés pour chacune des quatre parties de cette étude qui furent, dans l'ordre : l'analyse des réponses réflexes en situation statique de positionnement passif du genou, l'analyse cinématique en situation dynamique de pédalage, l'analyse EMG en situation dynamique de pédalage, et l'analyse des réponses réflexes en situation dynamique de pédalage

#### 3.6.1 Analyse des réponses réflexes en situation statique de positionnement passif du genou

Une représentation de l'évolution typique de l'amplitude de la réponse-M et du réflexe-H des fibres distales du vastus medialis en fonction de l'intensité du stimulus exprimée en paliers de stimulation est présentée à la Figure 3.19.

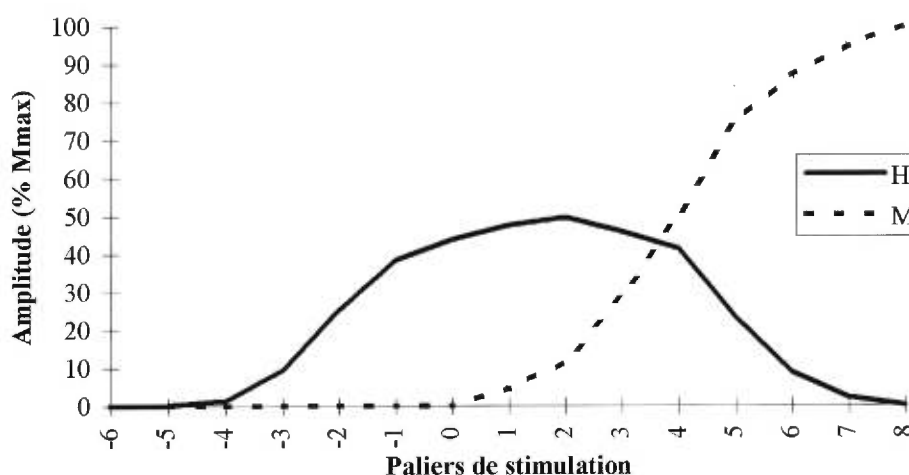
Afin d'établir une courbe de recrutement, l'intensité de la stimulation fut augmentée progressivement par paliers de 5 V, 3 essais par palier, débutant sous le seuil d'obtention du réflexe-H (seuil-H) et se terminant à  $M_{\max}$  de chacun des muscles. Les stimulus électriques furent déclenchés à des intervalles d'au moins 10 secondes (Hugon, 1973).





**Figure 3.19** Représentation de l'évolution typique de l'amplitude de la réponse-M et du réflexe-H des fibres distales du vastus medialis en fonction de l'intensité du stimulus exprimée en paliers de stimulation (P). Les étapes de stimulation se réfèrent au seuil de la réponse-M ( $P = 0$ ) et chaque palier correspond à une augmentation ou à une diminution de l'intensité du stimulus de 5 V. Pour ce sujet, le seuil de la réponse-M était à 100 V. Notez le court délai ( $\approx 10$  msec) entre les courbes de la réponse-M et du réflexe-H.

Pour tous les muscles et pour tous les sujets, l'amplitude crête-à-crête du réflexe-H et de la réponse-M fut quantifiée et moyennée pour chacun des paliers de stimulation. Afin de permettre les comparaisons, les courbes de recrutement de chacun des muscles pour chacun des angles furent normalisées en fonction de l'amplitude et des paliers de stimulation (Figure 3.20). La normalisation en amplitude fut obtenue en rapportant les amplitudes du réflexe-H et de la réponse-M en pourcentage de  $M_{max}$ . En ce qui a trait à la normalisation en intensité du stimulus, les courbes furent rapportées en relation avec les paliers de stimulation exprimées en valeur du seuil de recrutement du réflexe-H (i.e., 0 = seuil du réflexe-H, -1 = 5 V sous le seuil du réflexe-H, 2 = 10 V au-dessus du seuil du réflexe-H).

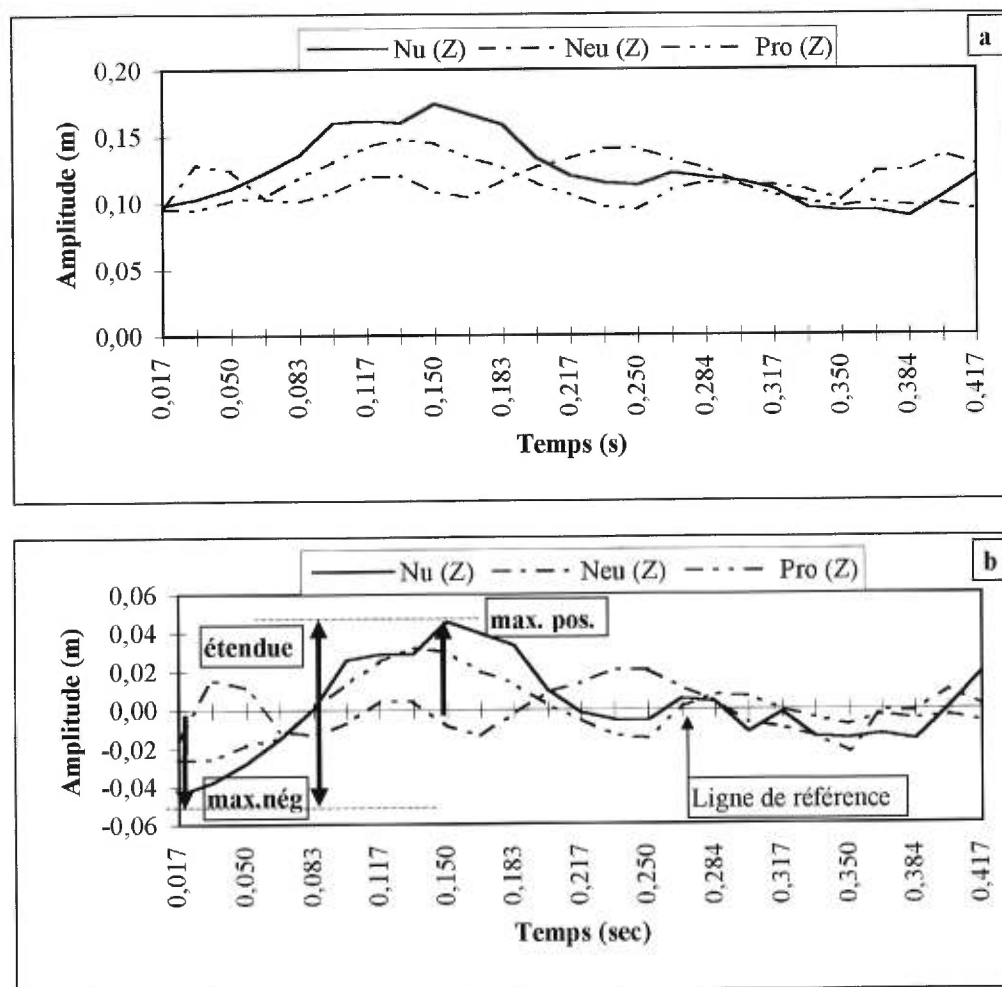


**Figure 3.20** Représentation d'une courbe de recrutement typique de l'amplitude du réflexe-H (H) et de la réponse-M (M) des fibres distales du vastus medialis, exprimée en pourcentage de  $M_{max}$ , en fonction de l'intensité du stimulus exprimée en palier de stimulation (P). Les paliers de stimulation se réfèrent au seuil de la réponse-M (P=0) et chaque palier correspond à une augmentation ou à une diminution de l'intensité du stimulus de 5 V. Pour ce sujet, Le seuil de la réponse-M était à 100 V.

Les positions angulaires du genou furent comparées sur la base des courbes de recrutement en utilisant une intervalle de confiance de 95 % ( $\alpha = 0.05$ ) calculée en comparaison à la condition d'angle de 15° de flexion de genou. Une analyse de variance à mesures répétées sur les conditions d'angle fut aussi utilisée afin de comparer les valeurs maximales du réflexe-H ( $H_{max}$ ). Si nécessaire, un test post-hoc de Newman-Keuls fut effectué afin de comparer les moyennes entre elles. La puissance de l'ANOVA fut évaluée selon les procédures présentées par Kirk (1982) et rapportée en fonction de la probabilité d'une erreur de type II ( $\beta = 1 - \text{puissance}$ ).

### 3.6.2 Analyse cinématique en situation dynamique de pédalage

Lors de l'analyse des données de déplacement linéaire et angulaire, une moyenne de trois essais fut effectuée pour tous les sujets en fonction de chaque condition de position de pied et, si nécessaire, en fonction de chaque condition d'angle de genou. Dans un premier temps, le moyennage fut effectué pour les variations de positions des réflecteurs (Figure 3.21a). Par la suite, une régression linéaire fut effectuée sur les moyennes des positions des réflecteurs selon les axes postéro-antérieur (X), supérieur (Y) et médio-latéral (Z). Ce type de régression fut choisi étant donné la nature quasi-linéaire du déplacement des réflecteurs lors du mouvement de pédalage. La valeur de cette régression linéaire fut ensuite soustraite des données brutes afin d'éliminer le mouvement connu d'extension du genou associé au pédalage, et obtenir ainsi la variation réelle de position des réflecteurs relative à leur trajectoire. De ces variations, trois variables dépendantes, présentées à la Figure 3.21b, furent quantifiées. La variation maximale positive est définie comme la valeur maximale de variation de la position d'un réflecteur dans l'hémi-phase positive située au-dessus de la ligne de référence. Il s'agit donc du score déviation positif par rapport à la ligne de régression. La variation maximale négative est définie comme la valeur maximale de variation de la position d'un réflecteur dans l'hémi-phase négative située sous la ligne de régression. Il s'agit donc du score déviation négatif par rapport à la ligne de régression. L'étendue de variation est définie comme l'amplitude crête-à-crête maximale de variation de la position d'un réflecteur entre l'hémi-phase positive et négative située de part et d'autre de la ligne de régression. Ainsi, selon l'axe postéro-antérieur, une variation maximale positive représente une variation qui est maximisée vers l'avant (i.e., vers le pédalier du vélo), et une variation maximale négative représente une variation qui est maximisée vers l'arrière (i.e., vers le siège du vélo). Selon l'axe vertical, une variation maximale positive représente une variation qui est maximisée vers le haut, et une variation maximale négative représente une variation qui est maximisée vers le sol. Selon l'axe médio-latéral, une variation maximale positive représente une variation qui est maximisée vers le côté latéral, et une variation maximale négative représente une variation qui est maximisée vers le côté médial (i.e., vers le vélo). Dans un second temps, les angles furent calculés à partir des positions moyennes de chaque réflecteur pour chacun des sujets. Les angles maximaux, minimaux ainsi que l'étendue maximale de ces angles furent retenus à des fins d'analyse et de comparaison statistique.



**Figure 3.21** À partir des données brutes de déplacement linéaire selon l'axe médio-latéral (Z) du réflecteur placé sur le condyle externe du fémur (a), les variations maximales positives (max.pos.), maximales négatives (max.nég.) et étendues maximales de variations (étendue) sont obtenues suite à la soustraction des valeurs de la régression linéaire (b). Les mesures représentées sont effectuées, sur cet exemple, pour la condition nu-pieds (Nu).

Un modèle simple à mesures répétées seulement sur les positions de pied fut premièrement utilisé afin de comparer les valeurs de variation maximale positive, maximale négative et d'étendue maximale de variation de position des réflecteurs, ainsi que les déplacements angulaires d'intérêts. Lors de différences significatives, une exploration supplémentaire fut effectuée à l'aide d'un modèle factoriel, angles de genou par positions de pied (3 X 3) avec mesures répétées sur tous les facteurs (Kirk, 1982 ; Winer, 1971). Dans les cas de différences

significatives, un test post-hoc Newman-Keuls fut effectué afin de déterminer qu'elle(s) est (sont) la (les) composante(s) significativement différente(s) des autres.

### 3.6.3 Analyse EMG en situation dynamique de pédalage

L'EMG intégré moyen a été utilisé dans cette portion de l'étude comme mode de quantification des signaux EMG. Cette analyse EMG a permis de comparer l'amplitude de l'activité EMG de chacun des muscles évalués afin de déceler toute modification de la commande motrice volontaire occasionnée par la modification de l'angle de flexion du genou et par la modification de la position du pied durant un mouvement actif de pédalage.

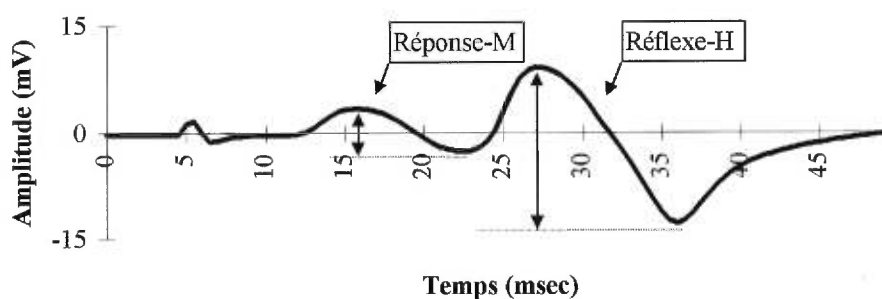
L'examen des signaux EMG a été réalisé à l'aide d'un micro-ordinateur équipé d'un logiciel spécialement adapté à cet effet, afin d'automatiser le processus et d'éliminer certains biais associés à l'expérimentateur. Tout d'abord, ce logiciel procédait à la rectification du signal EMG, puis effectuait l'intégration du signal selon l'algorithme de Simpson pour une durée de 416.7 msec, correspondant à toute l'étendue de mouvement de 90° à 15° de flexion et, si nécessaire, sur une durée équivalente de 83.34 msec pour chacune des trois étendues de mouvement de 15°, lors de la phase d'extension du pédalage. Les trois étendues de mouvement étaient de 90° à 75°, de 60° à 45° et de 30° à 15°. Cette intégrale en mV\*sec fut finalement divisée par la durée du signal afin d'obtenir l'EMG intégré moyen en mV. Suite à cette opération mathématique, une moyenne a été calculée pour les trois essais pour toute l'étendue du mouvement, pour chacune des étendues d'angle, pour chaque niveau de condition de pied (i.e., nu-pieds, orthèse neutre et orthèse de pronation), et pour chaque muscle (i.e., fibres distales du vastus medialis, vastus lateralis, semi-tendinosus et abductor hallucis), afin d'évaluer l'implication musculaire potentiellement affectée dans la dysfonction fémoro-patellaire.

L'analyse statistique post expérimentale de l'EMG intégrée moyen des différents muscles enregistrés a pris la forme d'un modèle factoriel, angles de genou par positions de pied (3 X 3) avec mesures répétées sur tous les facteurs (Kirk, 1982 ; Winer, 1971). Une moyenne de trois essais pour chaque condition d'angle de genou et de position de pied fut utilisée comme valeur unique pour chaque niveau de condition. Ce moyennage effectué pour chaque sujet a permis d'augmenter la fidélité (Carlson et Kroll, 1970 ; Kroll, 1967). Le niveau de confiance alpha était 0.05 pour un F critique <sub>2,56</sub> de 3.15, où 2 correspond aux degrés de liberté des conditions (i.e., n-1) et 56 correspond aux degrés de liberté résiduels. Dans les cas où des différences significatives apparaissaient au niveau d'un effet principal ou d'une interaction, un

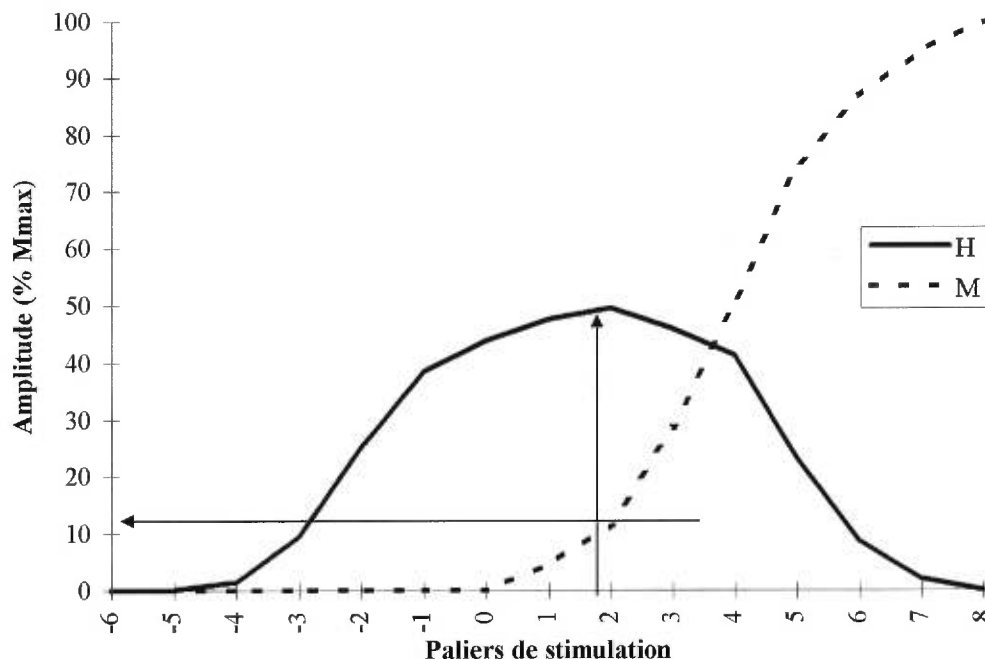
test post-hoc Newman-Keuls fut effectué afin de déterminer les composantes significativement différentes des autres.

### 3.6.4 Analyse des réponses réflexes en situation dynamique de pédalage

Une amplitude crête-à-crête de la réponse-M correspondant à 10% de la réponse M maximale ( $M_{\max}$ )  $\pm 2.5\%$  (Brooke et al., 1995), fut mesurée en temps réel et maintenue pour tous les essais et pour toutes les conditions. Une courbe constituée de l'artefact de stimulation, de la réponse musculaire (réponse-M) et de la réponse réflexe (réflexe-H) est présentée à la Figure 3.22. L'amplitude crête-à-crête du réflexe-H fut ensuite normalisé en pourcentage de l'amplitude crête-à-crête de la réponse-M maximale ( $M_{\max}$ ). Cette normalisation avait pour but d'évaluer la variation du réflexe-H en fonction des différentes conditions imposées dans cette partie du projet (Figure 3.23).



**Figure 3.22** Représentation d'une courbe EMG typique suite à une stimulation de 1 msec des fibres distales du vastus medialis en vue d'obtenir un artefact de stimulation, une réponse-M et un réflexe-H. L'amplitude crête-à-crête du réflexe-H est mesurée lorsque l'amplitude crête-à-crête de la réponse-M correspond à 10% ( $\pm 2.5\%$ ) de  $M_{\max}$ .



**Figure 3.23** Représentation d'une courbe de recrutement typique de l'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M des fibres distales du vastus medialis, exprimée en pourcentage de  $M_{max}$ , en fonction de l'intensité du stimulus exprimée en palier de stimulation (P). Les paliers de stimulation se réfèrent au seuil de la réponse-M ( $P=0$ ) et chaque palier correspond à une augmentation ou à une diminution de l'intensité du stimulus de 5 V. Pour ce sujet, Le seuil de la réponse-M était à 100 V. Notez le court délai ( $\approx 10$  msec) entre les courbes de la réponse-M et du réflexe-H. La mesure de la variation de l'amplitude du réflexe-H, en % de  $M_{max}$ , était effectuée lorsque l'intensité de stimulation nous permettait d'obtenir une amplitude de la réponse-M correspondant à 10% de  $M_{max}$ .

L'analyse statistique post expérimentale de l'amplitude crête-à-crête normalisée du réflexe-H des fibres distales du vastus medialis a pris la forme d'un modèle factoriel, angles de genou par positions de pied (3 X 3) avec mesures répétées sur tous les facteurs (Kirk, 1982 ; Winer, 1971). Dans les cas où des différences significatives apparaissaient au niveau d'un effet principal ou d'une interaction, un test post-hoc Newman-Keuls fut effectué afin de déterminer qu'elle(s) est (sont) la (les) composante(s) significativement différente(s) des autres. Ainsi, nous avons pu observer si les différents angles du genou et les différentes positions de pied ont eu un effet sur la mécanique du membre inférieur et sur l'activité myoélectrique des muscles évalués lors du mouvement de pédalage.

## CHAPITRE QUATRE

### RÉSULTATS

Suite à la présentation des caractéristiques démographiques de l'échantillon de population qui participa à cette étude, les résultats seront présentés selon le même ordre que les questions expérimentales exposées au chapitre un. Dans un premier temps, l'effet de la variation de la position statique et passive du genou sur le réflexe-H du quadriceps nous informera de la gestion de la position articulaire au niveau spinal. Par la suite, les résultats de l'effet de la position du genou et du pied sur la cinématique, la modulation de l'EMG volontaire et réflexe du membre inférieur, durant le mouvement de pédalage, seront présentés. Il est à noter que les histogrammes sont présentés de façon usuelle, afin de permettre au lecteur d'avoir un bon aperçu de la répartition des données, c'est-à-dire avec les moyennes et écart-types, et non les erreurs-types associées à la variance. Afin d'alléger le texte, les tableaux de résultats ont été reportés à l'Appendice D.

#### 4.1 Échantillon

Un total de 8 sujets (5 hommes et 3 femmes) dont l'âge moyen était de 28 ans (É.T. = 4.8), soit de 32 ans (É.T. = 5.7) pour les femmes et de 27 ans (É.T. = 3.5) pour les hommes, asymptomatiques de toutes dysfonctions au genoux, participèrent à cette étude. Les participants ont été choisis sur la base de leur capacité de produire un réflexe-H du quadriceps en réponse à une stimulation du nerf fémoral.

Les caractéristiques générales des sujets sont présentées au Tableau I.



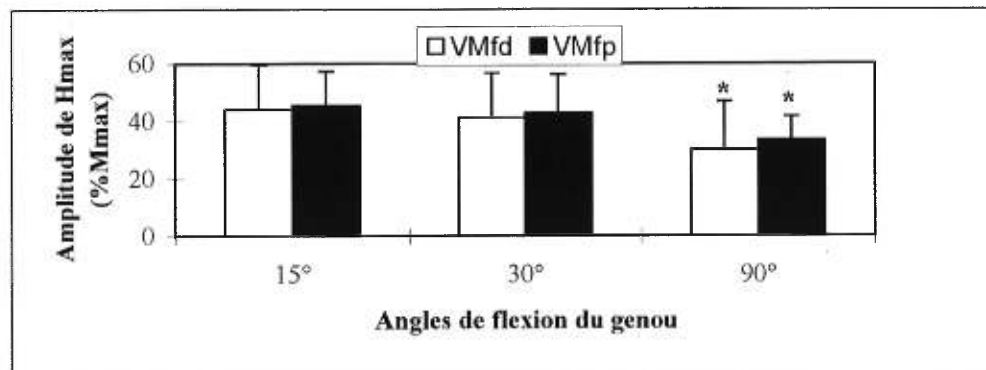
**Tableau I**  
Caractéristiques des sujets

	Femmes		Hommes	
	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type
Âge (ans)	31,8	5,7	27,0	3,5
Taille (cm)	163,1	2,4	176,9	4,3
Poids (kg)	59,0	3,8	77,5	7,8

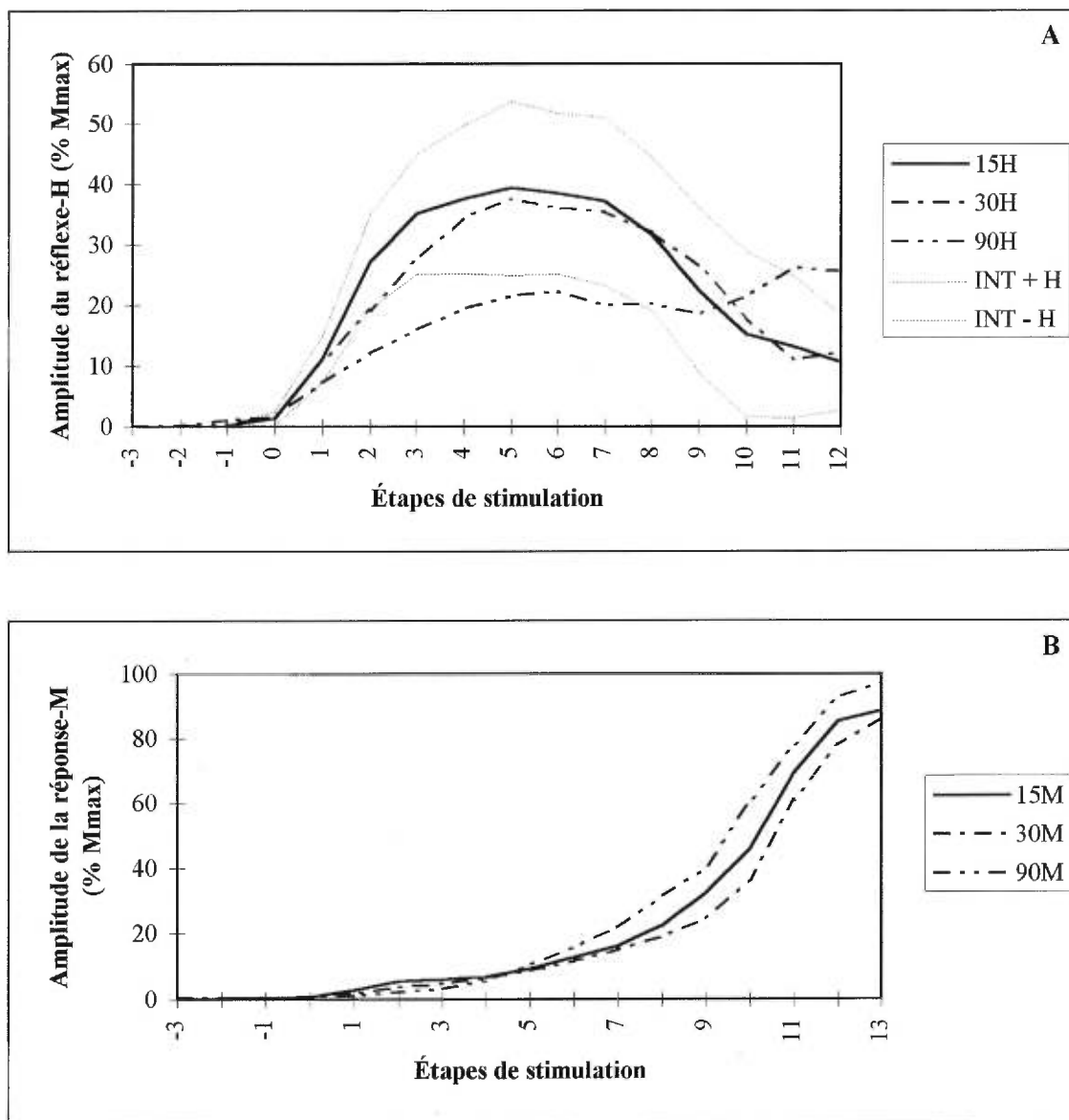
#### 4.2 Effets de la variation de la position statique et passive du genou sur la modulation du réflexe-H du quadriceps

Tous les sujets ont présenté des courbes de recrutement similaires, en forme et en latence, à celles couramment rencontrées (Hugon, 1973 ; Leroux et al., 1995 ; Schieppati, 1987) (Figures 3.19). Après une latence relativement courte de 15 à 20 msec, le réflexe-H apparaît. Lorsque le potentiel du réflexe-H atteint son maximum ( $H_{max}$ ), une réponse-M de plus courte latence, variant de 5 à 7 msec, apparaît. L'amplitude de la réponse-M augmente progressivement jusqu'à l'atteinte de  $M_{max}$ . Au même moment, le réflexe-H diminue progressivement, atteignant généralement la ligne de base. Pour adresser la question expérimentale, qui est 'Est-ce que les mécanismes périphériques peuvent expliquer le profil d'activité des fibres distales du vastus medialis d'être plus actives en flexion ?', les courbes de recrutement du réflexe-H furent étudiées.

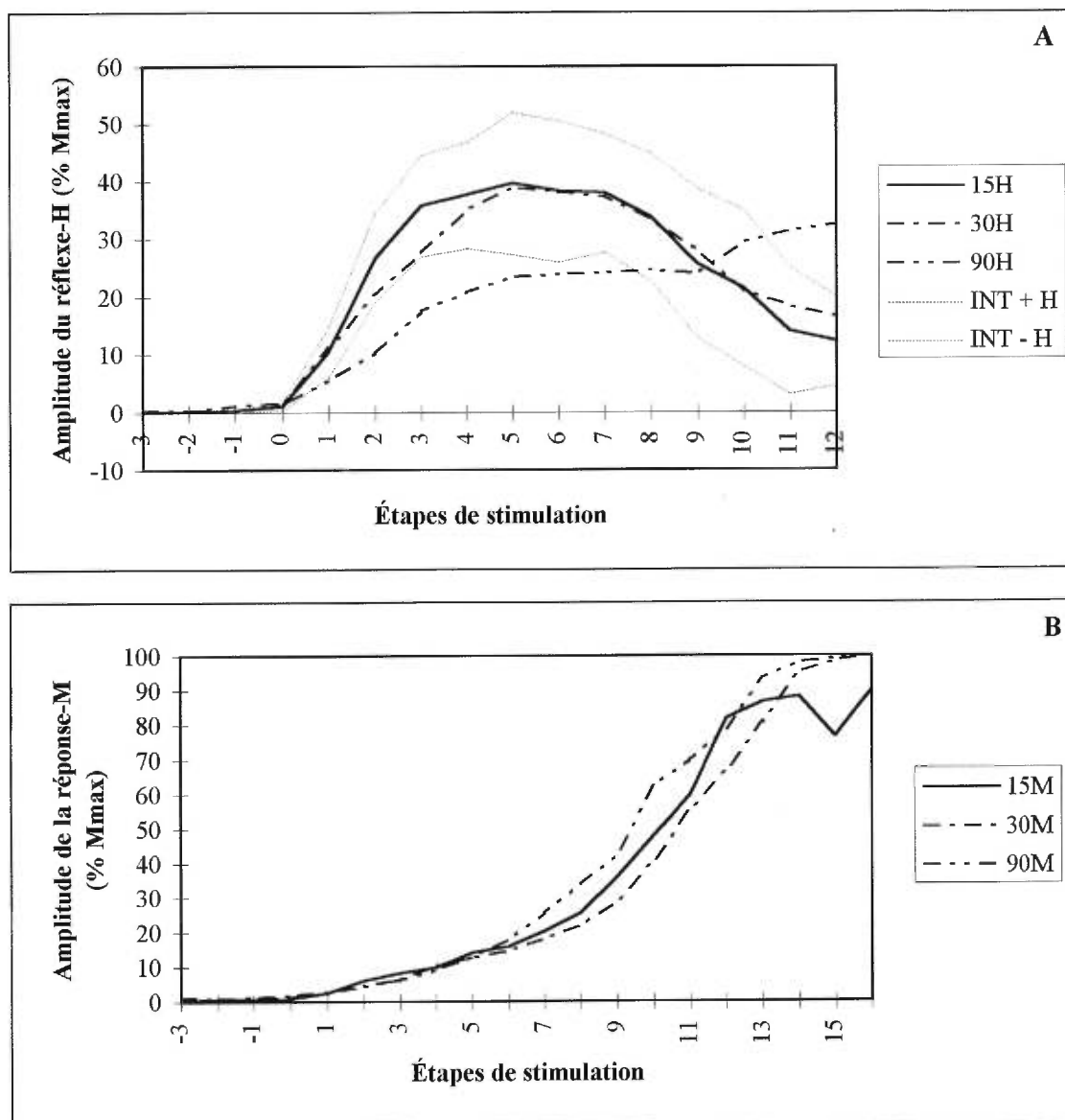
Les  $H_{max}$  des fibres distales ( $F_{2,14}=9.338$ ,  $p<0.05$ ,  $\beta=0.07$ ) et des fibres proximales ( $F_{2,14}=4.450$ ,  $p<0.05$ ,  $\beta=0.40$ ) du vastus medialis furent respectivement réduits significativement de 7 % et de 12 % à 90° lorsque comparés aux autres angles de flexion du genou (Tableau II situé à l'Appendice D et Figures 4.1). Aucune différence significative ne fut trouvée entre les conditions 15° et 30°. De façon similaire, les courbes de recrutement des fibres distales et des fibres proximales du vastus medialis, pour la condition 90°, présentent des portions atteignant la limite inférieure de l'intervalle de confiance. Les courbes représentant les conditions 15° et 30° sont demeurées à l'intérieur de l'intervalle de confiance (Figures 4.2A et 4.3A). Suite à la normalisation en latence, les courbes de recrutement de la réponse-M furent similaires pour tous les angles, signifiant une réponse musculaire identique et permettant ainsi la comparaison de l'amplitude du réflexe-H (Figures 4.2B et 4.3B).



**Figure 4.1** Histogramme des moyennes et écart-types de l'amplitude de  $H_{max}$  des fibres distales (VMfd) et des fibres proximales (VMfp) du vastus medialis, exprimée en pourcentage de  $M_{max}$ , pour toutes les conditions d'angle de flexion statique et passive du genou.



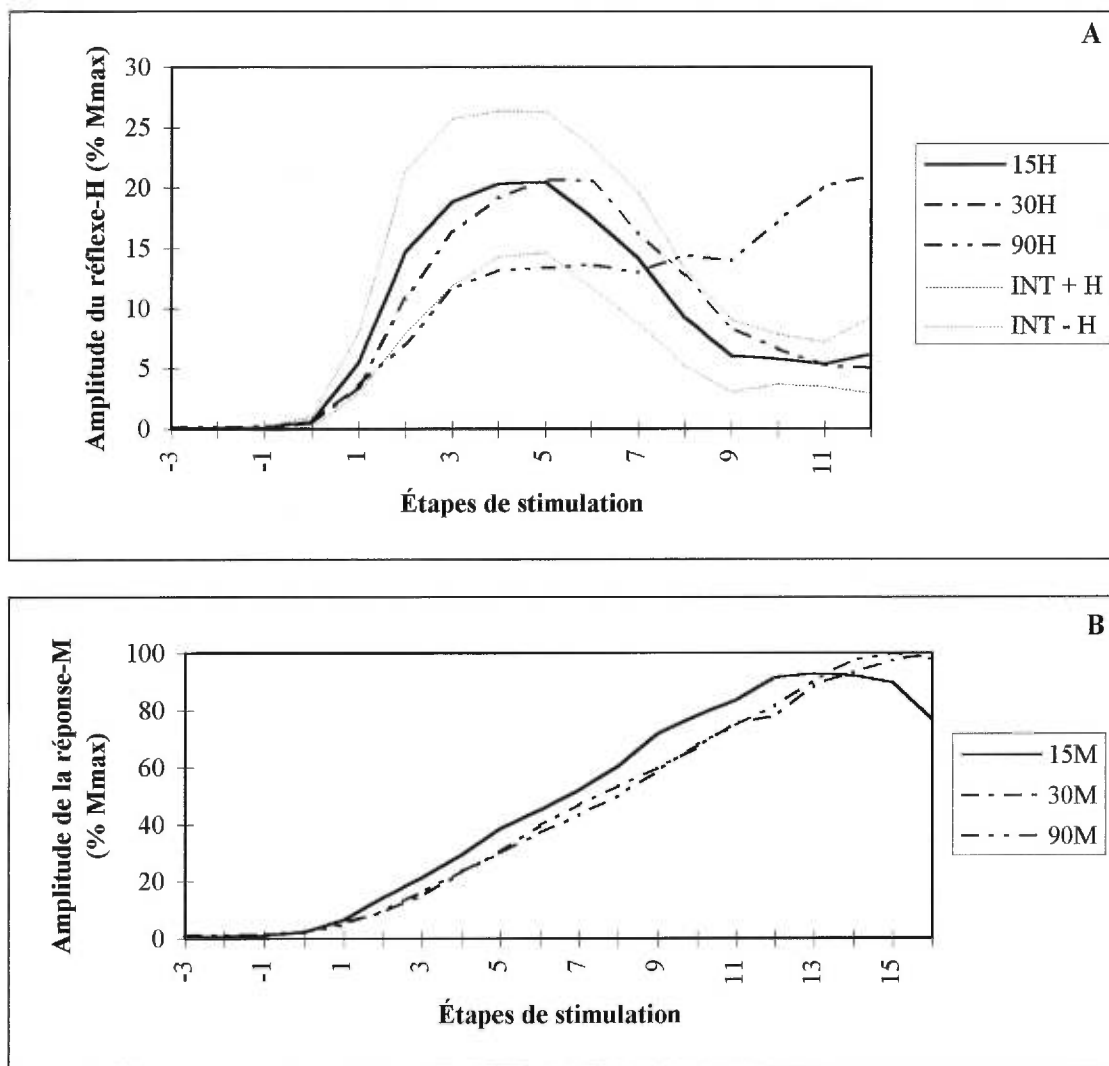
**Figure 4.2** Courbe de recrutement du réflexe-H (A) et de la réponse-M (B) des fibres distales du vastus medialis pour toutes les conditions d'angle de flexion statique passive du genou (90°, 30° et 15°), de concert avec l'intervalle de confiance (INT+H, INT-H) de 95% pour l'angle de référence 15°. L'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M est exprimée en pourcentage de  $M_{max}$  et les paliers de stimulation sont exprimés en valeurs du seuil du réflexe-H.



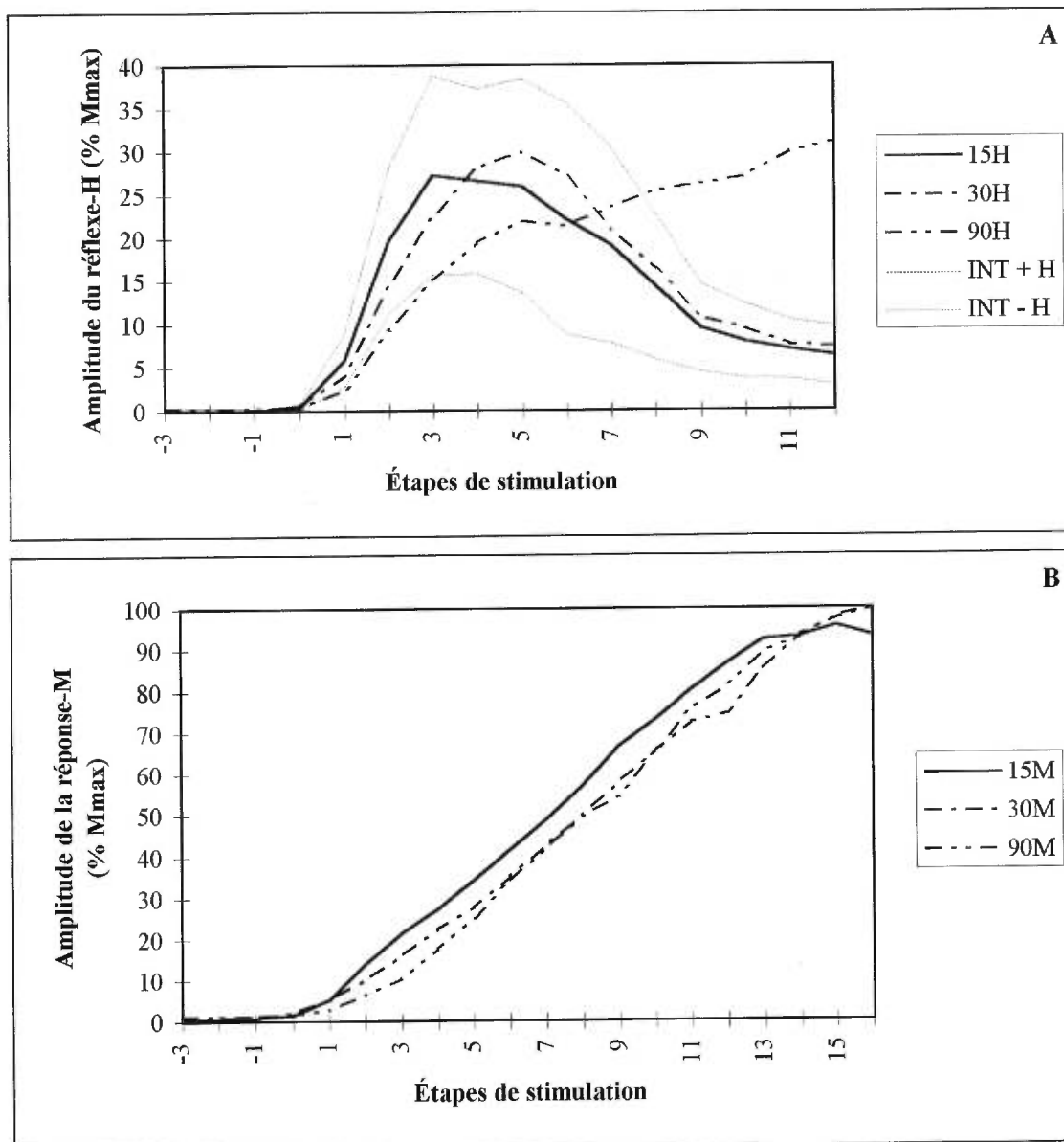
**Figure 4.3** Courbe de recrutement du réflexe-H (A) et de la réponse-M (B) des fibres proximales du vastus medialis pour toutes les conditions d'angle de flexion statique passive du genou (90°, 30° et 15°), de concert avec l'intervalle de confiance (INT+H, INT-H) de 95% pour l'angle de référence 15°. L'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M est exprimée en pourcentage de  $M_{max}$  et les paliers de stimulation sont exprimés en valeurs du seuil du réflexe-H.

$H_{max}$  est demeuré inchangé pour toutes les conditions d'angle, pour le rectus femoris et le vastus lateralis. Aucune différence statistiquement significative ne fut trouvée autant pour le rectus femoris ( $F_{2,14} = 2.367$ ,  $p > 0.05$ ,  $\beta = 0.50$ ) que le vastus lateralis ( $F_{2,14} = 0.524$ ,  $p > 0.05$ ,  $\beta = 0.50$ ). Cependant, les courbes de recrutement ont révélé quelques tendances lorsque la courbe, pour la condition 90°, est passée sur ou juste sous la limite inférieure de l'intervalle de confiance

(Figures 4.4A et 4.5A). Ceci suggère que, même si aucune différence statistique fut trouvée pour  $H_{max}$ , la tendance à la réduction du réflexe-H est d'autant élevée pour ces muscles. Ces résultats corroborent ceux de Guiheneuc et Ginet (1974). Ils ont noté que le réflexe-H du rectus femoris était facilité à  $0^\circ$  et qu'il diminuait avec la position statique en flexion du genou. Suite à la normalisation en latence, les courbes de recrutement de la réponse-M furent aussi similaires pour tous les angles (Figures 4.4B et 4.5B).



**Figure 4.4** Courbe de recrutement du réflexe-H (A) et de la réponse-M (B) du rectus femoris pour toutes les conditions d'angle de flexion statique passive du genou ( $90^\circ$ ,  $30^\circ$  et  $15^\circ$ ), de concert avec l'intervalle de confiance (INT+H, INT-H) de 95% pour l'angle de référence  $15^\circ$ . L'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M est exprimée en pourcentage de  $M_{max}$  et les paliers de stimulation sont exprimés en valeurs du seuil du réflexe-H.



**Figure 4.5** Courbe de recrutement du réflexe-H (A) et de la réponse-M (B) du vastus lateralis pour toutes les conditions d'angle de flexion statique passive du genou (90°, 30° et 15°), de concert avec l'intervalle de confiance (INT+H, INT-H) de 95% pour l'angle de référence 15°. L'amplitude du réflexe-H et de la réponse-M est exprimée en pourcentage de  $M_{max}$  et les paliers de stimulation sont exprimés en valeurs du seuil du réflexe-H.

En résumé, par l'intermédiaire des courbes de recrutement et des intervalles de confiance ou de l'ANOVA de  $H_{max}$ , ces premiers résultats ont démontré que les deux portions du vastus medialis sont plus sensibles à la position angulaire du genou que le rectus femoris ou le vastus lateralis.

### 4.3 Effets de la position du genou et du pied sur la cinématique du membre inférieur durant le mouvement de pédalage

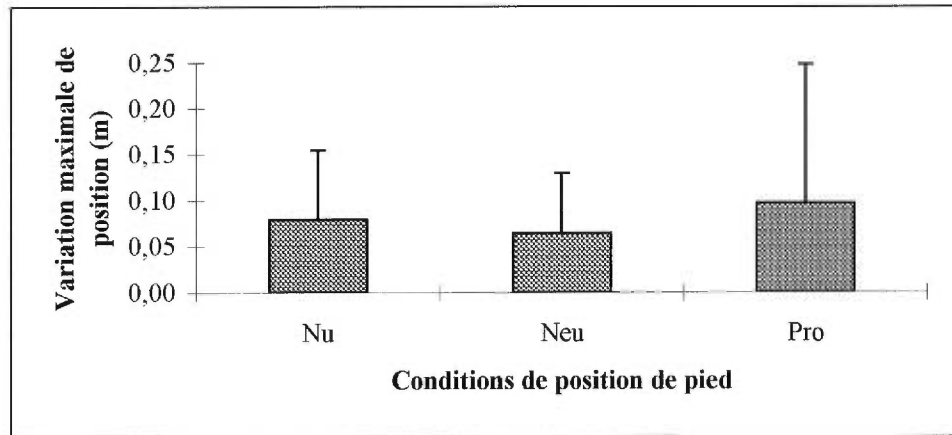
L'analyse cinématique du membre inférieur a permis l'obtention de résultats intéressants en regard de six variables de déplacement obtenues par projection planaire des coordonnées X,Y,Z de chacun des réflecteurs. Les variables explorées dans cette section sont : la variation maximale positive de déplacement linéaire, la variation maximale négative de déplacement linéaire, l'étendue maximale de déplacement linéaire, et le déplacement angulaires maximal, minimal et étendue maximale de déplacement angulaire. Ces variables sont explorées en fonction de différentes condition de position de pied et, s'il y a des différences significatives, en fonction d'étendues d'angle spécifiques de flexion du genou. Il est à noter, vu la similarité des résultats obtenus en situation statique pour les angles de flexion du genou de 15° et de 30°, qu'une étendue d'angle de 30° à 15° fut considérée lors l'analyse cinématique et EMG volontaire, et de 30°, lors de l'analyse EMG réflexe, afin de représenter la situation du genou en extension. De plus, une étendue d'angle de flexion de 60° à 45°, pour l'analyse cinématique et EMG volontaire, et de 60°, pour l'analyse EMG réflexe, ont été ajoutées afin de comprendre la situation intermédiaire entre les positions de flexion et d'extension du genou.

#### 4.3.1 Variation maximale positive de déplacement linéaire des réflecteurs

La variation maximale positive est définie comme la valeur maximale de variation de la position d'un réflecteur dans l'hémi-phase positive située au-dessus de la ligne de référence. Il est important de rappeler que selon l'axe postéro-antérieur, une variation maximale positive représente une variation maximisée vers l'avant (i.e., vers le pédalier du vélo), selon l'axe vertical, une variation maximale positive représente une variation maximisée vers le haut, et selon l'axe médio-latéral, une variation maximale positive représente une variation maximisée vers le côté latéral. Les variations maximales positives de position sont présentées dans le Tableau III (voir Appendice D). Les moyennes, écart-types, ratios F et niveaux de signification des variations maximales positives par rapport au mouvement attendu y sont présentés pour les axes postéro-antérieur (X), vertical (Y) et médio-latéral (Z), pour tous les réflecteurs et pour toutes les conditions de position de pied.

On remarque qu'il n'y a aucune différence significative ( $F_{2,14} = 0.31$ ,  $p > 0.05$ ), peu importe l'axe, entre les conditions pour les variations maximales positives de positions. Cependant, au niveau de la tête du cinquième métatarse selon l'axe vertical, on remarque une

augmentation de 17 mm entre la condition sans orthèse plantaire (Nu) et la condition avec orthèse plantaire de pronation (Pro). Cette variation de position est produite par la correction à l'avant-pied apportée par le biseau de l'orthèse plantaire de pronation. Cette variation révèle que l'analyse biomécanique fut assez sensible pour mesurer les positions des réflecteurs durant le mouvement. Ces différences de variations maximales positives de position selon toutes les conditions sont représentées à la Figure 4.6.



**Figure 4.6** Moyennes et écart-types des variations maximales positives de position pour la tête du cinquième métatarse par rapport à l'axe vertical, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronations (Pro).

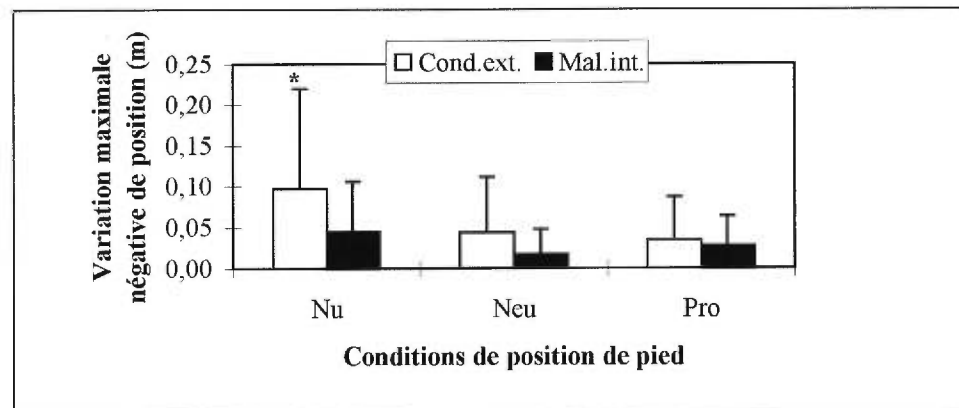
#### 4.3.2 Variation maximale négative du déplacement linéaire des réflecteurs

La variation maximale négative est définie comme la valeur maximale de variation de la position d'un réflecteur dans l'hémi-phase négative située sous la ligne de référence. Il est à nouveau important de rappeler que, selon l'axe postéro-antérieur, une variation maximale négative représente une variation maximisée vers l'arrière (i.e., vers le siège du vélo), selon l'axe vertical, une variation maximale négative représente une variation maximisée vers le sol, et selon l'axe médio-latéral, une variation maximale négative représente une variation maximisée vers le côté médial (i.e., vers le vélo). Les variations maximales négatives de positions sont présentées au Tableau IV (voir Appendice D). Les moyennes, écart-types, ratios F et niveaux de signification des variations maximales négatives par rapport au mouvement attendu y sont présentés pour les axes postéro-antérieur (X), vertical (Y) et médio-latéral (Z), pour tous les réflecteurs et pour toutes les conditions de position de pied.



On observe que la seule différence statistiquement significative se rapporte au condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral ( $F_{2,14} = 4.14$ ,  $p < 0.05$ ). En effet, toutes les autres variables sont statistiquement non significatives ( $p > 0.05$ ) malgré une tendance importante remarquée au niveau de la malléole interne.

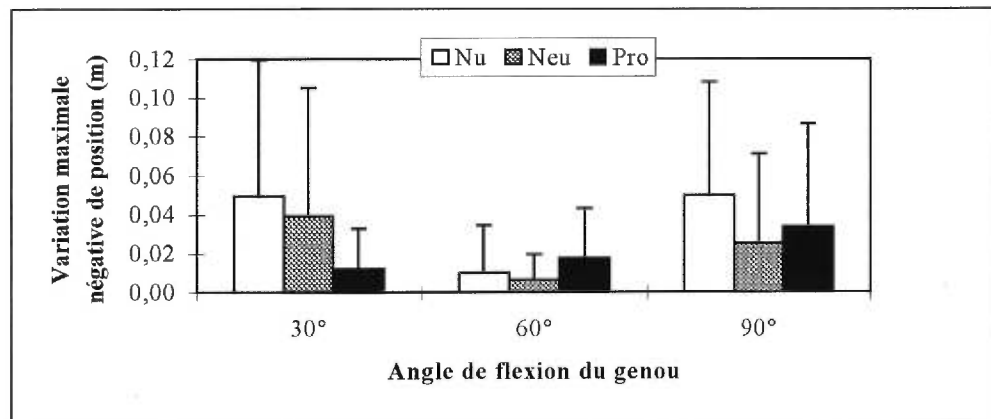
Ainsi, au niveau du condyle fémoral externe, selon l'axe médio-latéral, on observe que la variation minimale de position diminue de 55% lorsqu'on passe de la condition sans orthèse plantaire (Nu) à celle avec orthèses plantaires neutres (Neu). De plus, une tendance importante ( $F_{2,14} = 2.82$ ,  $p < 0.1$ ), qui est non-significative ( $p > 0.05$ ), se distingue au niveau de la malléole interne, selon l'axe médio-latéral, où l'on observe que la variation minimale de position diminue de 61% lorsqu'on passe de la condition sans orthèse plantaire (Nu) à celle avec orthèses plantaires de pronation (Pro). Ces résultats sont présentés à la Figure 4.7.



**Figure 4.7** Moyennes et écart-types des variations maximales négatives de positions pour le condyle fémoral externe et la malléole interne par rapport à l'axe médio-latéral, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro).

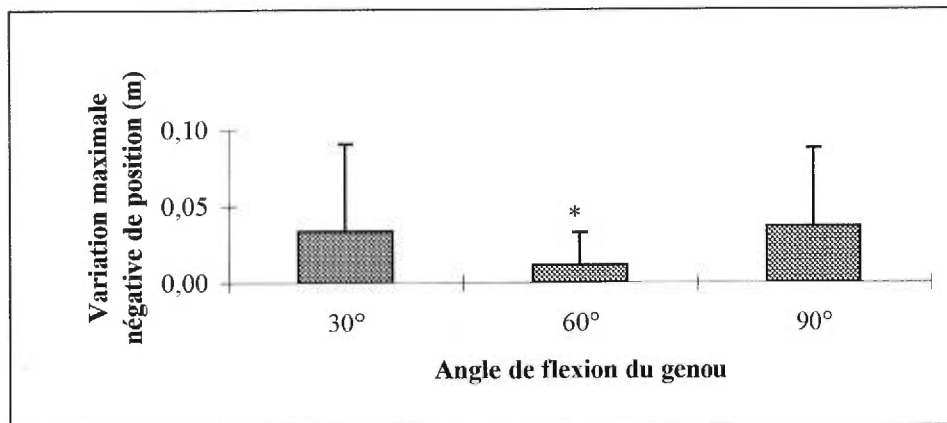
Ces résultats indiquent que le condyle fémoral externe se déplace davantage du côté médial (i.e., vers le cadre du vélo) en condition de pronation qu'en condition neutre ou nu-pieds. L'orthèse de pronation crée donc une déviation du genou à l'interne. Il fut alors important de vérifier si cet effet n'était pas aussi relié à une étendue d'angle spécifique du genou. Cependant, l'orthèse neutre (Neu) et de pronation (Pro) minimisent le déplacement médial de la malléole interne, contrôlant ainsi l'arrière-pied. Ce contrôle est offert grâce à un stabilisateur arrière, en forme de cupule, localisé sous le calcaneus.

Ainsi, due à la différence significative retrouvée au niveau du condyle fémoral externe, une exploration supplémentaire fut effectuée pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou et pour toutes les conditions de pied, telle que présentée au Tableau V (voir Appendice D) et à la Figure 4.8. Pour les besoins techniques de représentation sur l'histogramme, les données de variation ont été transposées en valeurs absolues.



**Figure 4.8** Moyennes et écart-types des variations maximales négatives de positions pour le condyle fémoral externe par rapport à l'axe médio-latéral, pour les étendues d'angle de flexion de genou de 90° (90° à 75°), 60° (60° à 45°), et 30° (30° à 15°), et pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro).

De l'ANOVA à mesures répétées sur tous les facteurs, seule la variation minimale de position du condyle fémoral externe fut significativement diminuée de 66% pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 60° à 45° ( $F_{2,56} = 3.416$ ,  $p < 0.05$ ) comparativement à l'étendue d'angle de 30° à 15° et de 69,5% comparativement à l'étendue d'angle de 90° à 75°, telle que présentée au Tableau VI (voir Appendice D) et à la Figure 4.9. Pour les besoins techniques de représentation sur l'histogramme, les données de variation ont été transposées en valeurs absolues.



**Figure 4.9** Moyennes et écart-types des variations maximales négatives de positions pour le condyle fémoral externe par rapport à l'axe médio-latéral, pour les étendues d'angle de flexion de genou de 90° (90° à 75°), 60° (60° à 45°), et 30° (30° à 15°).

Ces résultats indiquent que le condyle fémoral externe se déplace davantage du côté médial dans l'étendue d'angle intermédiaire de flexion du genou de 60° à 45° comparativement aux autres étendues d'angle de flexion, durant la phase de poussée du pédalage.

#### 4.3.3 Étendue maximale de la variation du déplacement linéaire des réflecteurs

L'étendue maximale de la variation du déplacement linéaire est définie comme l'amplitude crête-à-crête maximale de variation de la position d'un réflecteur entre l'hémi-phase positive et négative située de part et d'autre de la droite de régression. Les étendues de variations de positions sont présentées au Tableau VII (voir Appendice D). On y présente donc les moyennes, écart-types, ratios F et niveaux de signification des étendues de variations de positions selon les axes postéro-antérieur (X), vertical (Y) et médio-latéral (Z), pour tous les réflecteurs et pour toutes les conditions de position de pied.

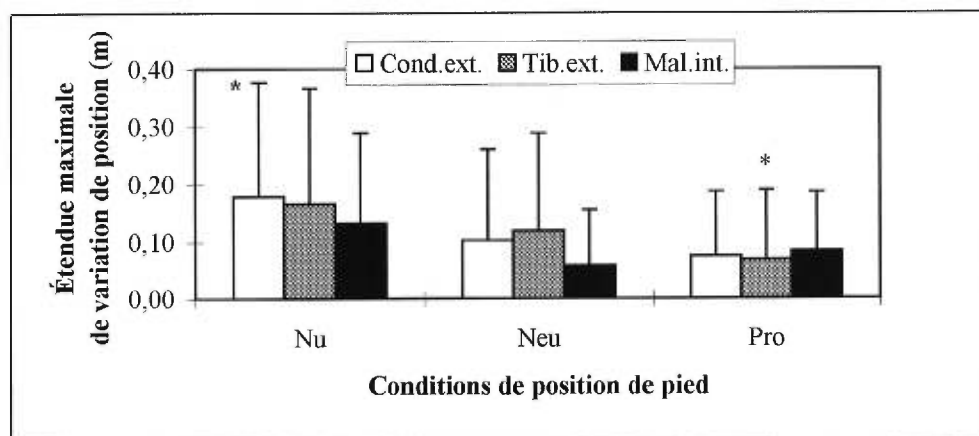
On observe que les seules différences statistiquement significatives se rapportent à l'étendue de variation de position du condyle fémoral externe ( $F_{2,14} = 4.04$ ,  $p < 0.05$ ) et du condyle tibial externe ( $F_{2,14} = 4.11$ ,  $p < 0.05$ ), selon l'axe médio-latéral tel que représentée à la Figure 4.10. En effet, toutes les autres variables sont statistiquement non significatives ( $p > 0.05$ ), malgré une tendance marquée au niveau de la malléole interne ( $0.05 < p < 0.1$ ).

Ainsi, au niveau du condyle fémoral externe, selon l'axe médio-latéral, on observe que l'étendue maximale de variation diminue de 42.5% lorsqu'on passe de la condition sans orthèse

plantaire (Nu) à celle avec orthèses plantaires neutres (Neu) et de 58% lorsqu'on passe à la condition avec orthèses plantaires de pronation (Pro).

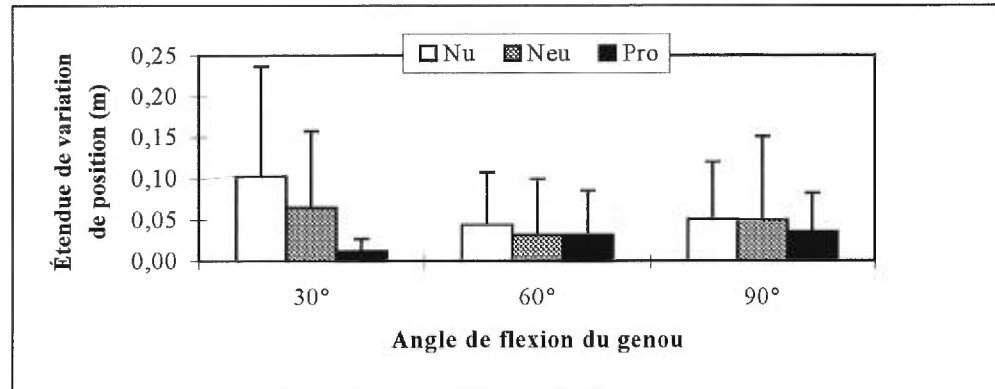
Au niveau du condyle tibial externe, selon l'axe médio-latéral, on observe que l'étendue de variation de position diminue de 27% lorsqu'on passe de la condition sans orthèse plantaire (Nu) à celle avec orthèses plantaires neutres (Neu) et de 59% lorsqu'on passe à la condition avec orthèses plantaires de pronation (Pro).

À nouveau, au niveau de la malléole interne, on observe une tendance importante ( $F_{2,14} = 2.78$ ,  $p < 0.1$ ), quoique non-significative ( $p > 0.05$ ), selon l'axe médio-latéral. Ainsi, l'étendue maximale de la variation de position de la malléole interne démontre une diminution de 56% entre la condition sans orthèse plantaire (Nu) et la condition avec orthèses plantaires neutres (Neu).

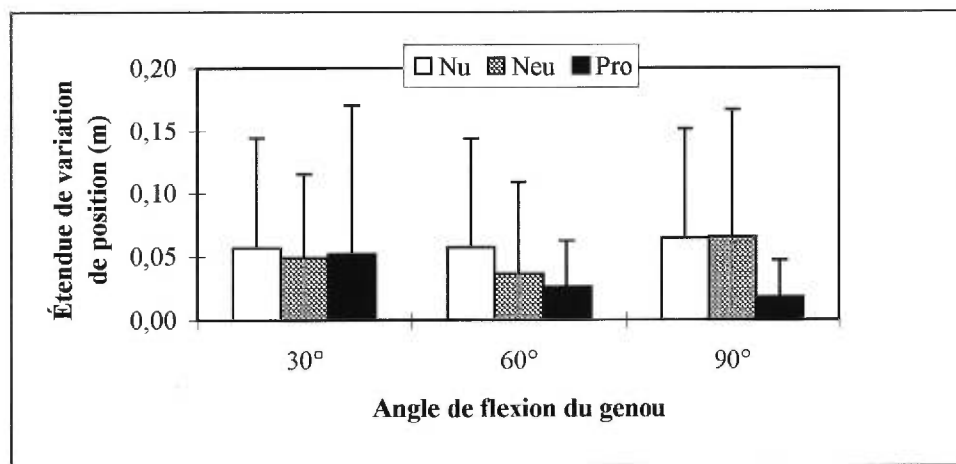


**Figure 4.10** Moyennes et écart-types des étendues maximales de variation de positions pour le condyle fémoral externe (Cond.ext.), le condyle tibial externe (Tib.ext.) et la malléole interne (Mal.int.) par rapport à l'axe médio-latéral, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro).

Ces résultats indiquent que, pour le condyle fémoral externe et le condyle tibial externe, l'étendue de variation diminue avec l'utilisation de l'orthèse et particulièrement avec l'orthèse de pronation. On remarque ainsi un plus grand contrôle de la déviation médio-latérale et une plus grande stabilité du genou apportée par un meilleur contrôle dû à l'orthèse. Une exploration supplémentaire fut effectuée afin de vérifier si cette différence significative n'était pas liée, en plus, à une étendue d'angle spécifique du genou. Au niveau du condyle fémoral externe, cette exploration est présentée au Tableau VIII (voir Appendice D) et à la Figure 4.11, tandis qu'au niveau du condyle tibial externe, elle est présentée au Tableau IX (voir Appendice D) et à la Figure 4.12.

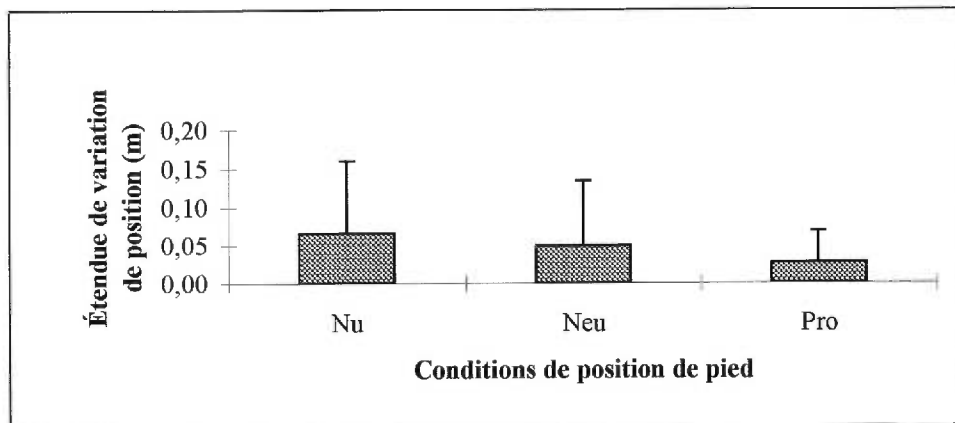


**Figure 4.11** Moyennes et écart-types des étendues de variation de positions pour le condyle fémoral externe par rapport à l'axe médio-latéral, pour les étendues d'angle de flexion de genou de 90° (90° à 75°), 60° (60° à 45°), et 30° (30° à 15°), et pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro).



**Figure 4.12** Moyennes et écart-types des étendues de variation de positions pour le condyle tibial externe par rapport à l'axe médio-latéral, pour les étendues d'angle de flexion de genou de 90° (90° à 75°), 60° (60° à 45°), et 30° (30° à 15°), et pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro).

Suite à cette exploration, l'étendue de variation de position du condyle fémoral externe a eu tendance ( $F_{2,56} = 2.848$ ,  $p > 0.05$  et  $p < 0.1$ ) à diminuer de 26% pour la condition avec orthèse plantaire neutre (Neu) comparativement à la condition nu-pieds (Nu) et de 61% pour la condition avec orthèse de pronation (Pro) comparativement à cette même condition nu-pieds (Nu), telle que présentée au Tableau X (voir Appendice D) et à la Figure 4.13.



**Figure 4.13** Moyennes et écart-types des étendues de variation de position pour le condyle fémoral externe par rapport à l'axe médio-latéral, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro).

Cette analyse spécifique effectuée en subdivisant toute l'étendue de mouvement en trois étendues de 15° (i.e., 90° à 75°, 60° à 45° et 30° à 15°) montre une tendance similaire à celle obtenue pour toute l'étendue de mouvement, telle que démontrée à la Figure 4.10).

Suite à l'exploration supplémentaire effectuée au niveau du condyle tibial externe, aucune différence significative ni aucune tendance particulièrement importante ne fut relevée lorsque l'on a voulu comparer les différentes conditions de position de pied ( $F_{2,56} = 1.347$ ,  $p > 0.05$ ), pour les différentes étendues d'angle de flexion du genou ( $F_{2,56} = 0.300$ ,  $p > 0.05$ ).

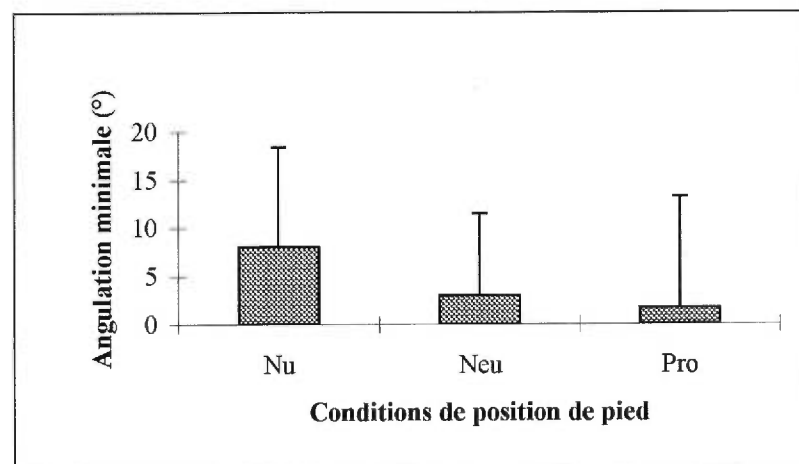
#### 4.3.4 Déplacement angulaire

Les angles mesurés pour chaque condition sont présentés au Tableau XI (voir Appendice D). On y présente les angles maximaux, les angles minimaux, ainsi que l'étendue de ces angles atteints lors du mouvement. Pour chaque variable, la moyenne, l'écart-type, le ratio F et le niveau de signification sont également présentés.

Aucune différence significative ou tendance importante n'ont été remarquées au niveau des angles maximaux, mis à part le fait que l'angle maximal du valgum du genou augmente de façon non-significative ( $F_{2,14} = 0.56$ ,  $p > 0.05$ ) de 1% et de 7% respectivement avec l'utilisation de l'orthèse neutre (Neu) et de pronation (Pro) par rapport à la condition nu-pieds (Nu). Cette légère tendance s'explique par la variation maximale négative du déplacement du condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral et par la stabilité du grand trochanter et de la malléole externe. De plus, l'angle minimal du valgum du genou est supérieur ( $F_{2,14} = 0.21$ ,  $p > 0.05$ ), en moyenne, en

situation de pronation (Pro) de 53% par rapport à la condition orthèse neutre (Neu) et de 126% par rapport à la condition nu-pieds (Nu). Ainsi, cette tendance démontre l'effet qu'a l'orthèse de pronation sur l'orientation du genou dans le plan transverse. Ce valgum du genou, augmenté en situation de pronation, ne semble pas être accompagné d'une rotation interne fémorale et tibiale, telle que représentée par une diminution de l'angle maximal du condyle fémoral externe et du condyle tibial externe.

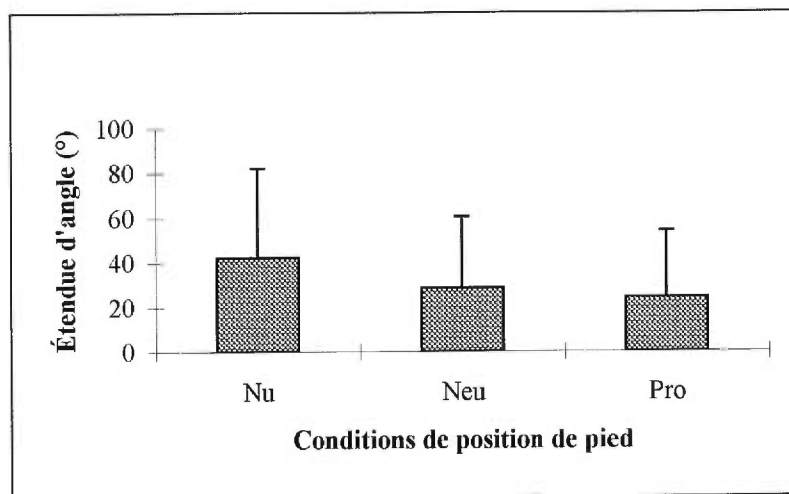
En ce qui a trait aux angles minimaux, l'angle minimum du cinquième métatarse présente une tendance importante ( $p < 0.1$ ) mais statistiquement non significative ( $F_{2,14} = 2.73$ ,  $p > 0.05$ ) entre les conditions de position de pied. En effet, on observe une diminution de l'angle minimal, ou dans ce cas précis de l'angle maximal négatif, de l'ordre de 63% et de 79% respectivement pour les conditions avec orthèses plantaires neutres (Neu) et de pronation (Pro) par rapport à la condition sans orthèse plantaire (Nu), tel que présentée à la Figure 4.14.



**Figure 4.14** Moyennes et écart-types des angulations minimales du 5<sup>ème</sup> métatarse, observées dans le plan transverse, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro).

Cette variation d'angle maximal négatif démontre, encore une fois, le contrôle qu'apporte le type d'orthèse sur l'orientation, dans le plan transverse des métatarses. En effet, le fait de forcer l'avant-pied en pronation limite la liberté de mouvement des métatarses. Ces résultats corroborent les résultats obtenus au niveau du déplacement linéaire qui démontre l'élévation de la tête du 5<sup>ème</sup> métatarse par rapport au 1<sup>er</sup> métatarse avec l'utilisation de l'orthèse de pronation.

Étant donnée la tendance du changement de l'angle minimal du cinquième métatarse ( $0.05 < p < 0.1$ ), on note aussi une tendance importante mais non significative ( $F_{2,14} = 2.79$ ,  $p > 0.05$  et  $p < 0.1$ ) au niveau de l'étendue de cet angle. Cette différence reflète une diminution de l'ordre de 33% et de 43% respectivement pour la condition avec orthèses neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro) par rapport à la condition sans orthèse plantaire (Nu), allant dans le même sens des résultats obtenus au niveau de l'angle minimal. La Figure 4.15 représente cette différence.



**Figure 4.15** Moyennes et écart-types des étendues d'angle du 5<sup>ième</sup> métatarse, observées dans le plan transverse, pour les conditions sans orthèse plantaire (Nu), avec orthèses plantaires neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro).

Enfin, nous remarquons qu'aucune autre étendue d'angle n'a démontré de tendance importante ni de changement statistiquement significatif ( $p > 0.05$ ) entre les différentes conditions d'orthèses plantaires.

En résumé, l'effet de l'orthèse plantaire se vérifie par la projection planaire des coordonnées (X,Y,Z) par la vérification, en tout premier lieu, du déplacement vertical de la tête du 5<sup>ème</sup> métatarse en situation de pronation forcée par l'orthèse plantaire (Pro). De plus, on remarque que les réflecteurs situés sur le condyle fémoral externe et le condyle tibial externe ont une variation maximale négative moins élevée en situation de pronation, selon l'axe médio-latéral, qu'au niveau des autres conditions de position de pied, suggérant, qu'avec l'orthèse de pronation (Pro), le genou subit un déplacement médial orienté vers le vélo. Ce déplacement, orienté vers le vélo est particulièrement accentué à une étendue d'angle de flexion du genou de 60° à 45°, lors de la phase d'extension durant le mouvement de pédalage. Ces derniers résultats sont confirmés par



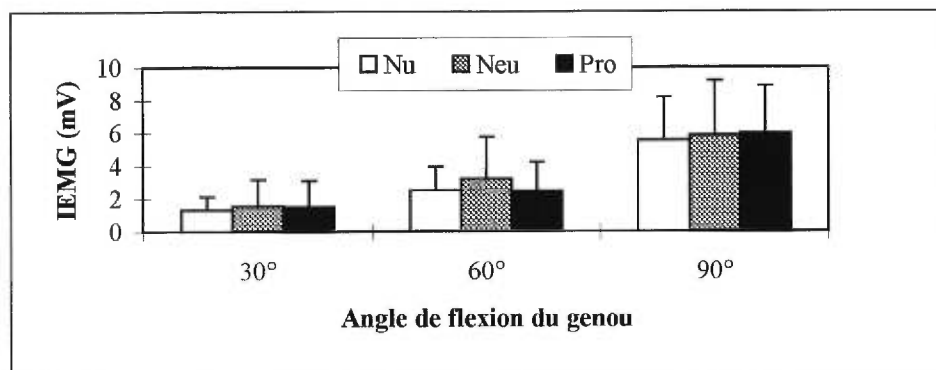
la tendance à un valgum du genou légèrement plus important avec l'utilisation d'une orthèse de pronation (Pro). D'autre part, la diminution de l'étendue de variation du déplacement du condyle fémoral externe et du condyle tibial externe indique un plus grand contrôle sur la mobilité médio-latérale obtenu avec l'orthèse de pronation (Pro). Ce contrôle est de nouveau démontré par la diminution de l'angle minimal ou maximal négatif du 5<sup>ème</sup> métatarse pour la condition avec orthèse de pronation, limitant ainsi la mobilité de l'avant-pied.

#### 4.4 Effets de la position du genou et du pied sur la modulation de l'EMG volontaire du membre inférieur durant le mouvement de pédalage

L'EMG volontaire des fibres distales du vastus medialis, du vastus lateralis, du semi-tendinosus et de l'abductor hallucis fut évalué durant la phase de poussée du cycle de pédalage. L'EMG fut rectifié puis intégré pour chacune des trois étendues d'angle de 15° de flexion du genou, soient de 90° à 75° (90°), de 60° à 45° (60°) et de 30° à 15° (30°), et pour chacune des trois conditions de position de pied, soient nu-pieds (Nu), pieds en position neutre à l'aide d'une orthèse plantaire (Neu) et avant-pieds forcés en pronation de 10° à l'aide d'une orthèse plantaire (Pro).

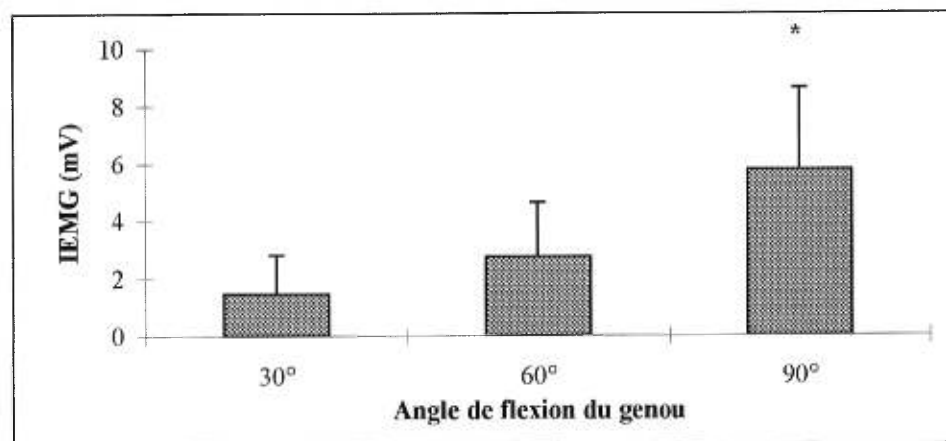
##### 4.4.1 EMG intégrée des fibres distales du vastus medialis

L'EMG intégrée des fibres distales du vastus medialis fut significativement augmentée à 90° de flexion du genou ( $F_{2,56} = 58.187$ ,  $p < 0.05$ ) en comparaison aux autres angles de flexion, soient 30° et 60° (Tableau XII situé dans l'Appendice D et Figure 4.16). Cependant, aucune différence significative ( $p > 0.05$ ) ne fut observée entre les conditions de position de pied, soient nu-pieds (Nu), pieds en position neutre à l'aide d'une orthèse plantaire (Neu) et avant-pieds forcés en pronation de 10° à l'aide d'une orthèse plantaire (Pro). De plus, aucune différence significative ( $p > 0.05$ ) ne fut observée au niveau de l'effet d'interaction entre les conditions d'angle du genou et de position de pied. Les conditions d'angle du genou et de positions de pied furent comparées à l'aide d'une analyse de variance à mesures répétées.



**Figure 4.16** Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée des fibres distales du vastus medialis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou, et pour toutes les conditions de position de pied.

On observe ainsi une augmentation de l'EMG intégrée de 112% pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 90° à 75° (90°) comparativement à l'étendue de 60° à 45° (60°) et de 298% comparativement à l'étendue de 30° à 15° (Tableau XIII situé dans l'Appendice D et Figure 4.17).

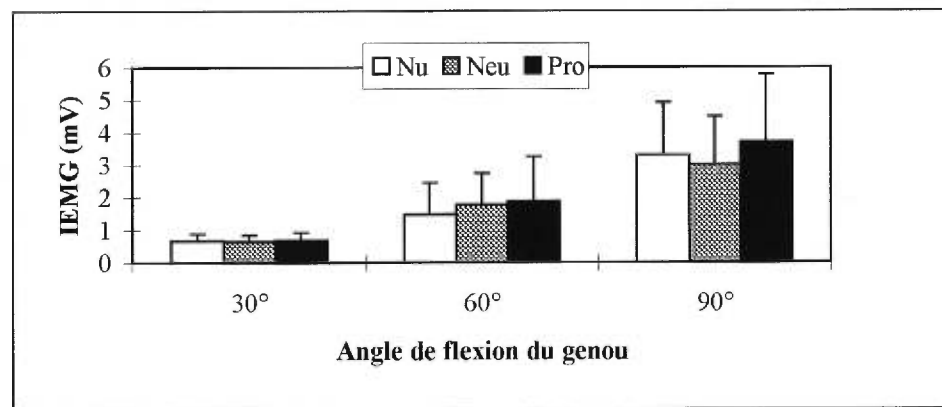


**Figure 4.17** Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée des fibres distales du vastus medialis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou.

Cette augmentation de l'EMG volontaire pour cette étendue d'angle de 90° à 75° de flexion comparativement aux autres étendues indique qu'en situation dynamique les fibres distales du vastus medialis sont plus actives à 90° de flexion qu'en extension. Ces résultats suggèrent une activation provenant du niveau central et modulé par la suite au niveau spinal par certains récepteurs influencés par l'angle de flexion du genou et non par l'orientation du pied.

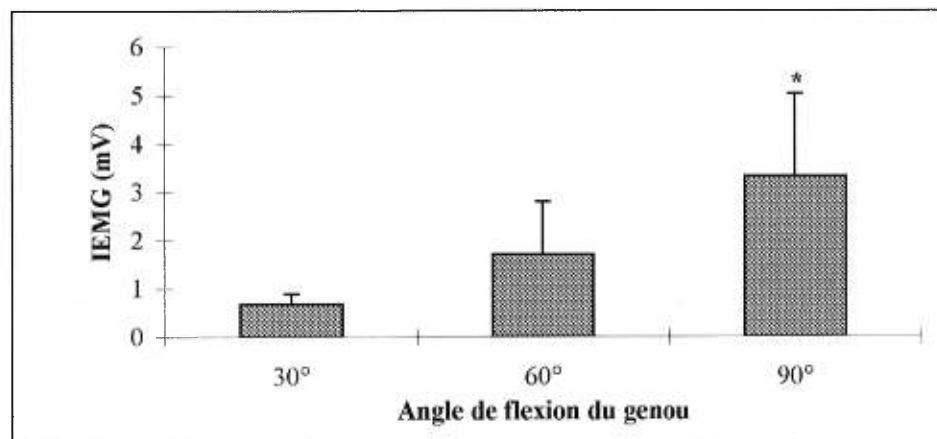
#### 4.4.2 EMG intégrée du vastus lateralis

L'EMG intégrée du vastus lateralis fut significativement augmentée à 90° de flexion du genou ( $F_{2,56} = 65.010$ ,  $p < 0.05$ ) en comparaison aux autres angles de flexion, soient 30° et 60° (Tableau XIV situé dans l'Appendice D et Figure 4.18). Cependant, aucune différence significative ( $p > 0.05$ ) ne fut observée entre les conditions de position de pied, soient nu-pieds (Nu), pieds en position neutre à l'aide d'une orthèse plantaire (Neu) et avant-pieds forcés en pronation de 10° à l'aide d'une orthèse plantaire (Pro). De plus, aucune différence significative ( $p > 0.05$ ) ne fut observée au niveau de l'effet d'interaction entre les conditions d'angle du genou et de position de pied. Les conditions d'angle du genou et de positions de pied furent comparées à l'aide d'une analyse de variance à mesures répétées.



**Figure 4.18** Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du vastus lateralis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou, et pour toutes les conditions de position de pied.

On observe ainsi une augmentation de l'EMG intégrée de 95% pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 90° à 75° (90°) comparativement à l'étendue de 60° à 45° (60°) et de 399% comparativement à l'étendue de 30° à 15° (Tableau XV situé dans l'Appendice D et Figure 4.19).

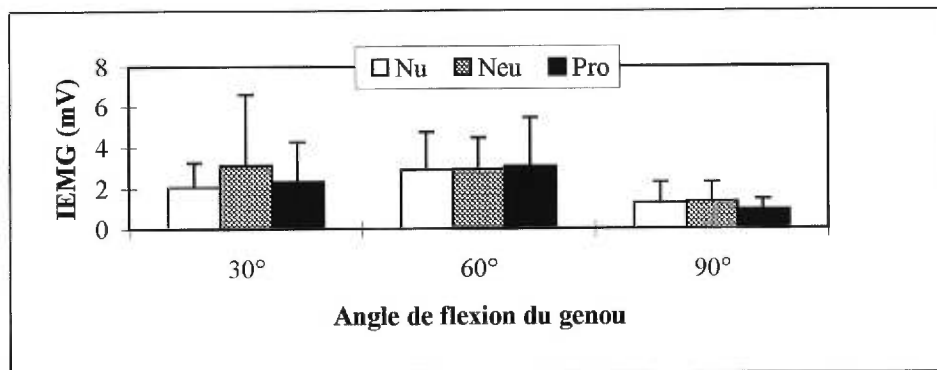


**Figure 4.19** Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du vastus lateralis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou.

Cette augmentation de l'EMG volontaire pour cette étendue d'angle de 90° à 75° de flexion comparativement aux autres étendues indique qu'en situation dynamique le vastus lateralis est plus actif à 90° de flexion qu'en extension. Ces résultats suggèrent aussi une activation provenant du niveau central et modulé par la suite au niveau spinal par certains récepteurs influencés par l'angle de flexion du genou et non par l'orientation du pied.

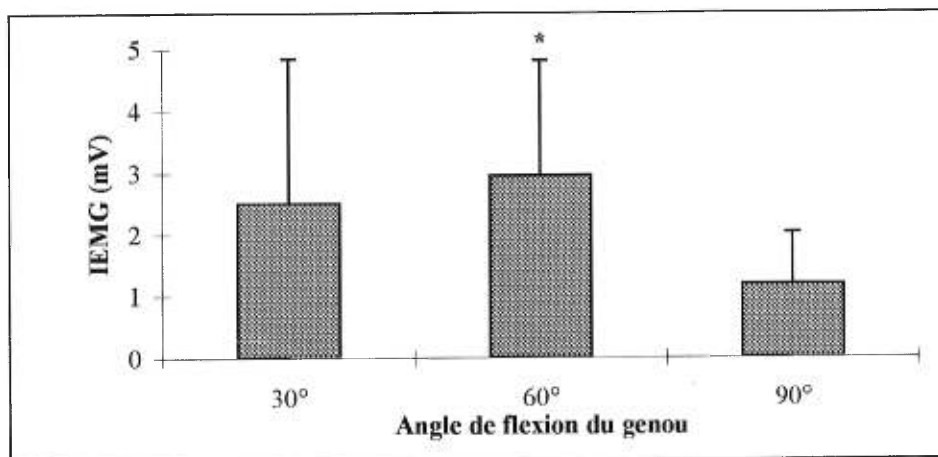
#### 4.4.3 EMG intégrée du semi-tendinosus

L'EMG intégrée du semi-tendinosus fut significativement augmentée à 60° de flexion du genou ( $F_{2,56} = 10.534$ ,  $p < 0.05$ ) en comparaison aux autres angles de flexion, soient 30° et 90° (Tableau XVI situé dans l'Appendice D et Figure 4.20). Cependant, aucune différence significative ( $p > 0.05$ ) ne fut observée entre les conditions de position de pied, soient nu-pieds (Nu), pieds en position neutre à l'aide d'une orthèse plantaire (Neu) et avant-pieds forcés en pronation de 10° à l'aide d'une orthèse plantaire (Pro). De plus, aucune différence significative ( $p > 0.05$ ) ne fut observée au niveau de l'effet d'interaction entre les conditions d'angle du genou et de position de pied. Les conditions d'angle du genou et de positions de pied furent comparées à l'aide d'une analyse de variance à mesures répétées.



**Figure 4.20** Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du semi-tendinosus de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou, et pour toutes les conditions de position de pied.

On observe ainsi une augmentation de l'EMG intégrée de 150% pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 60° à 45° (60°) comparativement à l'étendue de 90° à 75° (90°) et de 18% comparativement à l'étendue de 30° à 15° (Tableau XVII situé dans l'Appendice D et Figure 4.21).

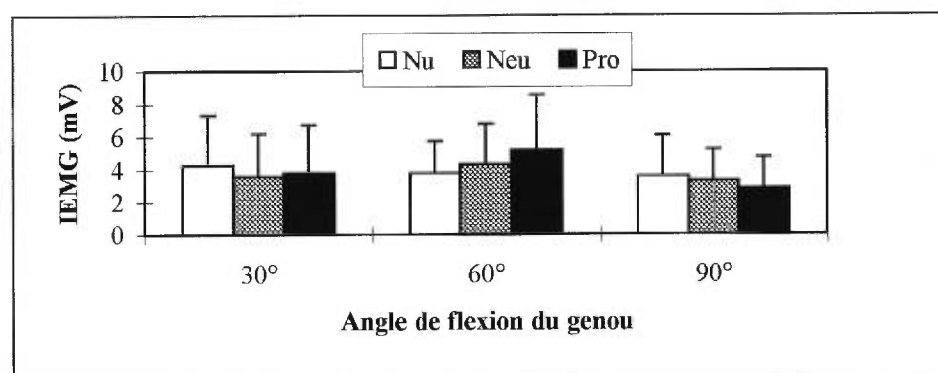


**Figure 4.21** Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du semi-tendinosus de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou.

Ainsi, le semi-tendinosus est plus actif pour l'étendue d'angle de 60° à 45° de flexion lors de la phase d'extension du pédalage. Ce muscle fléchisseur du genou, antagoniste au vastus lateralis, semble s'activer à un angle intermédiaire de flexion. Il est probablement contrôlé à un niveau central afin de lui permettre d'effectuer une contraction excentrique de freinage à l'extension, et au niveau spinal, par l'action des récepteurs articulaires, l'informant de l'angle de flexion du genou.

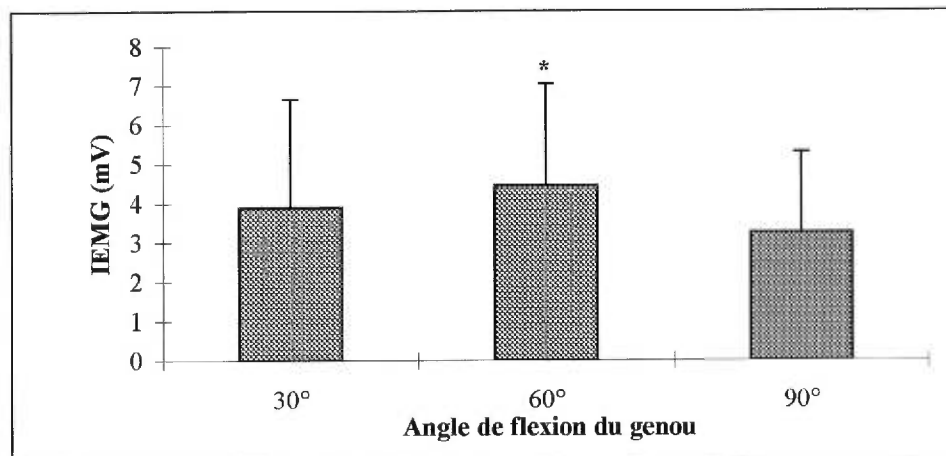
#### 4.4.4 EMG intégrée de l'abductor hallucis

L'EMG intégrée de l'abductor hallucis fut significativement augmentée à 60° de flexion du genou ( $F_{2,56} = 3.594$ ,  $p < 0.05$ ) en comparaison aux autres angles de flexion, soient 30° et 90° (Tableau XVIII situé dans l'Appendice D et Figure 4.22). Cependant, aucune différence significative ( $p > 0.05$ ) ne fut observée entre les conditions de position de pied, soient nu-pieds (Nu), pieds en position neutre à l'aide d'une orthèse plantaire (Neu) et avant-pieds forcés en pronation de 10° à l'aide d'une orthèse plantaire (Pro). De plus, aucune différence significative ( $p > 0.05$ ) ne fut observée au niveau de l'effet d'interaction entre les conditions d'angle du genou et de position de pied. Les conditions d'angle du genou et de positions de pied furent comparées à l'aide d'une analyse de variance à mesures répétées.



**Figure 4.22** Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée de l'abductor hallucis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou, et pour toutes les conditions de position de pied.

On observe ainsi une augmentation de l'EMG intégrée de 37% pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 60° à 45° (60°) comparativement à l'étendue de 90° à 75° (90°) et de 14% comparativement à l'étendue de 30° à 15° (Tableau XIX situé dans l'Appendice D et Figure 4.23).



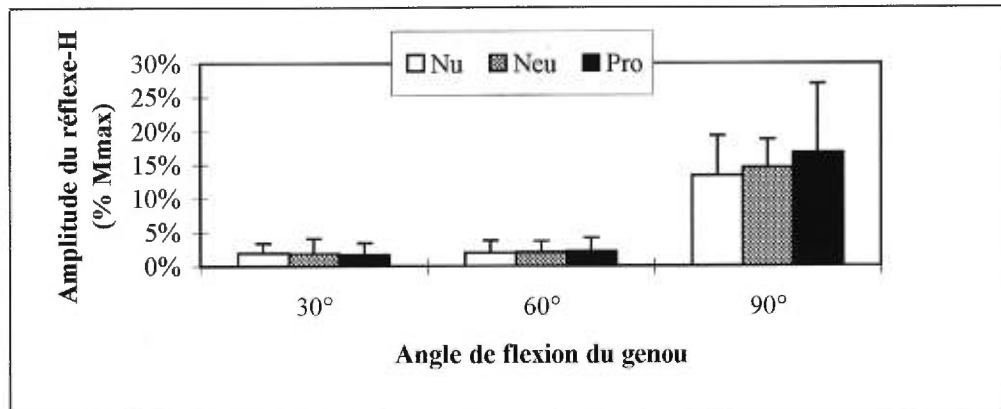
**Figure 4.23** Histogramme des moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée de l'abductor hallucis de tous les sujets, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou.

Ainsi, l'abductor hallucis, un muscle contrôlant l'adduction de l'hallux (i.e., les phalanges du gros orteil) et par conséquent la pronation du pied, est plus actif pour l'étendue d'angle de 60° à 45° de flexion lors de la phase d'extension du pédalage, indiquant qu'un meilleur contrôle de la pronation est nécessaire pour cette étendue d'angle. Curieusement, le fait de forcer l'avant-pied en pronation par l'utilisation de l'orthèse de pronation ne semble pas solliciter davantage l'abductor hallucis. Ceci est probablement relié au fait que le pied fut positionné en pronation de façon instantanée et n'a pas eu le temps de s'adapter au niveau neuromusculaire. Cette adaptation peut nécessiter un plus long terme.

En résumé, l'EMG volontaire est significativement augmentée pour une étendue d'angle de flexion du genou de 90° à 75°, pour le vastus lateralis et surtout pour les fibres distales du vastus medialis, tandis qu'elle est significativement augmentée pour une étendue d'angle de 60° à 45°, pour les muscles semi-tendinosus et abductor hallucis. Ces résultats corroborent ceux de Boucher et al. (1992), qui indiquent que les fibres distales du vastus medialis sont plus actives à 90° de flexion du genou qu'en extension, afin de maintenir la position médiale de la patella au centre de la trochlée inter-condylienne. De plus, ces résultats indiquent que la commande volontaire du mouvement pourrait être modulée au niveau spinal par les récepteurs responsables de transmettre l'information sur la position angulaire.

#### 4.5 Effets de la position du genou et du pied sur la modulation de l'EMG réflexe des fibres distales du vastus medialis durant le mouvement de pédalage

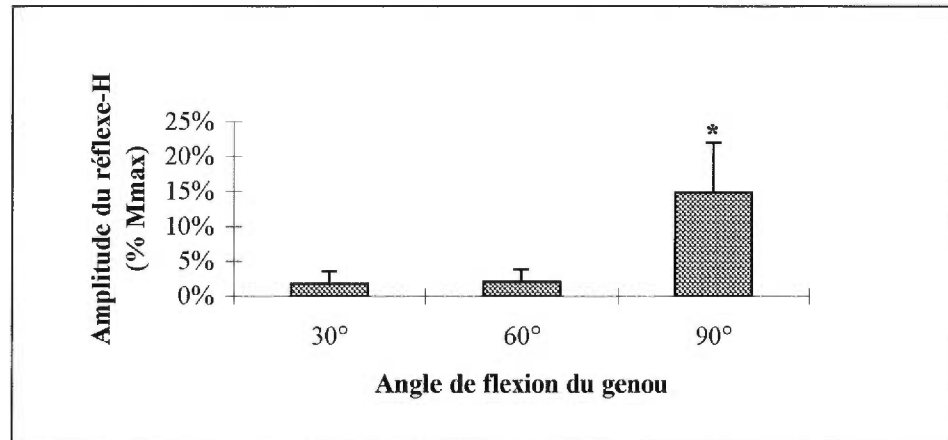
Les moyennes et écart-types de l'amplitude du réflexe-H des fibres distales du vastus medialis, normalisée en % de  $M_{max}$ , pour toutes les conditions d'angle de flexion du genou et position de pied, sont présentés au Tableau XX (voir Appendice D) ainsi qu'à la Figure 4.24.



**Figure 4.24** Comparaison détaillée des moyennes et écart-types d'amplitude du réflexe-H normalisée en pourcentage de  $M_{max}$  des fibres distales du vastus medialis et écart-types, pour toutes les conditions d'angle de flexion de genou et toutes les conditions de position de pied.

L'amplitude du réflexe-H des fibres distales du vastus medialis, normalisée en % de  $M_{max}$ , fut significativement augmentée de 733% à 90° ( $F_{2,56} = 67.050$ ,  $p < 0.05$ ), lorsque comparée à l'angle de flexion du genou de 30° et de 640% lorsque comparée à l'angle de flexion du genou de 60° (Tableau XXI situé dans l'Appendice D et Figure 4.25). Cependant, aucune différences significatives ( $F_{2,56} = 0.355$ ,  $p > 0.05$ ) entre les différentes conditions de position de pied ne furent trouvées (Tableau XXII situé dans l'Appendice D).





**Figure 4.25** Comparaison des moyennes d'amplitude du réflexe-H normalisée en pourcentage de  $M_{\max}$  des fibres distales du vastus medialis et écart-types, pour toutes les conditions d'angle de flexion de genou. Toutes les conditions de position de pied sont incluses à l'intérieur de chacune des conditions d'angle de genou.

Cette augmentation de l'EMG réflexe des fibres distales du vastus medialis, pour l'étendue d'angle de 90° à 75°, indique encore une fois, qu'en situation dynamique de pédalage, ces fibres sont plus actives à 90° qu'en extension. Cette activation provoquée au niveau spinal démontre l'influence des récepteurs responsables de l'information sur la position angulaire en flexion du genou lors de l'extension.

Afin de résumer l'ensemble des résultats, les premières observations obtenues en situation statique par l'intermédiaire des courbes de recrutement et de l'ANOVA de  $H_{\max}$ , ont démontré que les deux portions du vastus medialis sont moins actives à 90° de flexion du genou mais qu'elles sont plus sensibles à la position angulaire du genou que le rectus femoris ou le vastus lateralis. En situation dynamique, l'effet de l'orthèse plantaire se vérifie par le déplacement vertical de la tête du 5<sup>ème</sup> métatarse en situation de pronation forcée. De plus, on remarque que le condyle fémoral externe et le condyle tibial externe ont une variation maximale négative de déplacement linéaire moins élevée en situation de pronation, selon l'axe médio-latéral, qu'au niveau des autres conditions de position de pied, suggérant un déplacement médial du genou orienté vers le vélo avec l'orthèse de pronation. Ce déplacement est particulièrement accentué à une étendue d'angle de flexion du genou de 60° à 45°, lors de la phase d'extension du pédalage. Ces derniers résultats sont confirmés par la tendance à un valgum du genou légèrement plus important avec l'orthèse de pronation. D'autre part, la diminution de l'étendue de variation du déplacement du condyle fémoral externe et du condyle tibial externe obtenue avec l'orthèse de pronation indique un plus grand contrôle sur la mobilité médio-latéral. Ce contrôle est de nouveau

démontré par la diminution de l'angle minimal (ou maximal négatif) du 5<sup>ème</sup> métatarse avec l'orthèse de pronation, limitant ainsi la mobilité de l'avant-pied. D'autre part, l'EMG volontaire du vastus lateralis et surtout des fibres distales du vastus medialis est significativement augmentée pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 90° à 75°, tandis que pour le semi-tendinosus et l'abductor hallucis, elle est significativement plus élevée pour l'étendue de 60° à 45°. Ces résultats, combinés à ceux de l'EMG réflexe, corroborent ceux de Boucher et al. (1992) indiquant que les fibres distales du vastus medialis sont plus actives à 90° de flexion du genou qu'en extension et que la commande volontaire serait modulée au niveau spinal par les récepteurs responsables de la position angulaire. Ces résultats seront discutés dans la section suivante.

## CHAPITRE CINQ

### DISCUSSION

Étant donné que les composantes mécaniques et neuromusculaires jouent un rôle important sur l'alignement de la patella, l'effet de la dysfonction fémoro-patellaire sur l'alignement mécanique du membre inférieur, tel que mesuré par le déplacement segmentaire et articulaire, ainsi que sur la commande motrice, tel que mesuré par l'activité neuromusculaire, a été étudié. Ainsi, afin de comprendre la relation entre les composantes mécaniques et neuromusculaires lors d'une situation statique (i.e., position assise) et lors d'une activité dynamique (i.e., le pédalage), la biomécanique du genou, l'output du système nerveux central (via l'EMG volontaire) et l'output spinal (via le réflexe-H) ont été caractérisés.

Plus spécifiquement, les questions suivantes furent explorées :

- Comment l'activité réflexe du quadriceps peut être modulée en fonction de la position angulaire statique et passive de l'articulation du genou ?
- Quelles sont les adaptations biomécaniques du membre inférieur associées à différents stimulus mécaniques appliqués au pied lors d'un mouvement cyclique de pédalage ?
- Quelles sont les adaptations de l'activité musculaire volontaire des fibres distales du vastus medialis et du vastus lateralis, du semi-tendinosus et de l'abductor hallucis associées aux différents stimulus mécaniques appliqués au pied lors d'un mouvement cyclique de pédalage ?
- Comment l'activité réflexe des fibres distales du vastus medialis peut être modulée en fonction des différents stimulus mécaniques appliqués au pied lors d'un mouvement cyclique de pédalage ?

### 5.1 Effets de la position statique et passive du genou sur la modulation de l'EMG réflexe du quadriceps

La première partie de ce projet a permis de vérifier l'effet de la position angulaire statique du genou sur l'activité électromyographique des fibres distales du vastus medialis et, à titre comparatif, des autres portions superficielles du quadriceps. Voulant évaluer l'impact des récepteurs responsables du positionnement articulaire, toute composante volontaire du mouvement fut éliminée en ne mesurant que l'information spinale, via l'activité réflexe de ces portions, en positionnant passivement le genou à des angles différents. Ainsi, l'amplitude du réflexe-H des portions superficielles du quadriceps fut modulée en fonction de trois conditions statiques d'angle de flexion du genou. Si l'activité réflexe du quadriceps, et particulièrement celle des fibres distales du vastus medialis, est supérieure dans les derniers degrés d'extension, alors la posture en station debout sera favorisée, et cette posture serait régie au niveau spinal. De plus, une comparaison entre l'activité des fibres distales du vastus medialis et celle des autres portions superficielles du quadriceps nous a permis de questionner le caractère spécifique de l'action de ces fibres.

Les résultats de cette partie de l'étude démontrent que l'excitabilité des motoneurones  $\alpha$  des portions superficielles du quadriceps est influencée significativement par la position angulaire statique du genou. Plus spécifiquement, l'amplitude du réflexe-H des fibres distales et des fibres proximales du vastus medialis fut significativement diminuée à 90° comparativement à 30° de flexion du genou. Ces résultats démontrent que les fibres distales et proximales du vastus medialis sont plus sensibles à la position angulaire que le rectus femoris et le vastus lateralis.

On aurait pu penser qu'en fléchissant le genou et qu'en étirant ainsi ses extenseurs, une facilitation neuromusculaire apparaîtrait, par l'intermédiaire des fuseaux, et que l'amplitude du réflexe-H serait augmentée. Un tel mécanisme aurait pu expliquer le patron d'activation volontaire des fibres distales du vastus medialis qui est augmenté à un angle de 90° de flexion du genou en comparaison avec l'extension terminale, durant des contractions de types isométrique et dynamique (Boucher et al., 1992 ; Souza et Gross, 1991). Or, dans la présente étude, les résultats sur les réflexes, en situation statique, démontrent une perte de facilitation, ou une inhibition, des fibres distales du vastus medialis ainsi que des muscles extenseurs superficiels du genou à 90° de flexion. Ces résultats corroborent ceux de Guiheneuc et Ginet (1974) qui ont rapporté que le raccourcissement passif des muscles du quadriceps crée une augmentation de l'amplitude du réflexe-H mesuré lors d'un enregistrement bipolaire. Garland et al. (1994) ont obtenu les mêmes

résultats en utilisant, cette fois, une technique monopolaire. Des résultats similaires ont été rapportées pour le réflexe-H du soleus lorsque mesuré avec une configuration bipolaire (Burke et al., 1983 ; Herman, 1969 ; Krassorevitch et al., 1972 ; Mark et al., 1968) et monopolaire (Gerilovsky et al., 1977 ; Gerilovsky et al., 1989). Il apparaît ainsi que la technique EMG préférée n'est pas un élément d'influence.

Ainsi, il semble que les changements d'amplitude, enregistrés lors de contractions volontaires, ne peuvent pas uniquement être expliqués par l'excitabilité réflexe monosynaptique, lorsque mesurés sous les conditions statique ou passive. Il apparaît que des facteurs périphériques et centraux sont autant impliqués. Voilà pourquoi l'étude du contrôle moteur du quadriceps en position statique fut insuffisante pour expliquer convenablement le comportement moteur volontaire des fibres distales du vastus medialis. Cette partie de la présente étude a procuré néanmoins de l'information sur l'effet de la position statique du genou sur l'excitabilité des muscles du quadriceps, avec des répercussions autant fondamentales que cliniques.

Fondamentalement, les facteurs périphériques doivent ainsi être adressés puisqu'ils sont actifs et même prédominants durant le positionnement statique du genou. L'effet de la flexion du genou sur l'architecture des extenseurs peut être adressé en premier. Augmenter l'angle de flexion du genou et, par conséquent, allonger le muscle peut décroître l'inclinaison des fibres musculaires par rapport à la surface de la peau. Comme il fut démontré pour le soleus, ceci aurait pour effet d'augmenter la surface dépolarisée et de diminuer l'amplitude des potentiels enregistrés, (Garland et al., 1994 ; Gerilovsky et al., 1989). De plus, selon Morimoto (1986), la longueur des fibres du vastus medialis est d'environ 36 mm en complète extension ( $0^\circ$  de flexion), et d'environ 65 mm à un angle de flexion de genou de  $90^\circ$ . Augmenter l'angle de flexion pourrait diminuer le diamètre des fibres musculaires et causer une augmentation de l'amplitude des potentiels du réflexe-H. Ces données indiquent que les changements liés à la longueur, associés à l'architecture musculaire, pourraient être responsables des changements mesurés du réflexe-H, et ce indépendamment de l'excitabilité de la boucle monosynaptique.

D'autres facteurs périphériques, de nature neurophysiologique, agissent certainement. Les récepteurs articulaires de type III, par exemple, déchargent aux amplitudes extrêmes et sont, par conséquent, impliqués durant l'extension ou la flexion complète du genou (Burgess et Clark, 1969). Ces récepteurs procurent de l'information à propos de la position articulaire et protège l'articulation durant les mouvements normaux en agissant comme détecteurs des limites de cet

articulation (Ferrell, 1980). Les récepteurs articulaires peuvent donc être responsables de la modulation du réflexe monosynaptique apparaissant lorsque l'angle de flexion du genou est modifié. Delwaide (1973) a rapporté que l'inhibition du réflexe-H dans le muscle soleus apparaît lorsqu'une dorsiflexion passive à la cheville est appliquée. Il suggère que l'inhibition pré-synaptique, amenée par les outputs des récepteurs articulaires, peut être à l'origine de cette modulation. Cette inhibition pré-synaptique, apparaissant à la flexion du genou, peut aussi être reliée à la pression intra-capsulaire (Stener, 1969 ; Spencer et al., 1984 ; Fahrner et al., 1988). De plus, à des angles de flexion du genou de 90° ou plus, les récepteurs articulaires de type II et III procureraient une inhibition du pool de motoneurones  $\alpha$  approvisionnant le muscle sous étirement.

La facilitation des extenseurs rapportée dans la présente étude combinée à l'inhibition des fléchisseurs, telle que démontrée par Hébert (1995), lors de l'extension passive du genou, procurent ainsi une évidence que les mécanismes réflexes spécifiques à promouvoir un contrôle adéquat du genou. L'évaluation réflexe durant le positionnement articulaire statique met en lumière les mécanismes posturaux. Les résultats discutés, combinés à ceux de cette étude, portent à croire que les fibres distales du vastus medialis ainsi que les extenseurs du genou sont facilités en extension et que le système humain est constitué de mécanismes réflexes responsables du contrôle de la posture permettant la verticalisation ainsi que la station debout.

Cependant, les résultats obtenus lors de l'évaluation de la position statique du genou ne peuvent expliquer, à eux seuls, la modulation de l'activité du vastus medialis durant l'extension du genou, lors d'une dysfonction fémoro-patellaire. Le contrôle du mouvement volontaire est très complexe et ne peut être assimilé au contrôle des positions statiques. Ces résultats suggèrent donc de considérer les mécanismes périphériques dans le contrôle de la posture et du mouvement. Ainsi, une évaluation de la modulation de l'EMG volontaire et réflexe durant le mouvement sont nécessaires afin de mieux connaître le contrôle de l'activité des fibres distales du vastus medialis. Il fut cependant nécessaire de vérifier au préalable les composantes mécaniques avant d'apprécier les composantes neuromusculaires liées à un mouvement tel que le pédalage.

## 5.2 Effets de la position du genou et du pied sur la cinématique du membre inférieur durant le mouvement de pédalage

La presque totalité de la littérature contemporaine étudie le pied et le membre inférieur en position statique ou lors d'activités locomotrices telles la marche et la course. Deux manuscrits se rapportent spécifiquement au pied et au membre inférieur lors d'un mouvement de pédalage, et traitent soit de la pathomécanique du membre inférieur lors de ce mouvement (Francis, 1988) ou de l'influence des orthèses plantaires sur le fonctionnement du membre inférieur durant ce même mouvement (Joganich, 1991). Due au manque de littérature sur les variables étudiées, il fut nécessaire de tracer des parallèles entre les données provenant de la marche et de la course et celles de la présente étude durant le mouvement de pédalage.

Les données cinématiques du pied obtenues dans la littérature sont généralement radiographiques, lorsqu'elles couvrent le pied en entier, et servent à identifier les positions des structures anatomiques et les angles s'y rapportant. Elles peuvent aussi être cinématographiques ou vidéoscopiques, en ne couvrant que le plan frontal postérieur du pied et le plan sagittal ou frontal antérieur pour l'ensemble du membre inférieur. De plus, les variables généralement étudiées en deux ou trois dimensions, au niveau du pied et du membre inférieur, sont les suivantes : angle de pronation maximale de l'arrière-pied, angle total de pronation de l'arrière-pied, vitesse angulaire d'arrière-pied, mouvement maximal d'éversion du pied par rapport à la jambe, mouvement total d'arrière-pied, rotation interne tibiale, vitesse tibiale maximale, vitesse maximale de pronation, d'éversion ou d'inversion de l'articulation sous-astragalienne, durée de pronation, inversion et éversion totale de l'articulation sous-astragalienne, et finalement, inversion et éversion maximale de l'articulation sous-astragalienne (Angle Coplan, 1989 ; Clarke et al., 1983 ; Cornwall et McPoil, 1995 ; Feltner et al, 1994 ; Freychat et al, 1996 ; Kernozek et Greer, 1993 ; McClay et al, 1991 ; McCulloch et al., 1993 ; Moss et al., 1992 ; Nawoczenski et al., 1995 ; Nigg et al., 1993 ; Nigg et Morlock, 1987 ; Powers et al., 1995 ; Smith et al, 1986). Dans la présente étude, les coordonnées cinématiques de treize différents repères anatomiques furent mesurées afin de déterminer l'impact de la position articulaire du genou et du pied sur les données de déplacement, autant linéaire qu'angulaire, des différents segments et articulations du membre inférieur, lors d'un mouvement dynamique de pédalage. Comme cité précédemment, ces variables dépendantes de déplacement linéaire et angulaire ont été quantifiées à partir de séries temporelles afin de faciliter l'analyse planaire des effets occasionnés par les variables indépendantes d'angle du genou et de position du pied. Une régression linéaire obtenue à partir des coordonnées brutes

de positions (X,Y,Z) des réflecteurs fut utilisée et soustraite de ces mêmes coordonnées afin d'obtenir le déplacement réel des réflecteurs sans l'influence du déplacement relié au mouvement de pédalage. La régression linéaire a été préférée à toute autre forme de traitement de données cinématiques, telle le lissage à l'aide d'un spline de degré trois ou le filtrage en fréquence car le déplacement des réflecteurs était relativement linéaire pour la portion du cycle d'intérêt et les données de déplacement n'avaient pas à être dérivées pour obtenir leur vitesse ou accélération. De plus, le fait d'utiliser ces splines ou ces filtres auraient pu altérer les données en ce qui a trait à la valeur de ces variations autour de la ligne de régression. Les variables dépendantes furent analysées en fonction de leur déplacement maximal positif, maximal négatif et leur étendue maximale de déplacement pour toute l'étendue de mouvement de 90° à 15° de flexion.

Peu importe l'axe, aucune différence significative ne fut retrouvée entre les différentes conditions de pied en regard des variations maximales positives de positions. Cependant, au niveau de la tête du cinquième métatarse, selon l'axe vertical (Y), on remarque une augmentation de la variation maximale positive de 17 mm entre la condition nu-pieds (Nu) et la condition avec orthèse plantaire de pronation (Pro). Cette variation de position est produite par la correction à l'avant-pied apportée par le biseau de l'orthèse plantaire de pronation. Cette variation révèle que l'analyse cinématique fut en mesure de quantifier les positions des réflecteurs durant le mouvement et peut être perçue comme une vérification de la méthode d'analyse cinématique utilisée. En effet, le biseau d'avant-pied utilisé dans la fabrication de l'orthèse plantaire de pronation fait en sorte qu'une épaisseur, atteignant en moyenne 11 mm, soit située directement sous la surface plantaire du cinquième métatarse, afin de forcer un angle de 9.5°. Ainsi, nous nous attendions à avoir une différence de hauteur de cet ordre au niveau du déplacement vertical de la tête du cinquième métatarse. Les résultats observés indiquent une augmentation du déplacement vertical allant jusqu'à 32 mm avec l'utilisation de l'orthèse de pronation par rapport à l'orthèse neutre. La différence entre les déplacements de 32 mm et de 11 mm s'explique par les mouvements de l'avant-pied durant le mouvement de pédalage.

Au niveau de la variation maximale négative, la seule différence statistiquement significative se rapporte au condyle fémoral externe, selon l'axe médio-latéral, où une diminution de 55% fut observée lorsqu'on passe de la condition sans orthèse plantaire (Nu) à celle avec orthèses plantaires neutres (Neu). Ces résultats indiquent que le condyle fémoral externe se déplace davantage du côté médial (i.e., vers le cadre du vélo) en condition de pronation qu'en condition neutre ou nu-pieds. L'orthèse de pronation crée donc une déviation du genou à l'interne.



Il fut alors justifié de vérifier si cet effet était aussi relié à une étendue d'angle spécifique du genou. La variation maximale négative de position du condyle fémoral externe fut significativement diminuée de 66% pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 60° à 45° comparativement à l'étendue d'angle de 30° à 15° et de 69.5% comparativement à l'étendue d'angle de 90° à 75°. Ces résultats indiquent que le condyle fémoral externe se déplace davantage du côté médial dans l'étendue d'angle intermédiaire de flexion du genou de 60° à 45° comparativement aux autres étendues d'angle de flexion, durant la phase de poussée du pédalage. Toutes les autres variables sont statistiquement non significatives malgré une tendance importante remarquée au niveau de la malléole interne, selon l'axe médio-latéral. Il fut observé que la variation maximale négative de position de la malléole interne diminue de 61% lorsqu'on passe de la condition sans orthèse plantaire (Nu) à celle avec orthèses plantaires neutres (Neu). La réduction de la variation de la position de la malléole interne avec les conditions de position de pied utilisant l'orthèse révèle leur capacité de contrôle de l'alignement mécanique.

Au niveau de l'étendue de variation de position, les seules différences statistiques observées se rapportent au condyle fémoral externe et au condyle tibial externe, selon l'axe médio-latéral. Toutes les autres variables sont statistiquement non significatives. Ainsi, au niveau du condyle fémoral externe, selon l'axe médio-latéral, on observe que la variation maximale négative de position diminue de 42.5% lorsqu'on passe de la condition sans orthèse plantaire (Nu) à celle avec orthèses plantaires neutres (Neu) et de 58% lorsqu'on passe à la condition avec orthèses plantaires de pronation (Pro). Au niveau du condyle tibial externe, toujours selon le même axe, on observe que l'étendue de variation de position diminue de 27% lorsqu'on passe de la condition sans orthèse plantaire (Nu) à celle avec orthèses plantaires neutres (Neu) et de 59% lorsqu'on passe à la condition avec orthèses plantaires de pronation (Pro). Ces résultats indiquent, pour le condyle fémoral externe et le condyle tibial externe, que l'étendue de variation diminue avec l'utilisation de l'orthèse et particulièrement avec l'orthèse de pronation. On remarque ainsi une plus grande stabilité de la déviation médio-latérale du genou et un plus grand contrôle apportée par l'orthèse. Une exploration supplémentaire fut effectuée afin de vérifier si cette différence significative était reliée, en plus, à une étendue d'angle spécifique du genou. Suite à cette exploration, l'étendue de variation de position du condyle fémoral externe a eu tendance à diminuer de 26% pour la condition avec orthèse plantaire neutre (Neu) comparativement à la condition nu-pieds (Nu) et de 61% pour la condition avec orthèse de pronation (Pro) comparativement à cette même condition nu-pieds (Nu). Cette analyse spécifique effectuée en

subdivisant toute l'étendue de mouvement en trois étendues de 15° (i.e., 90° à 75°, 60° à 45° et 30° à 15°) montre une tendance similaire à celle obtenue pour toute l'étendue de mouvement.

Étant donné qu'aucun réflecteur ne fut positionné sur les structures postérieures en surface du pied, les résultats concernant le déplacement de l'arrière-pied doivent être interprétés en fonction des malléoles interne et externe. Ces malléoles ont servi d'indices quant au mouvement d'arrière-pied. Ainsi, au niveau de la malléole interne, on observe une tendance importante, quoi que non-significative, selon l'axe médio-latéral. L'étendue maximale de la variation de position de la malléole interne démontre une diminution de 56% entre la condition nu-pieds (Nu) et la condition avec orthèses plantaires neutres (Neu), indiquant un déplacement médial (i.e., vers l'interne) supérieur en condition nu-pieds que pour les deux conditions avec orthèses plantaires. Ces résultats se traduisent par une amplitude de mouvement d'arrière-pied plus grande pour la condition nu-pieds comparativement à celles avec orthèses plantaires. Ces résultats vont à l'encontre de ceux de Joganich (1991) qui a observé une augmentation de la pronation maximale et de la rotation tibiale médiale entre les conditions nu-pieds et avec orthèses plantaires corrigeant l'avant-pied, lors d'un mouvement de pédalage. Or, Joganich a peine à expliquer ses résultats considérant qu'ils étaient à l'opposé de ce qu'il s'attendait.

D'autre part, certains auteurs corroborent nos résultats. McClay et al. (1991) ont étudié l'effet d'orthèses plantaires corrigeant l'arrière-pied durant la course. Malgré un nombre restreint de sujets, une diminution de la pronation maximale d'arrière-pied fut obtenue pour la condition avec orthèses plantaires comparativement à celle sans orthèse plantaire. Une diminution semblable fut obtenue par Bates et al. (1979) chez 180 sujets ayant une pronation de l'arrière-pied. Pour leur part, Smith et al. (1986) ont étudié les effets d'orthèses plantaires souples et semi-rigides sur le mouvement d'arrière-pied durant la course. Une diminution de mouvements d'arrière-pied fut rapportée avec l'utilisation d'orthèses plantaires semi-rigides comparativement à la condition sans orthèse plantaire. Une diminution de la pronation maximale fut aussi rapportée par McCulloch et al. (1993), lors de la marche, avec l'utilisation d'orthèses plantaires chez des sujets dysfonctionnels. Contrairement aux résultats de la présente étude au niveau de l'étendue de variation de déplacement de la malléole interne selon l'axe médio-latéral, ces auteurs n'ont pu observer de diminution au niveau de l'étendue de pronation d'arrière-pied avec les orthèses plantaires. Cornwall et McPoil (1995) ont étudié l'effet d'orthèses plantaires sur la rotation tibiale médiale chez des sujets sains lors de la marche. Ils ont observé une diminution de la rotation médiale maximale du tibia avec les orthèses plantaires. Une telle diminution de la

rotation tibiale médiale devrait se traduire par une diminution du déplacement de la malléole interne. Eng et Pierrynowski (1994), ont étudié l'effet d'orthèses plantaires sur l'amplitude du mouvement tridimensionnel de la sous-astragalienne et du genou (1994) et sur les rotations au niveau de cette dernière articulation (1989), lors de la marche et la course. Ces auteurs ont rapporté des changements significatifs au niveau du mouvement de ces articulations dans les plans frontal et transverse, mais aucunement dans le plan sagittal, correspondant ainsi aux plans et aux axes vertical et médio-latéral pour lesquels nous avons obtenu des résultats significatifs ou des tendances importantes.

Les résultats concernant la diminution de l'étendue de variation du déplacement de la malléole interne étaient attendus puisque l'arrière-pied est contrôlé de façon similaire pour les deux conditions d'orthèses plantaires. En effet, l'orthèse plantaire est constituée d'une cupule dans laquelle l'arrière-pied peut s'insérer. L'arrière-pied est ainsi limitée dans ses déplacements latéraux. Cette contrainte est confirmée par les résultats et explique, avec le mouvement de pédalage, le fait qu'aucune variation de positions statistiquement significative n'a pu être décelée pour les autres structures du pied.

Au niveau de l'avant-pied, le manque de différences semble être causé par les exigences du mouvement de pédalage. En effet, les forces de propulsion imposées par le membre inférieur sont transmises à la pédale par l'avant-pied qui y est fermement appuyée et ne peut, par conséquent, se déplacer librement. C'est probablement à la nature du mouvement de pédalage qu'est attribuée l'absence de différences entre les conditions nu-pieds et avec orthèses plantaires, laissant croire que ce mouvement entraîne les mêmes restrictions au niveau de la portion médiane du pied qu'à celle de l'avant-pied. De plus, les sujets choisis étaient sans dysfonctions au niveau des pieds, donc sans pronation ni supination, et il fut présumé que la hauteur de l'arche médiale longitudinale correspondait à la hauteur du support médial sur l'orthèse. La portion médiane du pied, localisée entre une partie rigide (i.e., l'avant-pied fixé à la pédale) et une partie mobile (i.e., l'arrière-pied), fut ainsi stabilisée par l'orthèse plantaire, empêchant ainsi le naviculaire et le cunéiforme de se déplacer. Il semble donc que cette portion médiane du pied soit fermement maintenue afin de ne pas nuire à l'avant-pied et qu'elle laisse l'arrière-pied s'accommoder des torsions et des rotations venant du membre inférieur. Ceci démontre et explique en partie la complexité structurelle du pied et son adaptation aux besoins fonctionnels.

Dans un autre ordre d'idée, les déplacements angulaires recherchés furent obtenus à partir de la projection des coordonnées selon des plans de mouvement spécifiques. Il est à noter

que ces angles ne correspondent pas aux angles articulaires réels car ils ont été mesurés à partir de repères externes. De plus, aucune transformation n'a été faite entre ces repères externes et les articulations. Il s'agit donc de mesures d'angle estimées à partir de la position de réflecteurs. Or, cet estimé était considéré suffisant pour l'interprétation de l'influence des composantes mécaniques sur les composantes neuromusculaires. Cette technique de calcul d'angles a l'avantage d'être facilement exploitable par un clinicien en réadaptation, pour une application pratique de cette étude. Ainsi, les angles mesurés dans la présente étude ne représentent pas nécessairement ceux conventionnellement utilisés dans la littérature. Or, dans la littérature, les angles d'arrière-pied ou de rotation tibiale médiale, autres que les angles de pronation, sont utilisés en conjonction avec un système d'analyse radiographique (Donatelli, 1990 ; McPoil et Brocato, 1985 ; Saltzman et al., 1995 ; Tanaka et al, 1995). Dans la majorité des cas, ces angles utilisent des repères anatomiques spécifiques qui ne peuvent être aisément identifiés de façon superficielle et sont rarement étudiés lors du port d'orthèses plantaires durant le mouvement. Les angles définis dans cette étude sont donc mesurés différemment et peuvent difficilement être comparés aux angles retrouvés dans la littérature.

Au niveau des angles maximaux, aucune différence significative ou tendance importante n'ont été remarquées, mis à part le fait que l'angle maximal du valgum du genou augmente de façon non-significative de 1% et de 7% respectivement avec l'utilisation de l'orthèse neutre (Neu) et de pronation (Pro) par rapport à la condition nu-pieds (Nu). Cette légère tendance s'explique par la variation maximale négative du déplacement du condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral et par la stabilité du grand trochanter et de la malléole externe. De plus, l'angle minimal du valgum du genou est supérieur, en moyenne, en situation de pronation (Pro) de 53% par rapport à la condition orthèse neutre (Neu) et de 126% par rapport à la condition nu-pieds (Nu). Ainsi, cette tendance démontre l'effet qu'a l'orthèse de pronation sur l'orientation du genou dans le plan transverse. Ce valgum du genou, augmenté en situation de pronation, ne semble pas être accompagné d'une rotation interne fémorale et tibiale, telle que représentée par une diminution de l'angle maximal du condyle fémoral externe et du condyle tibial externe.

En ce qui a trait aux angles minimaux (ou maximaux négatifs), l'angle minimal du cinquième métatarse présente une tendance importante mais non statistiquement significative entre les conditions de position de pied. Cet angle représente en fait le déplacement relatif, dans le plan transverse, du 1<sup>er</sup> métatarse par rapport au 5<sup>ème</sup> métatarse, c'est-à-dire postérieurement ou antérieurement au 5<sup>ème</sup> métatarse. L'angle minimal du 5<sup>ème</sup> métatarse indique donc, de façon

relative, que le 1<sup>er</sup> métatarse se déplace postérieurement par rapport au 5<sup>ème</sup> métatarse. En effet, on observe une diminution de l'angle minimal, ou dans ce cas précis de l'angle maximal négatif, de l'ordre de 63% et de 79% respectivement pour les conditions avec orthèses plantaires neutres (Neu) et de pronation (Pro) par rapport à la condition sans orthèse plantaire (Nu). Cette variation d'angle maximal négatif démontre, encore une fois, le contrôle qu'apporte le type d'orthèse sur l'orientation, dans le plan transverse des métatarses. Ainsi, la valeur de cet angle étant plus grande pour la condition nu-pieds, nous présumons que le 1<sup>er</sup> métatarse est libre de se déplacer plus aisément, de façon relative, dans la direction postérieure, reflétant ainsi une supination de la portion médiane du pied ou de l'arrière-pied. En discutant d'avantage cet argument, il est possible de présumer que l'angle minimal correspond en fait à la supination maximale atteinte. En effet, le fait de forcer l'avant-pied en pronation limite la liberté de mouvement des métatarses. Ces résultats corroborent les résultats obtenus au niveau du déplacement linéaire qui démontre l'élévation de la tête du 5<sup>ème</sup> métatarse par rapport au 1<sup>er</sup> métatarse avec l'utilisation de l'orthèse de pronation.

Étant donnée la tendance remarquée au niveau de l'angle minimal du 5<sup>ème</sup> métatarse, une tendance importante quoique non significative est aussi notée au niveau de l'étendue de cet angle. Une diminution de l'ordre de 33% et de 43% respectivement pour la condition avec orthèses neutres (Neu) et avec orthèses plantaires de pronation (Pro) par rapport à la condition sans orthèse plantaire (Nu), va dans le même sens que les résultats obtenus au niveau de l'angle minimal. Cette étendue, plus élevée au niveau de la condition nu-pieds, indique que le 1<sup>er</sup> métatarse subit un déplacement beaucoup plus grand, de façon relative, comparativement au 5<sup>ème</sup> métatarse. Il est ainsi présumé que l'étendue de mouvement pronation/supination est plus élevée pour la condition nu-pieds qu'avec les orthèses plantaires. Cette présomption est corroborée par les résultats présentés plus tôt concernant les variations de position de la malléole interne selon l'axe médio-latéral.

Les résultats obtenus au niveau de l'angle du 5<sup>ème</sup> métatarse supposeraient qu'il y a d'importantes tendances au déplacement des structures impliquées. Or, les données de variations de position indiquent qu'il n'y a pas de changements statistiquement significatifs pour le 1<sup>er</sup> ni pour le 5<sup>ème</sup> métatarse. Cette apparente contradiction peut s'expliquer par le fait que les variations de position ont une variabilité élevée tandis que celle reliée aux variations d'angle est plus faible. De plus, les variations de position représentent les variations par rapport à la trajectoire attendue lors du mouvement de pédalage. Il s'agit de positions relatives, alors que les

angles furent calculés à partir des positions absolues. Aucune différence significative n'a été démontré au niveau des positions relatives, mais il est possible que de telles différences existent au niveau des positions absolues. Ainsi, il est possible qu'il n'y ait pas de correspondance entre la trajectoire attendue et prédite par la régression linéaire et la trajectoire réelle.

En résumé, l'effet de l'orthèse plantaire se vérifie par la projection planaire des coordonnées (X,Y,Z) par la vérification, en tout premier lieu, du déplacement vertical de la tête du 5<sup>ème</sup> métatarse en situation de pronation forcée par l'orthèse plantaire (Pro). De plus, on remarque que les réflecteurs situés sur le condyle fémoral externe et le condyle tibial externe ont une variation maximale négative moins élevée en situation de pronation, selon l'axe médio-latéral, qu'au niveau des autres conditions de position de pied, suggérant, qu'avec l'orthèse de pronation (Pro), le genou subit un déplacement médial orienté vers le vélo. Ce déplacement, orienté vers le vélo est particulièrement accentué à une étendue d'angle de flexion du genou de 60° à 45°, lors de la phase d'extension durant le mouvement de pédalage. Ces derniers résultats sont confirmés par la tendance à un valgum du genou légèrement plus important avec l'utilisation d'une orthèse de pronation (Pro). D'autre part, la diminution de l'étendue de variation du déplacement du condyle fémoral externe et du condyle tibial externe indique un plus grand contrôle sur la mobilité médio-latéral obtenu avec l'orthèse de pronation (Pro). Ce contrôle est de nouveau démontré par la diminution de l'angle minimal ou maximal négatif du 5<sup>ème</sup> métatarse pour la condition avec orthèse de pronation, limitant ainsi la mobilité de l'avant-pied.

### **5.3 Effets de la position du genou et du pied sur l'EMG volontaire du membre inférieur durant le mouvement de pédalage**

L'effet de la position angulaire du genou et du pied sur l'activité électromyographique volontaire des fibres distales du vastus medialis, du vastus lateralis, un extenseur du genou, et du semi-tendinosus, un fléchisseur du genou fut vérifiée en situation dynamique. De plus, considérant l'alignement mécanique du membre inférieur et l'impact de l'hallux valgus sur la pronation du pied et sur l'activité EMG du membre inférieur, pouvant influencer l'apparition d'une dysfonction fémoro-patellaire, l'activité volontaire de l'abductor hallucis a aussi été mesurée en fonction de l'angle du genou et de la position du pied. L'EMG volontaire des fibres distales du vastus medialis, du vastus lateralis, du semi-tendinosus et de l'abductor hallucis fut évaluée durant la phase de poussée du cycle de pédalage. L'EMG fut rectifiée puis intégrée pour chacune des trois étendues d'angle de 15° de flexion du genou, soient de 90° à 75°, de 60° à 45° et

de 30° à 15°, et pour chacune des trois conditions de position de pied, soient nu-pieds (Nu), avec orthèse plantaire neutre et avec orthèse plantaire forçant l'avant-pied en pronation de 9.5°.

L'EMG intégrée des fibres distales du vastus medialis fut significativement augmentée à 90° de flexion du genou en comparaison aux autres angles de flexion, soient 30° et 60°. Cependant, aucune différence significative ne fut observée entre les conditions de position de pied, soient nu-pieds (Nu), pieds en position neutre à l'aide d'une orthèse plantaire (Neu) et avant-pieds forcés en pronation de 9.5° à l'aide d'une orthèse plantaire (Pro). De plus, aucune différence significative ne fut observée au niveau de l'effet d'interaction entre les conditions d'angle du genou et de position de pied. On observe ainsi une augmentation de l'EMG intégrée de 112% pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 90° à 75° (90°) comparativement à l'étendue de 60° à 45° (60°) et de 298% en comparaison à l'étendue de 30° à 15°. Cette augmentation de l'EMG volontaire pour cette étendue d'angle de 90° à 75° de flexion indique qu'en situation dynamique, au début de la poussée lors du pédalage, les fibres distales du vastus medialis sont plus actives à 90° de flexion qu'en extension. Ces résultats corroborent les données concernant le patron d'activation volontaire des fibres distales du vastus medialis d'être augmenté en flexion en comparaison avec l'extension terminale, durant des contractions de types isométrique et isocinétique concentrique et excentrique (Boucher et al., 1992 ; Souza et Gross, 1991), contrairement aux informations largement diffusées par Basmajian et al. (1972) et Lieb et Perry (1971) qui indiquent que le vastus medialis est plus actif dans les 15 derniers degrés d'extension. De plus, ces résultats peuvent être expliqués par le fait qu'en fléchissant le genou à 90° et qu'en étirant ainsi les fibres musculaires, une facilitation neuromusculaire apparaîtrait par l'intermédiaire de l'action des fuseaux. Suite à cette poussée, l'effort musculaire nécessaire au maintien de cette traction médiale de la patella fut moins élevée qu'au début du cycle. Cette diminution de force musculaire se reflète par une diminution de l'activité EMG aux étendues d'angle de 60° à 45° et de 30° à 15°.

L'EMG intégrée du vastus lateralis fut significativement augmentée à 90° de flexion du genou en comparaison aux autres angles de flexion, soient 30° et 60°. Cependant, aucune différence significative ne fut observée entre les conditions de position de pied, et au niveau de l'effet d'interaction entre les conditions d'angle du genou et de position de pied. On observe ainsi une augmentation de l'EMG intégrée de 95% pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 90° à 75° (90°) comparativement à l'étendue de 60° à 45° (60°) et de 399% comparativement à l'étendue de 30° à 15°. Cette augmentation de l'EMG volontaire pour cette étendue d'angle de

90° à 75° de flexion, en comparaison aux autres étendues, indique qu'en situation dynamique le vastus lateralis est plus actif à 90° de flexion qu'en extension. Corroborant plusieurs travaux, ces résultats suggèrent une activation provenant des centres supérieurs favorisant la propulsion au début du cycle de poussée lors du pédalage (Brooke et al., 1995 ; Gregor et al., 1985 ; Jorge et Hull, 1986). Suite à cette poussée, l'inertie est réduite diminuant ainsi l'effort musculaire nécessaire à la poussée. Cette diminution de force musculaire se reflète par une diminution de l'activité EMG aux étendues d'angle de 60° à 45° et de 30° à 15°. De plus, une évaluation sommaire du ratio IEMG fibres distales du vastus medialis / vastus lateralis de ces sujets sains ne démontre pas de différence significative entre les étendues d'angle de flexion du genou, ni entre les différentes condition de position de pied. Ces résultats, qui vont à l'encontre de ceux de Boucher et al. (1992), s'expliquent par le fait que la présente étude utilisait des sujets sains à qui une condition de l'avant-pied simulant une pronation fut imposée. Dans toutes les conditions d'angle de genou ou de position de pied, le ratio IEMG fibres distales du vastus medialis / vastus lateralis était supérieur à 1, variant de 1.58 à 2.18. Ce ratio, similaire à celui obtenu par Boucher et al. (1992), corrobore leurs résultats. Suite à une rééducation, par une combinaison d'orthèse plantaire et d'électrostimulation, de sujets atteints d'une dysfonction fémoro-patellaire, leur ratio passa donc de 0.54 (avant traitement) à 2.45 (après 24 séances de traitement), soit une augmentation de 455%. Or, les petites différences rencontrées entre la présente étude et celle de Boucher et al. (1992) peuvent s'expliquer par l'action effectuée soit une contraction sous-maximale d'extension du genou lors de la poussée durant le pédalage versus une contraction isométrique maximale d'extension du genou à 90° de flexion.

L'EMG intégrée du semi-tendinosus fut significativement augmentée à 60° de flexion du genou en comparaison aux autres angles de flexion, soient 30° et 90°. Cependant, aucune différence significative ne fut observée entre les conditions de position de pied, et au niveau de l'effet d'interaction entre les conditions d'angle du genou et de position de pied. On observe ainsi une augmentation de l'EMG intégrée de 150% pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 60° à 45° (60°) comparativement à l'étendue de 90° à 75° (90°) et de 18% comparativement à l'étendue de 30° à 15°. Ainsi, le semi-tendinosus est plus actif pour l'étendue d'angle de 60° à 45° de flexion lors de la phase d'extension du pédalage. Ce muscle fléchisseur du genou, antagoniste au vastus lateralis, semble s'activer à un angle intermédiaire de flexion. Il semble être contrôlé par les centres supérieurs afin de lui permettre soit de prendre la relève du vastus lateralis



lors de la poussée par son rôle d'extenseur de la hanche ou soit d'effectuer une contraction excentrique de freinage à la poussée effectuée avant l'atteinte de l'extension durant le pédalage.

À notre connaissance, il n'existe que peu d'information concernant l'EMG intégrée moyenne de l'abductor hallucis durant le mouvement. En effet, le seul article retrouvé traitait spécifiquement de la modulation de l'EMG de muscles de la jambe durant le mouvement avec l'utilisation d'orthèses plantaires (Tomaro et Burdett, 1993). Cet article traite de l'EMG du tibialis anterior, du peroneus longus, et du chef latéral du gastrocnemius, sans discuter des muscles intrinsèques du pied. Une augmentation de la durée d'activation du tibialis antérieur après le contact du talon fut démontrée sans qu'il n'y ait de différence significative de l'EMG intégrée moyenne entre la condition sans orthèse plantaire et celle avec orthèses plantaires. Au niveau de la présente étude, L'EMG intégrée de l'abductor hallucis fut significativement augmentée à 60° de flexion du genou en comparaison aux autres angles de flexion, soient 30° et 90°. Cependant, aucune différence significative ne fut observée entre les conditions de position de pied, ni au niveau de l'effet d'interaction entre les conditions d'angle du genou et de position de pied. On observe ainsi une augmentation de l'EMG intégrée de 37% pour l'étendue d'angle de flexion du genou de 60° à 45° (60°) comparativement à l'étendue de 90° à 75° (90°) et de 14% comparativement à l'étendue de 30° à 15°, permettant de croire qu'à ce moment la poussée s'effectue par une flexion plantaire. Ceci nous indique qu'au début de la propulsion l'abductor hallucis est moins actif et que la poussée est exercée principalement par les muscles de la cuisse. Vers 30° de flexion, l'activité de ce muscle est à nouveau minimisée car la poussée se termine. Ainsi, l'abductor hallucis, un muscle contrôlant l'adduction de l'hallux (i.e., les phalanges du gros orteil) et la flexion métatarso-phalangienne, et par conséquent la pronation du pied, est plus actif pour l'étendue d'angle de 60° à 45° de flexion lors de la phase d'extension du pédalage, indiquant qu'un meilleur contrôle de la pronation est nécessaire pour cette étendue d'angle. Curieusement, le fait de forcer l'avant-pied en pronation par l'utilisation de l'orthèse de pronation ne semble pas solliciter davantage l'abductor hallucis. Ceci est probablement relié au fait que le pied fut positionné en pronation de façon instantanée et que les composantes neuromusculaires n'ont pas eu le temps de s'adapter. Cette adaptation peut nécessiter un plus long terme.

En résumé, pour des mouvements complexes comme le cyclisme, l'EMG volontaire des fibres distales du vastus medialis est significativement augmentée pour une étendue d'angle de flexion du genou de 90° à 75°, ces fibres étant toujours plus actives à 90° de flexion du genou. Ces résultats suggèrent fortement que le profile d'activité EMG des fibres distales du vastus

medialis, d'être plus actif en flexion, est contrôlé par les centres supérieurs. Le feed-back périphérique pourrait aussi jouer un rôle important dans le patron d'activité musculaire des fibres distales du vastus medialis. Les muscles vastus lateralis, semi-tendinosus et abductor hallucis démontrent aussi un comportement spécifique relié aux angles de flexion du genou. Ainsi, l'EMG volontaire du vastus lateralis est significativement augmentée pour une étendue d'angle de flexion du genou de  $90^\circ$  à  $75^\circ$ , tandis qu'elle est significativement augmentée pour une étendue d'angle de  $60^\circ$  à  $45^\circ$ , pour les muscles semi-tendinosus et abductor hallucis. Ces résultats, corroborés par les résultats de Gregor et al. (1985), Jorge et Hull (1986) et Neptune et al. (1997), indiquent que la commande volontaire du mouvement pourrait être modulée au niveau spinal par les récepteurs responsables de la transmission de la position angulaire. Cette possibilité est vérifiée dans la prochaine section.

#### 5.4 Effets de la position du genou et du pied sur l'EMG réflexe des fibres distales du vastus medialis durant le mouvement de pédalage

Dans cette dernière partie, il s'est avéré nécessaire d'exclure toute composante volontaire du mouvement de pédalage en ne mesurant que l'information spinale, via l'activité réflexe des fibres distales du vastus medialis. Cette procédure permettait d'évaluer la modulation spinale de la commande volontaire et d'évaluer l'impact des récepteurs informant de la position du genou et du pied durant le mouvement.

L'amplitude du réflexe-H des fibres distales du vastus medialis, normalisée en pourcentage de  $M_{max}$ , fut significativement augmentée de 733% à  $90^\circ$ , lorsque comparée à l'angle de flexion du genou de  $30^\circ$  et de 640% lorsque comparée à l'angle de flexion du genou de  $60^\circ$ . Cependant, aucune différences significatives entre les différentes conditions de position de pied ne furent trouvées. Cette augmentation de l'EMG réflexe des fibres distales du vastus medialis, indique, qu'en situation dynamique de pédalage, l'augmentation d'activité de ces fibres à  $90^\circ$  de flexion s'explique par un contrôle spinal venant moduler la commande centrale. Cette activation provoquée au niveau spinal démontre l'influence des récepteurs articulaires à adaptation lente qui pourraient être responsables de l'information sur la position angulaire en flexion du genou lors de la phase d'extension du pédalage. Cette influence est corroborée par Ferrell (1980) qui indique que les récepteurs articulaires à adaptation lente peuvent signaler adéquatement l'angle d'une articulation pour une étendue de mouvement normale et ainsi pourrait contribuer de façon importante au sens de la position. Ces résultats suggèrent fortement que le profil d'activité des fibres distales du vastus medialis, d'être plus actives en flexion, est contrôlé par des mécanismes

spinaux, et que le feed-back périphérique jouerait un rôle important dans le patron d'activité des fibres distales du vastus medialis. En mesurant la réponse réflexe volontaire (réflexe-V), Sale et al. (1983) ont corroboré le fait que l'excitabilité augmentée des motoneurones fut amenée par une augmentation du réflexe-H. Or, cette étude ainsi que celles de Duchateau et Hainaut (1993) et de Milner-Brown et al. (1975) n'ont pas évalué le réflexe-H à une intensité de stimulation sous-maximale correspondant à 10% de  $M_{max}$  mais plutôt à une intensité supra-maximale. À une intensité supra-maximale, la réponse-M était accompagnée d'une réponse  $V_1$  monosynaptique, teintée d'une réponse-F, et d'une ou de deux réponses poly-synaptiques  $V_2$  et  $V_3$  de plus longue latence. Ces deux dernières réponses sont considérées comme étant d'influence supra-spinale. Dans le présente étude, seule une réponse monosynaptique de courte latence a fait suite à la réponse musculaire directe (réponse-M), indiquant qu'il s'agissait réellement d'un réflexe-H obtenu durant le mouvement.

Ainsi, corroborant les résultats de Brooke et al. (1995), de Brooke et al. (1992) et de McIlroy et al. (1992), il est suggéré que l'inhibition tonique en flexion passive du genou est remplacée par une excitation réflexe lors du mouvement de pédalage, particulièrement lors de l'extension durant la phase de poussée. Il est de plus suggéré que chaque composante d'inhibition ou d'excitation provient de sources multiples avec superposition d'effets provenant des mécanismes périphériques, avec ou sans l'action des fuseaux neuromusculaires, agissant lors de l'allongement du quadriceps en flexion du genou (McIlroy et al., 1992).

### 5.5 Effets des composantes neuromusculaires et mécaniques reliées à la dysfonction fémoro-patellaire

D'une part, les variables mécaniques indiquent que le fait de mettre l'avant-pied en situation de pronation accentue l'orientation médiale du genou, vers le cadre du vélo, tel que démontrée par la tendance à un valgum du genou et une variation maximale négative moins élevée pour les condyles fémoral externe et tibial externe. Ce déplacement, orienté vers le vélo est particulièrement accentué à une étendue d'angle de flexion du genou de  $60^\circ$  à  $45^\circ$ , lors de la phase d'extension durant le mouvement de pédalage. De plus, la diminution de l'étendue de variation du déplacement des condyles fémoral externe et tibial externe ainsi que la diminution de l'angle minimal ou maximal négatif du 5<sup>ème</sup> métatarse indique un plus grand contrôle sur la mobilité médio-latéral de l'avant-pied obtenu avec l'orthèse de pronation.

D'autre part, la relation entre les composantes neuromusculaires et mécaniques indiquent que les fibres distales du vastus medialis sont moins actives lorsque le genou est positionné passivement en flexion mais qu'elles deviennent plus actives à 90° de flexion lors d'une extension dynamique durant le pédalage. Ainsi, les résultats obtenus en situation statique de positionnement passif du genou ne peuvent expliquer, à eux seuls, la modulation de l'activité du vastus medialis en fonction de l'angle de flexion, lors d'une dysfonction fémoro-patellaire. La facilitation des extenseurs rapportée dans la présente étude combinée à l'inhibition des fléchisseurs, telle que démontrée par Hébert (1995), portent à croire que les fibres distales du vastus medialis ainsi que les extenseurs du genou sont facilités en extension passive et que le système humain est constitué de mécanismes réflexes responsables du contrôle de la posture permettant la verticalisation ainsi que la station debout. Des facteurs périphériques, comme les récepteurs articulaires de type II et III, déchargent aux amplitudes extrêmes et seraient, par conséquent, impliqués durant l'extension ou la flexion complète du genou (Burgess et Clark, 1969) en informant de la position articulaire et en agissant comme détecteurs des limites d'une articulation afin de la protéger (Ferrell, 1980). Ces récepteurs peuvent donc moduler le réflexe monosynaptique apparaissant lors de la modification de l'angle de flexion du genou. Delwaide (1973) suggère que l'inhibition pré-synaptique, amenée par l'output des récepteurs articulaires lors de la flexion du genou, pourrait être à l'origine de cette modulation et pourrait aussi être reliée à la pression intra-capsulaire (Fahrer et al., 1988 ; Spencer et al., 1984 ; Stener, 1969).

En situation dynamique de pédalage, l'EMG volontaire des fibres distales du vastus medialis, qui ne fut pas spécifiquement étudiée par Gregor et al. (1985), Jorge et Hull (1986) et Neptune et al. (1997), est significativement augmentée pour une étendue d'angle de flexion du genou de 90° à 75°, ces fibres étant toujours plus actives à 90° de flexion du genou. Ces résultats suggèrent fortement que le profil d'activité EMG des fibres distales du vastus medialis, d'être plus actif en flexion, est contrôlé par les centres supérieurs. Le feedback périphérique pourrait aussi jouer un rôle important dans le patron d'activité musculaire des fibres distales du vastus medialis. Les muscles vastus lateralis, semi-tendinosus et abductor hallucis démontrent aussi un comportement spécifique relié aux angles de flexion du genou. Ces résultats corroborent ceux de Boucher et al. (1992) et Souza et Gross, (1991) qui ont démontré que l'activation volontaire des fibres distales du vastus medialis, responsable de l'alignement médial de la patella, diffère des autres portions du quadriceps. Il est plus actif en flexion de genou tandis que les autres portions sont constamment actifs pour toute l'étendue du mouvement. La commande centrale pourrait

ainsi différer en fonction du muscle de la cuisse ou du pied sélectionné, et que les fibres distales du vastus medialis utiliseraient des mécanismes réflexes différents des autres portions du quadriceps, durant le mouvement. Des évidences mécaniques et physiologiques indiquent que la morphologie et la mécanique des fibres distales du vastus medialis diffèrent des autres portions (Bose et al., 1980 ; Goh et al., 1995 ; Lieb et Perry, 1968 ; Scharf et al., 1985 ; Weinstabl et al., 1989), entre autres par son innervation spécifique (Günel et al., 1992 ; Scharf et al., 1985 ; Thiranagama, 1990).

L'augmentation de l'activité EMG réflexe des fibres distales du vastus medialis à 90° de flexion durant le pédalage, indique que la commande volontaire du mouvement pourrait être modulée au niveau spinal par les récepteurs articulaires à adaptation lente responsables de la transmission de la position angulaire. À ce sujet, Ferrell (1980) indique que les récepteurs articulaires à adaptation lente peuvent signaler adéquatement l'angle d'une articulation et ainsi contribuer de façon importante au sens de la position. Corroborant les résultats de Brooke et al. (1995), de Brooke et al. (1992) et de McIlroy et al. (1992), il semble que l'inhibition des fibres distales du vastus medialis en flexion passive soit remplacée par une excitation réflexe durant la phase de poussée lors du pédalage, suggérant que cette transition d'inhibition à excitation provienne de sources multiples issues des mécanismes périphériques (McIlroy et al., 1992). Ainsi, la commande volontaire serait influencée par les inputs périphériques provenant des différents types de récepteurs à adaptation lente, incluant ou non les fuseaux neuromusculaires.

En effet, les résultats de cette étude démontrent que les fibres distales du vastus medialis sont plus actives à 90° de flexion mais qu'elles sont moins actives à 60° de flexion. C'est aussi à ce dernier angle que l'on a une augmentation de l'activité du semi-tendinosus et une augmentation du valgum du genou. Deux explications sont plausibles. La première impliquerait que des récepteurs à adaptation lente déchargeraient aux amplitudes extrêmes de valgus obtenues à 60° de flexion du genou, entraînant une inhibition des fibres distales du vastus medialis. La deuxième impliquerait un procédé d'inhibition réciproque où une facilitation du semi-tendinosus entraînerait une inhibition des fibres distales du vastus medialis à ce même angle de flexion du genou (Leroux et al., 1995).

En fait, l'output moteur final résulterait de la sommation de l'ensemble de influences centrales et périphériques. À cet effet, il fut clairement démontré qu'une légère pré-contraction du soleus va grandement faciliter le réflexe-H correspondant (Brooke et al., 1995) et que la commande volontaire peut bloquer et même dépasser complètement le réflexe-H (Brooke et al.,

1995 ; Stein et Capaday, 1988). Or, le contrôle du mouvement volontaire étant très complexe, il ne pourrait ainsi être assimilé uniquement au contrôle des positions statiques. Ces résultats suggèrent donc de considérer les mécanismes périphériques dans le contrôle de la posture et du mouvement. Ainsi, il semble que les changements d'amplitude, enregistrés lors de contractions volontaires, ne peuvent uniquement être expliqués par l'excitabilité réflexe monosynaptique, lorsque mesurée sous les conditions statiques ou passives. Par conséquent, les contractions volontaires, qu'elles soient isométriques ou dynamiques, sont d'autant le résultat des mécanismes périphériques et centraux.

Considérant que la pronation fut provoquée chez des sujets sains, les effets de la position du pied demeurent à être évalués lors de réelles dysfonctions comme la dysfonction fémoro-patellaire. De plus, davantage d'études sur la modulation du réflexe-H, durant la fonction actuelle du genou, ainsi que sur les interactions fonction-posture, seraient nécessaires afin de connaître et de comprendre le contrôle du patron d'activation des fibres distales du vastus medialis, crucial dans la gestion de la dysfonction fémoro-patellaire.

Cliniquement, la réadaptation de la dysfonction fémoro-patellaire met l'emphase sur l'importance de renforcer le quadriceps et, particulièrement, les fibres distales du vastus medialis (Mariani et Caruso, 1979 ; McConnell, 1986 ; Smilie, 1949). Plusieurs types d'exercices comme l'adduction de la hanche, les flexions de la hanche avec jambe tendue et les extensions isométrique, concentrique et excentrique du genou sont couramment recommandés afin de réactiver le compartiment médial du quadriceps (Boucher et al., 1992 ; Karst et Jewett, 1993 ; Lieb et Perry, 1971 ; Souza et Gross, 1991). De plus, il est possible, au niveau clinique, de se centrer sur les deux aspects du traitement et de la prévention. Dans la dysfonction fémoro-patellaire, le traitement peut inclure des exercices et un certain degré d'immobilisation. Fondé sur les résultats de cette étude, les exercices à caractères isométrique et dynamique, favorisant l'activité des fibres distales du vastus medialis, devraient être réalisés avec le genou 90° de flexion (Lieb et Perry, 1971 ; Lefebvre, 1991 ; Mariani et Caruso, 1979 ; McConnell, 1986 ; Smilie, 1949). Cependant, des exercices de mobilisation passive pourraient être effectués en extension afin de faciliter le recrutement de ces mêmes fibres (Boucher et al., 1992 ; Karst et Jewett, 1993 ; Lefebvre et al., 1994). Lorsque l'immobilisation est nécessaire, nos résultats suggèrent fortement qu'une position près de l'extension complète devrait être préférée afin de protéger un genou dysfonctionnel ou blessé. Cette position passive devrait retarder son désentraînement ou son atrophie.

Par surcroît, la prévention implique la procuration d'un environnement qui n'est pas favorable à la dysfonction fémoro-patellaire et qui devrait considérer l'activité des fibres distales du vastus medialis. Ainsi, on devrait garder en mémoire que ces fibres sont facilitées en extension passive, et facilitées en flexion lorsqu'il y a présence de contractions musculaires (Boucher et al., 1992 ; Krassorevitch et al., 1972). De plus, les résultats obtenus, liant la flexion passive du genou avec l'inhibition des fibres distales du vastus medialis, permettent ainsi de comprendre les symptômes associés avec la position assise prolongée où les genoux se retrouvent à 90° de flexion (e.g., position du cinéma) (McConnell, 1986). Une position assise prolongée peut ainsi procurer une inhibition soutenue qui encouragerait un déséquilibre neuromusculaire des fibres distales du vastus medialis et, par conséquent, encouragerait la dysfonction fémoro-patellaire. Il serait alors conseillé à ces patients de s'asseoir avec les genoux à environ 30° de flexion.

De plus, la présente étude suggère que les ischio-jambiers peuvent aussi jouer un rôle important dans la dysfonction fémoro-patellaire. Les tendons situés dans la portion distale des ischio-jambiers s'insèrent sur la jambe et agissent en la tirant vers l'arrière, en position de flexion, et vers le haut, en position d'extension. Chez des sujets sains, cette action est antagoniste à celle du quadriceps et permet une bonne distribution de la pression sur la surface articulaire du genou (Baratta et al., 1988). Au niveau de la dysfonction fémoro-patellaire, la rigidité des ischio-jambiers, qui peut provenir de l'activation des nocicepteurs (Leroux et al., 1995), peut produire une instabilité au genou, telle que caractérisée par une séparation de la surface articulaire. Ainsi, une facilitation des ischio-jambiers mènerait à une inhibition du quadriceps par un mécanisme d'inhibition réciproque. De cette façon, agir sur la douleur au genou et sur la rigidité des ischio-jambiers réduirait l'effet de l'inhibition réciproque et contrecarrerait l'atrophie des fibres distales du vastus medialis (Leroux et al., 1995). De plus, il fut démontré que le déséquilibre musculaire entre les muscles agoniste et antagoniste peut créer un effet inhibiteur très prononcé sur le muscle atrophié (Baratta et al., 1988), tel que représenté par un ratio IEMG fibres distales du vastus medialis / vastus lateralis inférieur à 1 (Boucher et al., 1992 ; Souza et Gross, 1991) et retrouvé lors d'une dysfonction fémoro-patellaire. Parce que la rigidité des ischio-jambiers peut être un facteur limitatif dans la réactivation des fibres distales, les traitements de la dysfonction fémoro-patellaire devraient toujours évaluer autant les déficiences du quadriceps que la rigidité des ischio-jambiers, mais particulièrement l'activation des fibres distales du vastus medialis en extension ou en flexion avant de suggérer toutes formes d'exercices de réadaptation.

## CHAPITRE SIX

### CONCLUSION

Considérant que les centres supérieurs contrôlent l'activité musculaire volontaire et que les mécanismes périphériques, intimement liés à la mécanique articulaire, contrôlent l'activité réflexe, modulant ainsi l'output musculaire final (Romano et Schieppati, 1987), cette étude fut inspirée par la question générale suivante : Comment peut-on expliquer le comportement spécifique des fibres distales du vastus medialis d'être plus actives à 90° de flexion et est-ce que ce comportement, important dans la gestion de la dysfonction fémoro-patellaire, est sous contrôle réflexe spinal ou sous contrôle de centres supérieurs ? À l'intérieur des limitations de cette étude, cette question générale fut opérationnalisée par la vérification des quatre hypothèses du projet et les conclusions suivantes peuvent être énoncées

En tout premier lieu, l'amplitude du réflexe-H des portions superficielles du quadriceps fut modifiée en fonction de l'angle de flexion du genou. Spécifiquement, le réflexe-H des portions superficielles du quadriceps, et particulièrement les fibres distales et proximales du vastus medialis, diminue à 90° et augmente en extension terminale à 15° et 30° de flexion du genou. Quoique ces résultats ne peuvent expliquer la modulation de l'activité du vastus medialis durant la fonction du genou, ils suggèrent que les mécanismes périphériques sont importants dans le contrôle et le maintien de la posture en position debout. Il n'en demeure pas moins que le contrôle du mouvement ne peut être expliqué seulement par l'intermédiaire des influences périphériques.

En second lieu, lors d'un mouvement cyclique de pédalage, un stimulus mécanique, c'est-à-dire une correction par orthèse plantaire, entraîna une modification de la biomécanique du membre inférieur, tel qu'observée par l'analyse cinématique planaire du déplacement linéaire et angulaire de certains éléments du membre inférieur. Nos résultats suggèrent que la cinématique



du pied et la jambe peut être modifiée significativement durant le mouvement de pédalage par l'utilisation d'une orthèse plantaire semi-rigide. Les résultats révèlent aussi que l'orthèse semi-rigide, plaçant la sous-astragaliennne en position neutre, contrôle la pronation du pied et représente un moyen par lequel les mouvements du pied et de la jambe peuvent être mécaniquement influencés.

En troisième lieu, les modifications biomécaniques encourues au membre inférieur furent accompagnées de modifications de l'activité électromyographique volontaire des fibres distales du vastus medialis, du vastus lateralis, du semi-tendinosus et de l'abductor hallucis. Les résultats démontrent que l'activité des fibres distales du vastus medialis et du vastus lateralis est favorisée à une étendue d'angle de flexion du genou de  $90^\circ$  à  $75^\circ$  et de  $60^\circ$  à  $45^\circ$  pour le semi-tendinosus et l'abductor hallucis, lors de la phase d'extension du pédalage. Cette activité n'est cependant aucunement modifiée par la position du pied.

Enfin, les adaptations biomécaniques du membre inférieur ont provoqué des modifications de l'amplitude du réflexe-H. Nos résultats suggèrent que le contrôle réflexe est important durant le mouvement et qu'il peut être modulé par la position articulaire. Plus spécifiquement, l'activité réflexe des fibres distales du vastus medialis est favorisée à  $90^\circ$  comparativement aux autres angles de flexion de genou. Jusqu'à présent, il n'y a aucune évidence que la position de l'avant-pied, chez les sujets sains, peut influencer le contrôle réflexe et volontaire durant un mouvement actif de pédalage.

Ainsi, ces résultats suggèrent fortement que le profil d'activité EMG des fibres distales du vastus medialis, d'être plus actives en flexion, est contrôlé par des mécanismes spinaux. En effet, une inhibition tonique en flexion passive assure un certain contrôle de la posture, tandis qu'une excitation réflexe en flexion est accentuée par le contrôle des centres supérieurs, lors du mouvement. Les changements d'amplitude, enregistrés lors de contractions volontaires, ne peuvent être uniquement expliqués par l'excitabilité réflexe monosynaptique, lorsque mesurée sous les conditions statiques ou passives. En effet, les résultats reliés à la condition dynamique de pédalage démontrent que les fibres distales du vastus medialis sont moins actives à  $60^\circ$  de flexion, et qu'un plus grand déplacement médial du genou est obtenu à cet angle. L'inhibition des fibres distales du vastus medialis à  $60^\circ$  peut ainsi être liée aux récepteurs articulaires qui déclenchent aux amplitudes extrêmes, via les récepteurs articulaires à adaptation lente, par exemple. Cette inhibition peut aussi être liée à une inhibition réciproque telle que décrite par Leroux et al. (1995), où l'inhibition des fibres distales du vastus medialis à  $60^\circ$  apparaît lorsqu'il y a facilitation du

semi-tendinosus. Le feedback périphérique modulant le contrôle central devrait ainsi jouer un rôle important dans le patron d'activité des fibres distales du vastus medialis. Pour l'instant, il ne semble pas évident que la position de l'avant-pied (chez des sujets sains) influence le contrôle réflexe et volontaire durant un mouvement actif de pédalage. D'autres études sur la modulation du réflexe-H, durant le mouvement, sont nécessaires afin de mieux identifier les éléments de contrôle de l'activité des fibres distales du vastus medialis.

## RÉFÉRENCES

- Abbruzzese M., Ratto S., Abbruzzese G. et Gavale E. (1985). *Electroneurographic correlates of the monosynaptic reflex : experimental studies and normative data*. Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry. 48 : 434-44.
- Abeillon G., Auclair J. et Domenach M. (1992). *Traumatologie et rééducation en médecine du sport: précis d'orthopédie médicale*. Arnette éd. Paris. 260-272.
- Abernethy PJ., Townsend PR., Rose RM. et Radin EL. (1978). *Is chondromalacia patellae a separate clinical entity ?* The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]. 60 : 205-10.
- Ahmed A., Burke D. et Hyder A. (1987). *Force analysis of the patellar mechanism*. Journal of Orthopaedic Research. 5(1) : 69-85.
- Ahmed A., Burke D. et Yu A. (1983). *In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints. Part II : retropatellar surface*. Journal of Biomechanical Engineering. 105 : 226-36.
- Aiello I., Serra G., Migliore A., Tugnoli V., Roccella P., Cristofori MC. et Manca M. (1983). *Diagnostic use of H-reflex from VM muscle*. Electromyography Clinical Neurophysiology. 23 : 159-66.
- Andrew BL. et Doherty E. (1953). *The development of sensory nerve endings at the knee joint of the cat*. Acta Physiology Scandinavia. 28 : 287-96.
- Angle Coplan J. (1989). *Rotational motion of the knee: a comparison of normal and pronating subjects*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 11(3) : 366-369.
- Antich T. et Brewster C. (1986). *Modification of quadriceps femoris muscle exercise during knee rehabilitation*. Physical therapy. 6(8) : 1246-51.
- Arno S. (1990). *The A angle: a quantitative measurement of patella alignment and realignment*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 12(6) : 237-242.
- Arvidsson I., Eriksson E., Knutsson . et Arner S. (1986). *Reduction of pain inhibition on voluntary muscle activation by epidural analgesia*. Orthopedics. 9(10) : 1415-9.
- Avon G., Portmann M. et Boucher JP. (1984). *Étude des effets de l'électrostimulation sur le quadriceps fémoral des sujets atteints de chondromalacie rotulienne*. (Manuscrit non publié). UQAM.
- Bandi, W. (1972). *Chondromalacia patellae und femoro-patellare arthrose*. Helv Chir Acta (suppl). 1 : 3-70.

- Bandi, W. et Brennwald, J. (1974). *The significance of femoro-patellar pressure in the pathogenesis and treatment of chondromalacia patellae and femoro-patellar arthrosis*. Dans : Ingwersen I, ed. *The Knee Joint*. New York : American Elsevier Publishing.
- Baratta R., Solomonow M., Zhou BH., Letson EED., Chuinard R. et D'ambrosia R. (1988). Muscular coactivation : the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *American Journal of Sports Medicine*. 16 : 113-22.
- Basmajian JV. (1979). *Re-education of the vastus medialis : A misconception*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 51 : 245-7.
- Basmajian JV. et DeLucas CJ. (1985). *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography*. 5th ed. Williams and Wilkins, Baltimore. 561 pp.
- Basmajian JV., Harden TP. et Regenos EM. (1972). *Integrated actions of the four heads of quadriceps femoris : an electromyographic study*. *Anatomical Record*. 172 : 15-20.
- Bates BT., Osternig LR., Mason B. et James LS. (1979). *Foot orthotic devices to modify selected aspects of lower extremity mechanics*. *The American Journal of Sports Medicine*. 7(6) : 338-342.
- Bates BT., Osternig LR., Sawhill JA. et al. (1980). *Design of running shoes*. Présenté à The International Conference on Medical Devices and Sports Equipment. ASME Centennial Program Century II. Emergency Technology Conferences. San Francisco, California.
- Baumgartl, F. (1964). *Das Kniegelenk*. Berlin : Springer-Verlag.
- Baxendale RH., Ferrell WR. et Wood L. (1987). *The effect of mechanical stimulation of knee joint afferents on quadriceps motor unit activity in the decerebrate cat*. *Brain Research*. 415 : 353-6.
- Bennett J. et Stauber W. (1986). *Evaluation and treatment of anterior knee pain using eccentric exercise*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 18(5) : 526-30.
- Bergmann G., Kniggenndorf H., Graichen F. et Rohlmann A. (1995). *Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint*. *Journal of Biomechanics*. 28(7) : 817-827.
- Bockrath K., Wooden C., Worrell T., Ingersoll CD. et Farr J. (1993). *Effects of patella taping on patella position and perceived pain*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 25(9) : 989-992.
- Bose K., Kanagasuntheram R. et Osman MBH. (1980). *Vastus medialis oblique: an anatomic and physiologic study*. *Orthopedics*. 3(9) : 880-3.
- Boucher JP. et Hodgdon JA. (1993). *Anatomical, mechanical, and functional factors in patellofemoral pain syndrome*. *Chiropractic Sports Medicine*. 7(1) : 1-5.
- Boucher JP. et James RJ. (1982). *Effects of ground electrode position on electromyographic potentials*. Dans *Proceedings of the 5<sup>th</sup> Congress of the International Society for Electrophysiological Kinesiology*. Ljubljana, Yugoslavia.
- Boucher JP., King MA., Lefebvre R. et Pépin A. (1992). *Quadriceps femoris activity in patellofemoral pain syndrome*. *The American Journal of Sports Medicine*. 20 : 527-32.
- Bouquet D. (1993). *La rééducation 4 faces du syndrome rotulien*. *Cahiers de kinésithérapie*, Fascicule 160(2) : 7-11.

- Boyd IA et Roberts TDM. (1953). *Proprioceptive discharges from stretch receptors in the joint of the cat*. Journal of Physiology [London]. 122 : 38-58.
- Breton JD. (1985). *The lower leg, the ankle and the foot*. College of chiropractic sports sciences. Canada. 88 pp.
- Brody DM. (1980). *Running injuries*. Clinical Symposia. CIBA. 32(4).
- Brooke, R. (1939). *The treatment of fractured patella by excision. A study of morphology and function*. The Journal of Bone and Joint Surgery. 24. 733.
- Brooke JD., Cheng J., Misiaszek JE. et Lafferty K. (1995). *Amplitude modulation of the soleus H reflex in the human during active and passive stepping movements*. Journal of Neurophysiology. 73(1) : 102-11
- Brooke JD., Collins DF., Boucher S. et McIlroy WE. (1991). *Modulation of human short latency reflexes between standing and walking*. Brain Research. 548 : 172-8.
- Brooke JD., McIlroy WE. et Collins DF. (1992). *Movement features and H-reflex modulation. I. Pedaling versus matched controls*. Brain Research. 582 : 78-84.
- Brooks V. (1983). *Motor control*. Physical Therapy. 63(5) : 664-73.
- Brunet ME. et Stewart GW. (1989). *Patellofemoral rehabilitation*. Clinics in Sports Medicine. 8 : 319-29.
- Brunnstrom S. (1984). *Clinical Kinesiology*. 4e éd. F.A. Davis Company. Philadelphia.
- Burchbinder R., Naporo N. et Rizzo E. (1979). *The relationship of abnormal pronation to chondromalacia patellae in distance runners*. Journal of the American Podiatric Association. 69(2) : 159-61.
- Burgess PR. et Clark FJ. (1969). *Characteristics of knee joint receptors in the cat*. Journal of Physiology. 203 : 317-35.
- Burke D., Gandevia SC. et McKeon B. (1983). *The afferent volleys responsible for spinal proprioceptive reflexes in man*. Journal of Physiology [London]. 339 : 535-52.
- Burke JR. Et Kamen G. (1996). *Changes in spinal reflexes preceding a voluntary movement in young and old adults*. Journal of Gerontology. 51A(1) : M17-M22.
- Cailliet R. (1983). *Le pied*. 2e éd. Collection de Rééducation Fonctionnelle et de Réadaptation. Édition Masson. Paris.
- Capaday C. et Stein RB. (1986). *Amplitude modulation of the soleus H-reflex in the human during walking and standing*. Journal of Neuroscience. 6(5) : 1308-13.
- Capaday C. et Stein RB. (1987). *Difference in the amplitude of the human soleus H reflex during walking and running*. Journal of Physiology. 392 : 513-22.
- Carlson BR. et Kroll W. (1970). *The use of analysis of variance in estimating reliability of isometric elbow flexion strength*. The Research Quarterly. 41(2) : 129-34.
- Carlstedt CA. et Nordin M. (1989). *Biomechanics of tendons and ligaments*. Dans *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Sous la dir. de Nordin M. et Frankel VH. Lea et Febiger. Philadelphia. 59-74.
- Carné P. (1990). *Le réflexe d'Hoffman : Techniques, résultats, applications pratiques*. Journal de Réadaptation Médicale. 10(2) : 90-2.

- Cavanagh PR. et Rodgers MM. (1987). *The arch index: a useful measure from footprints*. Journal of Biomechanics. 20(5) : 547-51.
- Challis JH. et Kerwin DG. (1992). *Accuracy assessment and control point configuration when using the DLT for photogrammetry*. Journal of Biomechanics. 25(9) : 1053-58.
- Chan CWY. et Tsang H. (1985). *A quantitative study of flexion reflex in man : relevance to pain research*. Dans H.C. Fields, R. Dubner et F. Cervero. *Advances in Pain Research and Therapy*. Vol.9 Ed. Raven press. New York. 1985 : 361-70.
- Chao EYS., Neluheni EVD., Hsu RWW. et Paley D. (1994). *Biomechanics of malalignment*. Orthopedic Clinics of North America. 25(3) : 379-86.
- Clarke TE., Frederick EC. et Hamill CL. (1983). *The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running*. Medicine and Science in Sports and Exercise. 15(5) : 376-81.
- Cohen J. (1969). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Academic Press. New York.
- Collins DF., McIlroy WE. et Brooke JD. (1993). *Contralateral inhibition of soleus H reflexes with different velocities of passive movement of the opposite leg*. Brain Research. 603 : 96-101.
- Conseil consultatif sur les aides technologiques (1996). *Les Orthèses du pied*. Ministère de la Santé et des Services sociaux. Gouvernement du Québec. Québec. 171 pp.
- Cornwall MW. et McPoil TG. (1995). *Footwear and foot orthotic effectiveness research : a new approach*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 21(6) : 337-44.
- Cox JS. (1985). *Patellofemoral problems in runners*. Clinics in Sports Medicine. 4(4) : 699-715.
- Crenna P. et Frigo C. (1987). *Excitability of the soleus H reflex arc during walking and stepping in man*. Experimental Brain Research. 66 : 49-60.
- Crosby EB. et Insall J. (1976). *Recurrent dislocation of the patella. Relation of treatment to osteo-arthritis*. The Journal of Bone and Joint Surgery. 58A(1) : 9-13.
- deAndrade JR., Grant C. et Dixon A.StJ. (1965). *Joint distention and reflex muscle inhibition in the knee*. The Journal of Bone and Joint Surgery. 58A(2) : 313-22.
- Dehaven KE., Dolan WA. et Mayer PJ. (1979). *Chondromalacia patellae in athletes*. The American Journal of Sports Medicine. 7 : 5-11.
- Delwaide PJ. (1973). *Human monosynaptic reflexes and presynaptic inhibition: an interpretation of spastic hyperreflexia*. Dans Desmedt JE, editor. *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*. Vol 3. Basel, Karger. 508-22.
- DePalma A. (1954). *Diseases of the knee : Management in medicine and surgery*. J.B. Lippincott. London.
- Detmer DE. (1980). *Chronic leg pain*. The American Journal of Sports Medicine. 8 : 141-4.
- Dietz V., Faist. et Pierrot-Deseilligny E. (1990). *Amplitude modulation of the quadriceps H-reflex in the human during the early stance phase of gait*. Experimental Brain Research. 79 : 221-4.
- Donatelli RA. (1990). *Normal anatomy and biomechanics*. Chapitre 1. Dans *The Biomechanics of the Foot and Ankle*. F. A. Davies Company. Philadelphia. pp.3-31.

- Drez D. (1980). *Running footwear, examination of the training shoe, the foot and the functional orthotic devices*. The American Journal of Sports Medicine. 8 : 140-1.
- Dryburgh DR. (1988). *Chondromalacia Patellae*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. 11(3) : 214-7.
- Duchateau J. et Hainaut K. (1993). *Behaviour of short and long latency reflexes in fatigued human muscles*. Journal of Physiology. 471 : 787-99.
- Dumoulin J. et deBisschop G. (1984). *Électromyographie et électrodiagnostique*. Maloine S.A. Éditeur. Paris
- Duysens J., Trippel M., Horstmann GA. et Dietz V. (1990). *Gating and reversal of reflexes in ankle muscles during human walking*. Experimental Brain Research. 82 : 351-8.
- Ekholm J., Eklund G. et Skoglund S. (1960). *On the reflex effects from the knee joint of the cat*. Acta Physiology Scandinavia. 50 : 167-74.
- Eklund G. et Skoglund S. (1960). *On the specificity of the Ruffini like joint receptors*. Acta Physiology Scandinavia. 49 : 184-91.
- Eng JJ. et Pierrynowski MR. (1994). *The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running*. Physical Therapy. 74(9) : 836-44.
- Eng JJ. et Pierrynowski MR. (1993). *Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome*. Physical Therapy. 73(2) : 62-70.
- Eng JJ. et Pierrynowski MR. (1989). *Effect of foot orthotics on the kinematics of the knee joint*. Dans Congress Proceedings XII International Congress of Biomechanics, sous la dir. de Gregor RJ., Zernicke RF. et Whiting WC. International Society of Biomechanics. Los Angeles (CA). (Résumé # 14).
- Engelhorn R. (1983). *Agonist and antagonist muscle EMG activity pattern changes with skill acquisition*. Research Quarterly for Exercise and Sport. 54(4) : 315-23.
- Enoka RM. (1988). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinetic Publishers. Champaign (IL). 336 pp.
- Fahrer H., Rentsch HU., Gerber NJ., Beyeler Ch., Hess ChW. et Grünig B. (1988). *Knee effusion and reflex inhibition of the quadriceps*. The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]. 70-B : 635-8.
- Feltner ME., Macrae HSH., Macrae PG., Turner NS., Hartman CA., Summers ML. et Welch MD. (1994). *Strength training effects on rearfoot motion in running*. Medicine and Science in Sports and Exercise. 26(8) : 1021-27.
- Ferrel WR., Nade S. et Newbold PJ. (1986). *The interrelation of neural discharge, inter-articular pressure, and joint in the knee of dog*. Journal of Physiology. 373: 353-65.
- Ferrel WR. et Wood L. (1982). *The effect of increased intra-articular volume on the discharge of stretch receptors in the cat knee joint*. Dans Proceedings of the physiological society. April : 329-30.
- Ferrell WR. (1980). *The adequacy of stretch receptors in the cat knee joint for signaling joint angle throughout a full range of movement*. Journal of Physiology. 299 : 85-99.

- Ferry B., Boucher JP. et Poumarat G. (1995). *Effets d'un réalignement mécanique de la jambe par stimulation électrique au niveau du pied sur les composantes neuromusculaires du quadriceps*. Manuscrit soumis à Physiothérapie Canada.
- Ficat, P. (1970). *Pathologie fémoro-patellaire*. Paris : Masson et Cie.
- Ficat P. et Hungerford DS. (1977). *Disorders of the patello-femoral joint*. Williams and Wilkins. Baltimore. 262 pp.
- Flatow EL. (1994). *Computer simulation of glenohumeral and patellofemoral subluxation. Estimating pathological articular contact*. Clinical Orthopedics. 306 : 28-33.
- Forget R., Hultborn H., Meunier S., Pantieri R. et Pierrot-Deseilligny E. (1989). *Facilitation of quadriceps motoneurons by group I afferents from pretibial flexors in man. 2. Changes occurring during voluntary contraction*. Experimental Brain Research. 78 : 21-7.
- Francis PR.. (1988). *pathomechanics of the lower extremity in cycling*. Dans *Medical and Scientific Aspects of Cycling*, sous la dir. de Burke ER. et Newsom MM. Human Kinetics Publishers. Champaign (IL). pp. 3-16.
- Frederick EC. (1986). *Biomechanical consequences of sport shoe design*. Exercise and Sport Sciences Reviews. 14 : 375-400.
- Freehafer, A. (1962). *Study of the function of the patella*. Clinical Orthopedics. 25 : 163.
- Freychat P., Belli A., Carret JP. et Lacour J-R. (1996). *Relationship between rearfoot and forefoot orientation and ground reaction forces during running*. Medicine and Science in Sports and Exercise. 28(2) : 225-32.
- Fukushima Y., Yamashita N. et Shimada Y. (1982). *Facilitation of H-reflex by homonymous Ia-afferent fibres in man*. Journal of Neurophysiology. 48 : 1079-88.
- Fulkerson JP. (1997). *Disorders of the patellofemoral joint*. 3<sup>rd</sup> edition. Williams and Wilkins. 365 pp.
- Fulkerson JP. (1983). *The etiology of patellofemoral pain in young active patients*. Clinical Orthopedics. 179 : 129-33.
- Galtier B., Buillot M. et Vanneuville G. (1995). *Anatomical basis of the role of vastus medialis muscle in femoro-patellar degenerative arthropathy*. Surgical and Radiologic Anatomy. 17: 7-11.
- Garbalosa JC., McClure MH., Catlin PA. et Wooden M. (1994). *The frontal plane relationship of the forefoot to the rearfoot in an asymptomatic population*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 20(4) : 200-6.
- Garland SJ., Gerilovsky L. et Enoka RM. (1994). *Association between muscle architecture and quadriceps femoris H-reflex*. Muscle and Nerve. 17 : 581-92.
- Garrick JG. (1989). *Anterior knee pain (chondromalacia patellae)*. The Physician and Sportsmedicine. 17(1) : 75-84.
- Gerilovsky L., Gydikov A. et Radicheva N. (1977). *Changes in the shape of the extraterritorial potentials of tonic motor units, M- and H-responses of triceps surae muscles at different muscle lengths and under conditions of voluntary activation*. Experimental Neurology. 56 : 91-101.



- Gerilovsky L., Tsvetinov P. et Trenkova G. (1989). *Peripheral effects on the amplitude of monopolar and bipolar H-reflex potentials from the soleus muscle*. *Experimental Brain Research*. 76 : 173-81.
- Goh JCH., Lee PYC. et Bose K. (1995). *A cadaver study of the function of the oblique part of vastus medialis*. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*. 77-B : 225-31.
- Goldberg J., Sullivan J. et Seaborne DE. (1992). *The effect of two intensities of massage on H-reflex amplitude*. *Physical Therapy*. 72 : 449-57.
- Goodfellow J., Hungerford DS. et Woods C. (1976a). *Patello-femoral joint mechanics and pathology : 2. Chondromalacia patellae*. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 58B(3) : 291-9.
- Goodfellow J., Hungerford DS. et Zindel M. (1976b). *Patello-femoral joint mechanics and pathology : 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint*. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 58B(3) : 287-90.
- Grabiner MD., Koh TJ., Miller JF. et DeLozier GS. (1990). *Fatigue patterns of vastus medialis oblique and vastus lateralis during short-arc quadriceps exercises*. *Sport Medicine Update*. 4 : 24-6.
- Grana W. et Krieghauser L. (1985). *Scientific basis of extensor mechanism disorders*. *Clinics in Sports Medicine*. 4(2) : 247-58.
- Gray H. (1994). *Gray's Anatomy; Anatomy: Descriptive and Surgical*. 15<sup>ème</sup> édition. Réf. par T. Pickering Pick et Robert Howden. Chancellor Press. Finland.
- Gregor RJ., Cavanagh PR. et Lafortune M. (1985). *Knee flexor moments during propulsion in cycling – A creative solution to Lombard's paradox*. *Journal of Biomechanics*. 18(5) : 307-16.
- Grigg P. (1975). *Mechanical factors influencing response of joint afferent neurons from cat knee*. Thèse de doctorat non-publiée. Department of Physiology, University of Massachusetts Medical School. Worcester, Massachusetts.
- Grossi P. et Arner S. (1984). *Effect of epidural morphine on the Hoffman reflex in man*. *Acta Anaesthesiology Scandinavia*. 28 : 152-4.
- Gruber MA. (1979). *The conservative treatment of chondromalacia patellae*. *Orthopedic Clinics of North America*. 10(1) : 105-15.
- Gudas, C.J. (1980). *Patterns of lower extremity injury in 224 runners*. *Comprehensive Therapy*. Vol. 6 : 50-9.
- Guiheneuc P. et Ginet J. (1974). *Étude du réflexe de Hoffmann obtenu au niveau du quadriceps de sujets humains normaux*. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 36 : 225-31.
- Günel I., Araç S., Sahinoglu k. et Birvar K. (1992). *The innervation of the vastus medialis obliquus*. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*. 74-B : 624.
- Hamill J. et Knutzen KM. (1995). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Williams and Wilkins. Philadelphia. 244-283
- Hamill J., Milliron MJ. et Healy JA. (1994). *Stability and rearfoot motion testing : a proposed standard*. Dans *Proceedings: Eight Biennial Conference*. Canadian Society of Biomechanics. Calgary. 324-25.

- Hanten WP. et Schulthies SS. (1990). *Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and the vastus lateralis muscles*. *Physical therapy*. 70(9) : 39-43.
- Harding B. (1929). *An investigation into the cause of arthritic muscular atrophy*. *Lancet*. 1 : 433.
- Hébert J. (1995). *Effet de la vibration segmentaire manuelle sur l'excitabilité neuromusculaire*. Mémoire de maîtrise. Université du Québec à Montréal.
- Hébert L., Gravel JD., Arsenault AB. et Tremblay G. (1994). *Patellofemoral pain syndrome: the possible role of an inadequate neuromuscular mechanism*. *Clinical Biomechanics*. 9(2) : 93-7.
- Hehne HJ. (1990). *Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance*. *Clinical Orthopedics*. 258 : 73-85.
- Herman R. (1969). *Relationship between the H-reflex and the tendon jerk response*. *Electromyography*. 9 : 359-70.
- Hefzy MS. et Yang H. (1993). *A three-dimensional anatomical model of the human patello-femoral joint, for the determination of patello-femoral motions and contact characteristics*. *Journal of Biomedical Engineering*. 15(4) : 289-302.
- Hey Groves E.W. (1937). *Note on the extension apparatus of the knee joint*. *British Journal of Surgery*. 24 : 747.
- Hoffman P. (1918). *Über die Beziehungen der Sehnenreflexe zur willkürlichen Bewegung und zum Tonus*. *Zoological Biology*. 68 : 351-70.
- Hughes LY. (1985). *Biomechanical analysis of the foot and ankle for predisposition to developing stress fractures*. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 7(3) : 96-101.
- Hughston JC. (1968). *Subluxation of the patella*. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 50A : 1003-26.
- Hugon M. (1973). *Methodology of the Hoffmann reflex in man*. Dans Desmedt JE, editor. *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*, vol 3. Basel: Karger. 277-93.
- Hungerford DS. et Barry M. (1979). *Biomechanics of the patellofemoral joint*. *Clinical Orthopedics*. 144(10) : 9-14.
- Hungerford DS. et Lennox DW. (1983). *Rehabilitation of the knee in disorders of the patellofemoral joint : relevant biomechanics*. *The Orthopedic Clinics of North America*. 14(2) : 397-402.
- Hunt GC. (1985). *Examination of lower extremity dysfunction*. Dans James A. Gould III and Georges J. Davies (eds.). *Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. Vol. II. The C.V. Mosby Co. 408-36.
- Hvid I. et Andersen LI (1982). *The quadriceps angle and its relation to femoral torsion*. *Acta Orthopedics Scandinavia*. 53 : 577-9.
- Iles JF. et Roberts RC. (1987). *Inhibition in monosynaptic reflexes in human lower limb*. *Journal of Physiology [London]*. 385 : 69-87.

- Iles JF., Stokes M. et Young A. (1990). *Reflex actions of knee joint afferents during contractions of the human quadriceps*. *Clinical Physiology*. 10 : 489-500.
- Insall J. (1979). *Chondromalacia patellae : patellar malalignment syndrome*. *The Orthopedic Clinics of North America*. 10(1) : 117-27.
- Ireland ML. (1987). *Patellofemoral disorders in runners and bicyclists*. *Annals of Sports Medicine*. 3 : 77-84.
- ISB Standards Subcommittee on the Ankle. (1995). *A joint coordinate system for the ankle complex*. *International Society of Biomechanics Newsletter*. 59 : 6-8.
- James SL., Bate BT. et Osternig LR. (1978). *Injuries to runners*. *American Journal of Sports Medicine*. 5 : 40-50.
- Janisse DJ. (1994). *Indications and prescriptions for orthoses in sports*. *The Orthopedic Clinics of North America*. 25(1) : 95-107.
- Jayson MIV. et Dixon ASJ. (1970). *Intra-articular pressure in rheumatoid arthritis of the knee*. *Annals of Rheumatic Diseases*. 29 : 266-8.
- Joganich TG. (1991). *Influence of in-shoe orthotics on lower extremity function in cycling*. *Mémoire de maîtrise*. Arizona State University. Arizona.
- Johnson D., Thurston P. et Ashcroft P. (1977). *The Russian technique of faradism in the treatment of chondromalacia patellae*. *Physiotherapy Canada*. 29(5) : 266-8.
- Jorge M. et Hull ML. (1986). *Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling*. *Journal of Biomechanics*. 19(9) : 683-94.
- Kameyama O., Hayes KC. et Wolfe D. (1989). *Methodological considerations contributing to variability of the quadriceps H-reflex*. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 68(6) : 277-82.
- Kapandji IA. (1985). *Membre inférieur. Physiologie articulaire; schémas commentés de mécanique humaine*. Tome 2. 5e éd. Maloine S.A. Éditeur. Paris. 270 pp.
- Karst GM. et Jewett PD. (1993). *Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components*. *Physical Therapy*. 73 : 286-99.
- Kaufer, H. (1971). *Mechanical function of the patella*. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 53A : 1551.
- Kandel ER. et Schwartz JH. (1985). *Principles of neural science*. 2<sup>nd</sup> edition. Elsevier Science Publishing Co. New York. 979 pp.
- Kennedy JC., Alexander IJ. et Hayes KC. (1982). *Nerve supply of the human knee and its functional importance*. *The American Journal of Sports Medicine*. 10 : 329-35.
- Kernozek TW. et Greer NL. (1993). *Quadriceps angle and rearfoot motion: relationships in walking*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 74 : 407-10.
- Kilmartin TE. et Wallace WA. (1994). *The scientific basis for the use of biomechanical foot orthoses in the treatment of lower limb sports injuries - a review of the literature*. *British Journal of Sports Medicine*. 28(3) : 180-3.
- King MA. et Boucher JP. (1996). *Patellofemoral dysfunction ... No longer an enigma*. (Notes de cours). New Hampshire, USA. 75 pp.

- King, M.A., Pépin, A., Lefebvre, R. et Boucher, J.P. (1989). *Quadriceps femoris activity through the knee extension range of motion*. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 21(2) : S91.
- Kirk RE. (1982). *Experimental design: Procedures for the behavioral sciences*. 2<sup>nd</sup> ed. Brooks/Cole Publishing Company. Belmont, CA.
- Knight K. (1985). *Quadriceps strengthening with the DAPRE technique : case studies with neurological implications*. *Medicine and Science in Sports and Exercises*. 17(6) : 646-50.
- Knight AD. et Levick RJ. (1981). *Pressure-volume relationships and fluid compartmentation in synovial joints*. Dans *Proceedings of the Physiological Society*. June : 36-7.
- Koh TJ., Grabiner MD. et De Stuart RJ. (1992). *In vivo tracking of the human patella*. *Journal of Biomechanics*. 25(6) : 3-637-43.
- Korr IM. (1947). *The neural basis of the osteopathic lesion*. Présenté à 51<sup>st</sup> Annual Convention of the American Osteopathic Association. Chicago.
- Kots YM. (1971). *Amélioration de la force musculaire par la stimulation électrique*. *Revue soviétique Théorie et Pratique de la Culture Physique*. No. 3 et 4 : 1-21.
- Kotwick JE. (1982). *Biomechanics of the foot and ankle*. *Clinics in Sports Medicine*. 1(1) : 19-34.
- Krassorevitch M., Delwaide PJ. et Hugon M. (1972). *Modifications du réflexe Hoffmann par l'étirement contrôlé du muscle soléaire*. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 32 : 465-70.
- Kreighbaum E. et Barthels KM. (1990). *Biomechanics*. 3<sup>rd</sup> edition. Macmillan Publishing Company. New York.
- Kroll W. (1967). *Reliability theory and research decision in selection of a criterion score*. *The Research Quarterly*. 38(3) : 412-9.
- Kukulka CG., Fellows WA, Oehlertz JE. et Vanderwilt SG. (1985). *Effect of tendon pressure on alpha motoneuron excitability*. *Physical Therapy*. 65(5) : 595-600.
- Kummel BM. (1980a). *The diagnosis of patellofemoral derangements*. *Primary Care : Clinic in Office Practice*. 7(2) : 199-216.
- Kummel BM. (1980b). *The treatment of patellofemoral problems*. *Primary Care : Clinic in Office Practice*. 7(2) : 217-29.
- Lefebvre R. (1991). *L'effet de l'orthèse plantaire et de l'électrostimulation sur le syndrome patello-fémoral*. Mémoire de maîtrise. Université du Québec à Montréal. Montréal.
- Lefebvre R. et Boucher JP. (1989). *Effects of foot orthotics upon the ankle and knee mechanical alignment*. Dans *Congress Proceedings of the XII International Congress of Biomechanics*, sous la dir. de Gregor RJ., Zernicke RF. et Whiting WC. International Society of Biomechanics. Los Angeles (CA). (Résumé #114).
- Lefebvre R., Leroux A., Poumarat G., Vanneville G. et Boucher JP. (1994). *Vastus medialis: anatomical and functional considerations and implications*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 26(5) : S12.
- Lefebvre R., Pépin, A., King, MA. et Boucher, JP. (1989). *Quadriceps femoris muscle activity in patello-femoral syndrome (PFS)*. *Medicine and Science in Sport and Exercise*. 21(2).

- LeFlohic J-C. et Boucher JP. (1990). *Notions de stimulation électrique thérapeutique : neuromusculaire et antalgique*. (Manuscrit non publié). Montréal. 142 pp.
- Lennington KR. et Yanchuleff TT. (1983). *The use of isokinetics in the treatment of chondromalacia patellae : A case report*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 4 : 176-8.
- Leroux A., Bélanger M. et Boucher JP. (1995). *Pain effect on monosynaptic and polysynaptic reflex inhibition*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 76 : 576-82.
- Leroux A., Lefebvre R., Poumarat G., Vanneville G. et Boucher JP. (1994). *Vastus medialis functional investigation through electrical stimulation*. Medicine and Science in Sports and Exercise. 26(5) : S12.
- LeVeau B. et Rogers C. (1980). *Selective training of the vastus medialis muscle using EMG biofeedback*. Physiotherapy. 60(11) : 1410-5.
- Lieb FJ. et Perry J. (1968). *Quadriceps function: an anatomical and mechanical study using amputated limb*. The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]. 50 : 1535-48.
- Lieb FJ. et Perry J. (1971). *Quadriceps function: An electromyographic study under isometric conditions*. The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]. 53 : 749-58.
- Lowther DA. (1985). *The effect of compression and tension on the behavior of connective tissue*. Aspects of Manipulative Therapy. 2<sup>nd</sup> Edition. Churchill Livingstone. Melbourne. 16-22.
- MacIntyre DL. et Robertson GE. (1992). *Quadriceps muscle activity in woman runners with and without patellofemoral pain syndrome*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 73 : 10-14.
- Maitland GD. (1985). *The importance of adding compression when examining and treating synovial joints*. Aspects of Manipulative Therapy. 2<sup>nd</sup> Edition. Churchill Livingstone. Melbourne. 109-15.
- Malek M. et Magine R. (1981). *Patellofemoral pain syndrome : a comprehensive and conservative approach*. The Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy. 2(3) : 108-16.
- Malone T., Blackburn T. et Wallace L. (1980). *Knee rehabilitation*. Physical Therapy. 60(12) : 1602-9.
- Mariani PP. et Caruso I. (1979). *An electromyographic investigation of subluxation of the patella*. The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]. 61 : 169-71.
- Mark RF., Coquery JM. et Paillard J. (1968). *Autogenic reflex effects on slow and steady stretch of the calf muscle in man*. Experimental Brain Research. 6 : 130-45.
- McArdle WD., Katch F. et Katch V. (1987). *Physiologie de l'activité physique, énergie, nutrition et performance*. 2<sup>ème</sup> édition. Vigot. Paris.
- McClay IS., Cavanagh PR., Sommer HJ. et Kalenak A. (1991). *The effect of orthotic treatment on tibiofemoral and patellofemoral kinematics*. Physical Therapy. 71(6) (supplément R070).
- McConnell J. (1986). *The management of chondromalacia patellae: A long-term solution*. Australia Journal of Physiotherapy. 32 : 215-23.

- McConnell J. (1987). *Training the vastus medialis oblique in the management of patellofemoral pain*. Dans Proceedings of the Tenth International Congress of the WCPT. Sydney, Australia. 17-22.
- McConnell J. (1989). *McConnell Patellofemoral Treatment Plan*. (Notes de cours - Manuscrit non publié). Sydney, Australia. 67 pp.
- McCulloch MU., Brunt D. et Vander Linden D. (1993). *The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 17(1) : 2-10.
- McIlroy WE., Collins DF. et Brooke JD. (1992). *Movement features and H-reflex modulation. II. Passive rotation, movement velocity and single leg movement*. Brain Research. 582 : 85-93.
- McNair PJ. et Marshall RN. (1994). *Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes*. British Journal of Sports Medicine. 28(4) : 256-60.
- McPoil TG. Jr., Adrian M. et Pidcoe P. (1989). *Effects of foot orthoses on center-of-pressure patterns in women*. Physical Therapy. 69(2) : 66-71.
- McPoil TG. Jr. et Brocato RS. (1985). *The foot and ankle: biomechanical evaluation and treatment*. Dans Textbook of Physical Therapy: Orthopaedic and Sports Physical Therapy, sous la dir. de Gould JA. and Davies GJ. CV. Mosby Co. St-Louis (MO). 313-41.
- McPoil TG. Jr. et Knecht HG. (1985). *Biomechanics of the foot in walking: a function approach*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 7(2) : 69-72.
- Merchant AC. (1997). *Foreword*. Dans Fulkerson Ed. *Disorders of the patellofemoral joint*. 3<sup>rd</sup> edition. Williams and Wilkins. pp. v-vi.
- Merchant AC. (1988). *Classification of patellofemoral disorders*. Arthroscopy. 4(4) : 235-40.
- Messier SP., Davis SE., Curl WW., Lowery RB. et Pack RJ. (1991). *Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners*. Medicine and Science in Sports and Exercise. 23(9) : 1008-15.
- Michaud TC. (1988). *Pathomechanics and treatment of hallux limitus: a case report*. Chiropractic Sports Medicine. 2(2) : 55-60.
- Milner-Brown HS., Stein RB. Et Lee RG. (1975). *Synchronisation of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. 38 : 245-54.
- Misevich KW. et Cavanagh PR. (1982). *Material aspects of modeling shoe/foot interaction*. Présenté au Symposium Biomechanical Properties of Sport Shoes and Playing Surfaces. Nijmegen, The Netherlands.
- Moffroid M. et Whipple R. (1970). *Specificity of speed of exercise*. Physical Therapy. 50(12) : 1692-1700.
- Moller BN., Krebs B., Tidemand Dal C. et Aaris K. (1986). *Isometric contractions in the patellofemoral pain syndrome. An electromyographic study*. Archives of Orthopedics Traumatological Surgery. 105 : 24-7.
- Mongia KS. (1972). *H-reflex from quadriceps and gastrocnemius muscles*. Electromyography. 12(3) : 179-90.

- Morelli M., Seaborne DE. et Sullivan SJ. (1991). *H-reflex modulation during manual muscle massage of human triceps surae*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 72 : 915-9.
- Morimoto S. (1986). *Effect of length change in muscle fibers on different motoneuronal pools of the lower limb in man*. Japan Journal of Physiology. 36 : 773-82.
- Moritani T., Oddson L. et Thorstensson A. (1990). *Differences in modulation of the gastrocnemius and soleus H-reflexes during hopping in man*. Acta Physiologica Scandinavica. 138 : 575-6.
- Moss, RI., DeVita P. et Dawson ML. (1992). *A biomechanical analysis of patellofemoral stress syndrome*. Journal of Athletic Training. 27(1) : 64-9.
- Mow V., Holmes M. et Lai W. (1984). *Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage : A review*. Journal of Biomechanics. 17 : 377-94.
- Murphy BA., Dawson NJ. et Slack JR. (1995). *Sacroiliac joint manipulation decrease the H-reflex*. Electromyography and Clinical Neurophysiology. 35 : 87-94.
- Nawoczenski DA., Cook TM. et Saltzman CL. (1995). *The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 21(6) : 317-27.
- Neptune RR., Kautz SA. Et Hull ML. (1997). *The effect of pedaling rate on coordination in cycling*. Journal of Biomechanics. 30(10) : 1051-8.
- Newell SG. et Bramwell ST. (1984). *Overuse injuries to the knee in runners*. The Physician and Sportsmedicine. 12(3) : 80-92.
- Nigg, BM., Cole GK. et Nachbauer W. (1993). *Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running*. Journal of Biomechanics. 26(8) : 909-16.
- Nigg, BM. et Morlock M. (1987). *The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces*. Medicine and Science in Sports and Exercise. 19(3) : 294-302.
- Nordin M. et Frankel VH. (1989). *Biomechanics of the knee*. Dans *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Sous la dir. de Nordin M. et Frankel VH. Lea & Febiger. Philadelphia. 115-34.
- Nuber GW. (1988). *Biomechanics of the foot and ankle during gait*. Clinics in Sports Medicine. 7(1) : 1-13.
- Nutig MH. (1981). *Orthopaedic injuries in runners*. Orthopaedic review. 10 : 97-100.
- Outerbridge RE. (1961). *The etiology of chondromalacia patellae*. The Journal of Bone and Joint Surgery. 43B(4) : 752-7.
- Outerbridge RE. et Dunlop JA. (1975). *The problem of chondromalacia patellae*. Clinical Orthopaedic Journal. 110 : 177-96.
- Paillard J. (1955). *Réflexes et régulations d'origine proprioceptive chez l'homme. Étude neurophysiologique et psychologique*. Librairie Arnette. Paris. 293 pp.
- Patterson MM. et Steinmetz JE. (1986). *Long-lasting alterations of spinal reflexes : a potential basis for somatic dysfunction*. Manual Medicine. 2 : 38-42.
- Petit Larousse de la médecine. (1993). Tome 1 et 2. Librairies Larousse. Paris. 995 pp.

- Pevsner D., Johnson J. et Blazina M. (1979). *The patellofemoral joint and its implications in the rehabilitation of the knee*. Physical Therapy. 59(7) : 869-74.
- Picciano AM., Rowlands MS. et Worrell T. (1993). *Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 18(4) : 553-8.
- Pierrot-Deseilligny E. et Mazières L. (1984). *Circuits réflexes de la moelle épinière chez l'homme. Contrôle au cours du mouvement et rôle fonctionnel (1ère partie)*. Revue de Neurologie. Paris. 140(11) : 605-14.
- Pierrot-Deseilligny E., Morin C., Bergegot C. et Tankov N. (1983). *Pattern of group I fibre projections from ankle flexor and extensor muscles in man*. Experimental Brain Research. 43 : 337-50.
- Post M. (1987). *Physical Examination of the Musculoskeletal System*. Year Book Medical Publishers. Chicago. 311 pp.
- Powers CM., Maffucci R. et Hampton S. (1995). *Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 22(4) : 155-60.
- Puniello MS. (1993). *Iliotibial band tightness and medial patellar glide in patients with patellofemoral dysfunction*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 17(3) : 144-8.
- Radin EL., Martin RB., Burr DB. et al. (1984). *Effects of mechanical loading on the tissues of the rabbit knee*. Journal of Orthopaedic Research. 2 : 221-34.
- Radin EL., Orr RB., Paul IL. et al. (1982). *Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep*. Journal of Biomechanics. 15 : 487-92.
- Renström, P. et Johnson, R.J. (1985). *Overuse injuries in sports. A review*. Sports Medicine. 2 : 316-33.
- Reynolds L., Levin TA., Medeiros JM., Alder NS. et Hallum A. (1983). *EMG activity of the vastus medialis oblique and the vastus lateralis in their role in patellar alignment*. American Journal of Physical Medicine. 62(2) : 61-71.
- Richardson C. (1985). *The role of the knee musculature in high speed oscillating movements of the knee*. Dans MTA 4<sup>th</sup> Biennial Conference Proceedings. Brisbane. 59-70.
- Roach JE., Tomblin W. et Eyring EJ. (1975). *Comparison of the effects of steroid, aspirin and sodium salicylate on articular cartilage*. Clinical Orthopedics. 106 : 350-6.
- Romano C. et Schieppati M. (1987). *Reflex excitability of human soleus motoneurons during voluntary shortening or lengthening contractions*. Journal of Physiology. 390 : 271-84.
- Root ML., O'Brien WP. et Weed JH. (1977). *Clinical biomechanics - Vol. II : Normal and Abnormal function of the foot*. Clinical Biomechanics Corporation Publishers. Los Angeles, Ca.
- Rothbart BA. et Estabrook L. (1988). *Excessive pronation: a major biomechanical determinant in the development of chondromalacia and pelvic lists*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. 11(5) : 373-9.
- Rutherford LM. (1984). *Anatomy of the foot; biomechanics of gait; pathomechanics of gait, examination of the foot*. Notes de cours.



- Sabbahi A. et Khalil M. (1980). *Segmental H-reflex in upper and lower limbs of healthy subject*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 71 : 216-21.
- Sachithanandam V. et Joseph B. (1995). *The influence of footwear on the prevalence of flat foot*. The Journal of Bone and Joint Surgery. 77-B(2) : 254-7.
- Sale DG., MacDougal JD., Upton ARM et McComas AJ. (1983). *Effect of strength training upon motoneuron excitability in man*. Medicine and Science in Sports and Exercise. 15(1) : 57-62.
- Salter R. (1982). *The prevention of arthritis through preservation of cartilage*. Review Coll. Lecture of the Journal of Canadian Association of Radiology 32 : 5-7.
- Saltzman CL., Nawoczenski DA. et Talbot KD. (1995). *Measurement of the medial longitudinal arch*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 76 : 45-9.
- Sammarco JG. (1989). *Biomechanics of the foot*. Dans *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Sous la dir. de Nordin M. et Frankel VH. Lea & Febiger. Philadelphia. 163-81.
- Scharf W., Weinstabl R. et Orthner E. (1985). *Anatomische untercheidung und klinische bedeutung zweier verschiedener anteile des musculus vastus medialis*. Acta anatomy. 123 : 108-11.
- Schieppati M. (1987). *The Hoffmann reflex: a means of assessing spinal reflex excitability and its descending control in man*. Progress in Neurobiology. 28 : 345-76.
- Shambaugh JP., Klein A. et Herbert JH. (1991). *Structural measures as predictors of injury in basketball players*. Medicine and Science in Sports and Exercise. 23(5) : 522-7.
- Sikorski J., Peters J. et Watt I. (1979). *The importance of femoral rotation in chondromalacia patellae as shown by serial radiography*. The Journal of Bone and Joint Surgery. 61B : 435-42.
- Sirois JP., Allard P., Thiry PS. et Drouin G. (1985). *Evaluation of foot deformity in Freidreich's ataxia using a three dimensional geometric model*. Dans *Biomechanics IX-A*, sous la dir. de Winter DA., Norman RW., Wells RP., Hayes KC. et Patla AE. Human Kinetics Publishers. Champaign (IL). 212-6.
- Skoglund S. (1956). *Anatomical and physiological studies of knee joint innervation in the cat*. Acta Physiology Scandinavia. 36(124) : 1-101.
- Smilie IS. (1949). *The quadriceps in relation to recovery from injuries of the knee*. Physiotherapy. 35 : 53-7.
- Smillie I. (1978). *Injuries of the knee joint*. Churchill Livingstone. Edinburgh.
- Smith LS., Clarke TE., Hamill CL. et Santopietro F. (1986). *The effects of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running*. Journal of the American Podiatric Medical Association. 76(4) : 227-33.
- Snyder-Mackler L., Garrett M. et Roberts M. (1989). *A comparison of torque generating capabilities of three different electrical stimulating currents*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2 : 297-301.
- Soderberg G. et Cook T. (1983). *An electromyographic analysis of quadriceps femoris muscle setting and straight leg raising*. Physical Therapy. 63(9) : 1434-8.

- Souza DR. et Gross MT. (1991). *Comparison of VM obliquus: VL muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain.* Physical Therapy. 71 : 310-20.
- Spencer JD., Hayes KC. et Alexander IJ. (1984). *Knee joint effusion and quadriceps inhibition in man.* Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 65 : 171-7.
- Stanish, W.D. (1984). *Overuse injuries in athletes : A perspective.* Medicine in Science and Sports Exercises. 16 : 1-7.
- Steadman JR. (1979). *Nonoperative measures for patellofemoral problems.* The American Journal of Sports Medicine. 7(6) : 374-5.
- Stein LA., Endicott AN., Sampalis JS., Kaplow MA., Patel MD. et Mitchell NS. (1993). *Motion of the patella during walking : A video digital-fluoroscopic study in healthy volunteers.* ARJ American Journal of Roentgenology. 161(3) : 617-20.
- Stein RB. et Capaday C. (1988). *The modulation of human reflexes during functional motor tasks.* Trends in Neuroscience. 11 : 328-32.
- Stein RB., Yang JF., Bélanger M. et Pearson KG. (1993). *Modification of reflexes in normal and abnormal movements.* Progress in Brain Research. 97 : 189-96.
- Steindler A. (1955). *Kinesiology of the Human Body.* Springfield, Il : Charles C. Thomas.
- Stener B. (1969). *Reflex inhibition of the quadriceps elicited from a subperiosteal tumour of the femur.* Acta Orthopedics Scandinavia. 40 : 86-91.
- Stener B. et Petersen I. (1962). *Electromyographic investigation of reflex effects upon stretching the partially ruptured medial collateral ligament of the knee joint.* Acta Chir Scandinavia. 124 : 396-415.
- Stokes M. et Young A. (1984). *The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness.* Clinical Science. 67 : 7-14.
- Stratford P. (1981). *Electromyography of the quadriceps femoris muscles in subjects with normal knees and acutely effused knees.* Physical Therapy. 62(3) : 279-83.
- Tanaka Y., Takakura Y., Kumai T., Samoto N. et Tamai S. (1995). *Radiographic analysis of hallux valgus.* The Journal of Bone and Joint Surgery. 77-A(2) : 205-13.
- Taunton JE., Clement DB., Smart GW., Wiley JP. et McNicol KL. (1985). *A triplanar electrogoniometer investigation of running mechanics in runners with compensatory overpronation.* Canadian Journal of Applied Sport Sciences. 10(3) : 104-15.
- Thiranagama R. (1990). *Nerve supply of the human vastus medialis muscle.* Journal of Anatomy. 170 : 193-8.
- Tiberio D. (1987). *The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics : A theoretical model.* The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 9 : 160-5.
- Tomaro J. et Burdett RG. (1993). *The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait.* The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 18(4) : 532-6.
- Tortora GJ. (1989). *Principles of Human Anatomy.* 5<sup>ème</sup> edition. Harper Collins Publishers. New York.

- Vallois, H. (1917). *La valeur morphologique de la rotule chez les mammifères*. Bulletin des Membres de la Section d'Orthopédie (Paris). Janvier : 18.
- Vander AJ., Sherman JH. et Luciano DS. (1977). *Physiologie humaine*. 2<sup>ème</sup> édition. McGraw-Hill. Montréal.
- Van Eijden TM., De Boer W. et Weijs WA. (1985). *The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle*. Journal of Biomechanics. 18 : 803-9.
- Voight ML. et Wieder DL. (1991). *Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction*. The American Journal of Sports Medicine. 19(2) : 131-7.
- Wallace LA., Mangine RE. et Malone T. (1985). *The knee*. Orthopaedic and Sports Physical Therapy. Vol. II. 342-64.
- Wang C-L, Cheng C-K., Chen C-W., Lu C-M., Hang Y-S. et Liu T-K. (1995). *Contact areas and pressure distributions in the subtalar joint*. Journal of Biomechanics. 28(3) : 269-79.
- Warfel JH. (1993). *The Extremities. Muscles and Motor points*. 6<sup>th</sup> edition. Lea & Febiger. Philadelphia, USA. 140 pp.
- Weinstabl R., Scharf W. et Firbas W. (1989). *The extensor apparatus of the knee joint and its peripheral vasti: anatomic investigation and clinical relevance*. Surgical and Radiologic Anatomy. 11 : 17-22.
- Wiberg G. (1941). *Roentgenographic and anatomic studies on the femoro-patellar joint..* Acta Orthopedics Scandinavia. 12 : 319-410.
- Wike B. (1967). *The neurology of joints*. Annals R. Coll. Surgery. 41 : 25-50.
- Wike B. (1981). *The neurology of joints : a review of general principles*. Clinics in Rheumatic Diseases. 7(1) : 223-39.
- Wild J., Franklin T. et Woods G. (1982). *Patellar pain and quadriceps rehabilitation : an EMG study*. The Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy. 10(1) : 12-5.
- Wiles P., Andrews PS. et DeVas MB. (1956). *Chondromalacia of the patella*. The Journal of Bone and Joint Surgery. 38B : 95-113.
- Williams R., Morrissey M. et Brewster C. (1986). *The effect of electrical stimulation on quadriceps strength and thigh circumference in meniscectomy patients*. The Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy. 8(3) : 143-6.
- Winer BJ. (1971). *Statistical Principles in Experimental Design*. 2<sup>nd</sup> edition. McGraw-Hill. New York.
- Winter DA. (1987). *The biomechanics and motor control of human gait*. University of Waterloo Press. Waterloo (Ont). 72 pp.
- Wise H., Fiebert I. et Kates J. (1984). *EMG biofeedback as treatment for patellofemoral pain syndrome*. The Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy. 6(2) : 95-103.
- Wittenbecker NL. et DiNitto Jr. LM. (1989). *Successful treatment of patellofemoral dysfunction in a dancer*. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2 : 270-3.
- Yang SM., Kayamo J., Norimatsu T., Fujita M., Matsusaka N., Susuki R. et Okumura H. (1983). *Dynamic changes of the arches of the foot during walking*. Dans *Biomechanics*

*IX-A*, sous la dir. de Winter DA., Norman RW., Wells RP., Hayes KC. et Patla AE.  
Human Kinetics Publishers. Champaign (IL). 417-22.

Yang JF. et Stein RB. (1990). *Phase-dependent reflex reversal in human leg muscles during walking*. Journal of Neurophysiology. 63 : 1109-17.

Young A., Stokes M. et Iles JF. (1987). *Effects of joint pathology on muscle*. Clinical Orthopedics and Related Research. 219 : 21-7.

Zimny M. (1988). *Mechanoreceptors in articular tissues*. The American Journal of Anatomy. 182 : 16-32.

## **APPENDICE A**

### **DÉFINITIONS**

Dans ce projet de recherche, les termes nécessitant une définition élaborée sont présentés ci-dessous :

*abduction* : mouvement latéral du pied et de la cheville dans le plan transverse (Donatelli, 1990).

*activité électromyographique (EMG)* : technique qui consiste à capter un signal myoélectrique et à mesurer les potentiels d'action d'unités motrices durant une contraction musculaire. Il s'agit donc de la sommation algébrique de toutes les unités motrices situées à l'intérieur de la surface de détection de l'électrode ou des électrodes. Lorsqu'amplifié, ce signal est appelé « activité électromyographique » ou « électromyogramme ». Lorsque l'amplitude est indiquée, sa valeur est exprimée en mV ou en  $\mu$ V (Basmajian et DeLucas, 1985 ; Winter, 1987)

*adduction* : mouvement médial du pied et de la cheville dans le plan transverse (Donatelli, 1990).

*angle de pronation* : dans un système à deux dimensions, en vue postérieure dans le plan frontal, l'angle de pronation se mesure par l'angle séparant l'éversion du calcaneus de la ligne centrale de la jambe. En biomécanique, la convention des signes indique que la pronation s'exprime en données positives alors que la supination s'exprime en données négatives (Clarke et al., 1983). De plus, on parle d'hyperpronation lorsque l'angle de l'articulation talo-calcaneéenne, en vue postérieure dans le plan frontal, est supérieur à  $6^\circ$  (Michaud, 1988).

*angle Q* : angle de traction du quadriceps sur la patella qui influence ainsi le mouvement de la patella dans la gouttière inter-condylienne. Il s'agit en fait de l'angle formé entre la ligne unissant l'épine iliaque antéro-supérieure et le centre anatomique de la patella, et le prolongement supérieur de la ligne unissant le point central de la patella avec la tubérosité antérieure du tibia (Fulkerson, 1997) .

*arthroscopie* : examen endoscopique d'une cavité articulaire au moyen d'un arthroscope. Dans le cas d'un syndrome fémoro-patellaire, cette technique d'investigation invasive, basée sur la technologie des fibres optiques, permet de visualiser les lésions cartilagineuses fémoro-patellaires présentes (Fulkerson, 1997).

*chaîne multi-segmentaire* : plusieurs segments et articulations combinés successivement et travaillant en synergie au niveau musculaire (McPoil et Knecht, 1985).

*chondromalacia patellae* : pathologie consistant en une fissure, une usure ou un attendrissement du tissu collagène du cartilage sous-patellaire. La chondromalacia patellae, telle qu'exprimée en latin, est ainsi nommée que lorsqu'elle a été diagnostiquée à l'aide de l'arthroscopie, sinon l'ensemble des symptômes est considérée comme un syndrome fémoro-patellaire (Ficat et Hungerford, 1977).

*coin pronateur* : renforcement ou élévation en biseau du bord externe du talon ou du cinquième métatarse d'une chaussure ou d'une semelle orthopédique destinée à corriger la supination (Lefebvre et Boucher, 1989) ou à créer la pronation de l'arrière-pied ou de l'avant-pied.

*coin supinateur* : renforcement ou élévation en biseau du bord interne du talon ou du premier métatarse d'une chaussure ou d'une semelle orthopédique destinée à corriger respectivement la pronation de l'arrière-pied ou de l'avant-pied (Lefebvre et Boucher, 1989).

*contraction volontaire maximale* : contraction volontaire par laquelle le sujet tente d'obtenir la force maximale d'un muscle ou d'un groupe musculaire (Basmajian et DeLucas, 1985).

*dorsiflexion* : mouvement qui rapproche la face dorsale du pied de la face antérieure de la jambe. Le terme flexion dorsale du pied est aussi utilisé (Cailliet, 1983).

*dysfonction* : fonctionnement anormal ou altéré (King et Boucher, 1996).

*dysfonction fémoro-patellaire* : une présentation de patrons de mouvements aberrants s'écartant de la position biomécanique neutre d'un individu avec altération simultanée de la conduction nerveuse au membre inférieur, résultant en un déséquilibre mécanique, musculaire et des tissus mous, et un contrôle moteur altéré du membre inférieur accompagné d'une présentation possible de symptômes (King et Boucher, 1996).

*électrostimulation* : emploi du courant électrique à des fins thérapeutiques selon une modalité qui tient compte du choix de neuf paramètres ou caractères répartis en trois groupes distincts : (1) les caractères essentiels regroupant la forme de l'onde, la fréquence, et l'intensité des impulsions, (2) les caractères secondaires regroupant la polarité du courant, la wobulation, et la modulation des impulsions, et (3) les caractères fonctionnels qui sont la durée du traitement, le temps actif (i.e., le temps de travail), et le temps passif (i.e., le temps de repos) (LeFlohic et Boucher, 1990).

*EMG intégré moyen* : quantification de la surface sous la courbe de l'onde EMG suite à la rectification de son signal brut. Elle a comme unité de mesure les  $\mu\text{V} \times \text{sec}$  ou les  $\text{mV} \times \text{sec}$ . Cette intégrale d'EMG est utilisée dans le calcul de l'EMG intégré moyen lorsqu'elle est divisée par la durée du signal EMG. La période d'intégration devrait être décrites en secondes ou en ms (Basmajian et DeLucas, 1985).

*étendue maximale de la variation de déplacement linéaire* : amplitude crête à crête maximale de la variation de la position d'un réflecteur entre l'hémi-phase positive et négative situées de part et d'autre de la ligne de régression.

*éversion* : mouvement qui rapproche la face latérale du pied de la face latérale de la jambe (Cailliet, 1983).

*cisaillement* : force de glissement latéral qui peut être un frottement appliqué entre deux structures osseuses via leur cartilage ( $\rightarrow\leftarrow$  ou  $\leftarrow\rightarrow$ ). Dans le cas de l'articulation fémoro-patellaire, il s'agit de la force appliquée lors du déplacement latéral de la face postérieure inféro-interne (i.e., à  $0^\circ$  de flexion), médiane (i.e., à  $45^\circ$  de flexion), et supéro-interne (i.e., à  $90^\circ$  de flexion) de la patella sur la face cartilagineuse des condyles fémoraux (adaptation de la définition d'Enoka, 1988 ; de Ficat et Hungerford, 1977 ; et Nordin et Frankel, 1989).

*compression* : forces appliquées à la surface du cartilage de deux structures osseuses, de même direction mais de sens opposé ( $\rightarrow \mid \leftarrow$ ). Dans le cas de l'articulation fémoro-patellaire, il s'agit de la force longitudinale entre la face postérieure de la patella et les condyles fémoraux (adaptation de la définition de Nordin et Frankel, 1989).

*hallux* : phalanges du gros orteil (Nordin et Frankel, 1989).

*hallux valgus* : déviation en dehors du gros orteil. La pression du soulier force l'hallux latéralement. Le résultat est une déviation médiale du premier métatarse qui augmente l'angle entre le prolongement du premier métatarse et les phalanges du gros orteil (hallux) (traduction libre de Nordin et Frankel, 1989).

*hauteur d'arche médiale longitudinale* : hauteur entre le sol et le point le plus haut le long de la marge de tissu mou de la courbure plantaire médiale (Saltzman et al., 1995).

*isométrique* : action par laquelle un muscle ou un groupe musculaire développe une tension sans changement de longueur, ou un moment de force sans que l'angle de l'articulation ne se



modifie. Une contraction isométrique maximale est donc l'application d'une force maximale contre une résistance fixe (Basmajian et DeLucas, 1985 ; Enoka, 1988).

*moment de force net maximal* : produit de la force par la distance perpendiculaire la séparant d'un axe de rotation qui est, par exemple dans l'étude de Lefebvre (1991), l'axe frontal ou bilatéral du genou. Son unité de mesure est le Newton-mètre (Nm). Le moment de force articulaire est le résultat net de toutes les forces internes agissant à cette articulation et comprend les moments associés aux muscles, ligaments, frottement articulaire, et aux contraintes structurelles.

*orthèse plantaire* : orthèse du pied conçue et fabriquée à partir de mensurations du pied et d'un moulage de la surface plantaire et des contours du pied, qui s'insère dans une chaussure et qui est appliquée sur une partie ou toute la surface plantaire (Conseil consultatif sur les aides technologiques, 1996).

*parésie* : paralysie légère ou incomplète se traduisant par une diminution de la force musculaire (Enoka, 1988 ; Boucher et al., 1992).

*pied normal* : le pied normal se conforme aux critères tels que l'absence de douleur, l'équilibre musculaire normal, l'absence de raideur, le talon non dévié d'un côté ou de l'autre, et les orteils rectilignes et mobiles, autant lors de la station debout que lors des phases d'appui de la marche (Cailliet, 1983).

*point moteur* : endroit sur le muscle où une contraction minimale est provoquée par une stimulation électrique de courte durée et d'intensité minimale (Basmajian et DeLucas, 1985 ; Boucher et al., 1992 ; Enoka, 1988).

*position sous-astragaliennne neutre* : position qui est atteinte lorsque les axes obliques individuels des articulations astragalo-naviculaire et calcaneo-cuboïde sont parallèles et agissent comme système unique bougeant librement. Cette position est aussi celle où l'arrière-pied n'est ni en pronation, ni en supination (Kotwick, 1982).

*potentiel d'action d'unité motrice* : nom donné à une forme d'onde détectée résultante de la sommation spatio-temporelle des potentiels d'action de chacune des fibres provenant d'une unité motrice donnée. Sa forme et son amplitude sont fonctions du type d'électrode, de la surface de contact, de l'espace inter-électrodes, du matériau composant les électrodes, de la localisation de l'électrode par rapport à l'unité motrice

correspondante, des propriétés électrochimiques du muscle impliqué, de la fascia et de la couche adipeuse, et des caractéristiques électriques des appareils d'enregistrement. Chaque unité motrice produira un potentiel d'action d'unité motrice de forme et d'amplitude caractéristiques aussi longtemps que la relation géométrique entre l'unité motrice et l'électrode de détection demeurera constante, d'où l'importance de minimiser le déplacement de la peau sur la masse musculaire (Basmajian et DeLucas, 1985 ; Enoka, 1988 ; Winter, 1977).

*pronation* : mouvement triplanar aux articulations sous-astragalienne et mi-tarsienne impliquant une dorsiflexion de la cheville, une abduction de l'avant-pied et une éversion du calcaneus. L'éversion étant toujours accompagnée par les mouvements dépendants de dorsiflexion et d'abduction, il est alors assumé que l'éversion du calcaneus est un prédicteur adéquat de la pronation de l'arrière-pied (Breton, 1985 ; Clarke et al., 1983 ; Hamill et Knutzen, 1995 ; McPoil et Brocato, 1985 ; Rutherford, 1984).

*subluxation* : déplacement médial ou latéral excessif d'une structure osseuse par rapport à une autre. La patella est en subluxation si elle est déplacée par rapport à sa position initiale qui est au centre de la gouttière fémorale inter-condylienne (Nordin et Frankel, 1989).

*supination* : mouvement triplanar aux articulations sous-astragalienne et mi-tarsienne impliquant une inversion du calcaneum avec une adduction et une flexion plantaire de l'astragalienne (Hamill et Knutzen, 1995 ; McPoil et Brocato, 1985 ; Rutherford, 1984).

*symptômes* : manifestation pouvant être perçue subjectivement par le malade lui-même (symptôme subjectif) ou être constatée par l'examen clinique (symptôme objectif, appelé couramment « signe »). Les symptômes se groupent en syndromes (petit Larousse de la médecine, 1993).

*syndrome* : ensemble de symptômes affectant simultanément ou successivement un organisme, et dont le groupement prend une valeur significative de la localisation, du mécanisme ou de la nature d'un processus pathologique, sans permettre cependant à lui seul d'établir un diagnostic complet (petit Larousse de la médecine, 1993).

*syndrome fémoro-patellaire* : ensemble de symptômes associés à l'interaction articulaire fémoro-patellaire faisant intervenir tout particulièrement les cartilages de la face postérieure de la patella et des condyles interne et externe du fémur (Ficat et Hungerford, 1977).

*valgum* : qui est tourné ou dévié en-dedans. Dans le cas du syndrome fémoro-patellaire, le genu valgum est souvent retrouvé, surtout chez l'adolescente, à cause du déplacement latéral externe de la patella créé par un valgum du membre inférieur (Boucher et al., 1992 ; Cailliet, 1983 ; Ficat et Hungerford, 1977).

*valgus d'avant-pied* : quand l'articulation sous-astragaliennne est en position neutre, l'avant-pied est en position fixe d'éversion par rapport à l'arrière-pied (Garbalosa et al., 1994 ; Hamill et Knutzen, 1995).

*variation maximale positive* : valeur maximale de variation de la position d'un réflecteur dans l'hémi-phase positive située au-dessus de la ligne de régression.

*variation maximale négative* : valeur maximale de variation de la position d'un réflecteur dans l'hémi-phase négative située sous la ligne de régression.

*varum* : qui est tourné ou dévié en dehors (Cailliet, 1983 ; Ficat et Hungerford, 1977).

*varus d'avant-pied* : quand l'articulation sous-astragaliennne est en position neutre, l'avant-pied est en position fixe d'inversion par rapport à l'arrière-pied (Garbalosa et al., 1994 ; Hamill et Knutzen, 1995).

## **APPENDICE B**

### **ESTIMATION PRÉ-EXPÉRIMENTAL DE LA TAILLE DE L'ÉCHANTILLON**

L'estimation pré-expérimental de la taille de l'échantillon fut fixée en fonction de ces valeurs tirées de Chan et Tsang (1985) :

Moyenne de l'EMG intégré : 107.9  $\mu\text{V}$

Grandeur d'effet de l'EMG intégré (40%) : 43.16  $\mu\text{V}$

Écart-type de l'EMG intégré : 50.80  $\mu\text{V}$

Niveau de probabilité : 0.05

Puissance : 80%

$$d = \text{grandeur d'effet} / \text{écart-type}$$

$$d = 43.16 \mu\text{V} / 50.80 \mu\text{V}$$

$$d = 0.85$$

Selon la table 8.4.4 de Cohen (1969) (p. 377), pour une puissance de 80%, un  $u = 1$  (i.e., un groupe évalué), un niveau de probabilité de 0.05 et un  $d = 0.85$ , il est nécessaire que le groupe évalué soit composé d'au moins 7 sujets.

## **APPENDICE C**

### **FORMULAIRES DE CONSENTEMENT**

**Formulaire de consentement #1**

Je, \_\_\_\_\_  
 domicilié à (nom, prénom)  
 \_\_\_\_\_  
 (numéro, rue)  
 \_\_\_\_\_  
 (ville, prov.) \_\_\_\_\_ ( )  
 \_\_\_\_\_  
 (code postal)  
 Téléphone (résidence) \_\_\_\_\_ ( )  
 (travail) \_\_\_\_\_ ( )

fait la déclaration suivante:

- 1• J'accepte de me porter volontaire pour l'expérimentation suivante menée sous la direction de *Jean P. Boucher, Ph.D.*, professeur au département de Kinanthropologie, et exécuté par *Richard Lefebvre, M.Sc. (c)Ph.D.*, étudiant au programme de doctorat en sciences de l'activité physique, *Alain Leroux, Josée Laferrrière et Félix Louis*, étudiants au programme de maîtrise en kinanthropologie:  
**Effet de l'intensité de stimulation et de l'angle du genou sur l'activité réflexe du quadriceps crural.**
- 2• Je suis au courant de la nature de cette expérience dont le but recherché est de façon générale l'avancement de la science et plus particulièrement:  
**Évaluer la réponse musculaire (M) et la réponse réflexe (H) des muscles vastus medialis oblicus, vastus medialis longus, vastus lateralis, et rectus femoris suite à un stimulus électrique en surface, de très courte durée (1ms), et d'intensité variable, sur le nerf crural innervant le quadriceps.**  
**Évaluer la modulation de la réponse réflexe (H) en fonction d'une variation de l'angle de flexion du genou à une intensité de stimulation où la réponse M du vastus medialis oblicus = 50% de la réponse H.**  
**Évaluer la réponse musculaire (T) obtenue suite à une percussion mécanique du tendon du quadriceps.**
- 3• Je reconnais que ma collaboration à cette expérience sera apportée à titre gratuit et que toutes les précautions seront prises pour minimiser au maximum les inconvénients et les risques pour ma personne. J'accepte de participer à cette expérience jusqu'à son terme étant cependant entendu que je pourrai me retirer avant sa terminaison pour des motifs sérieux et dont je serai seul juge. Je dégage à l'avance l'Université du Québec à Montréal et les responsables de l'expérience de toutes responsabilités relativement à cette expérience, sauf si leur négligence ou leur faute étaient démontrées. Il est cependant expressément convenu que si, après le début de ma collaboration à l'expérience, les responsables constataient que sa poursuite présentait des risques sérieux pour ma santé physique ou mentale, il devront m'en informer et m'inviter à me retirer. Je reconnais que les responsables pourront interrompre l'expérience en cours en tout temps après qu'elle aura débuté. Ils pourront en outre mettre fin à ma collaboration en tout temps si ils le jugeaient utile ou nécessaire. Il est convenu que les renseignements contenus en mon dossier pourront être utilisés par les responsables de l'expérience à leur entière discrétion, à la condition cependant que les éléments qui pourraient être de nature confidentielle ne soient pas divulgués dans le public d'une façon telle que l'on puisse m'identifier.

Signé à Montréal en duplicata, \_\_\_\_\_ (date) \_\_\_\_\_

Témoin \_\_\_\_\_

Richard Lefebvre, M.Sc. (c)Ph.D.,

Responsable de l'acquisition

Chercheur Responsable \_\_\_\_\_

Jean P. Boucher, Ph.D.,

Professeur

**Formulaire de consentement #2**

Je, (nom, prénom) \_\_\_\_\_  
domicilié à (numéro, rue) \_\_\_\_\_  
(ville, prov.) \_\_\_\_\_ ( )  
(code postal) \_\_\_\_\_  
Téléphone (résidence) ( ) \_\_\_\_\_  
(travail) ( ) \_\_\_\_\_

fait la déclaration suivante:

- 1• J'accepte de me porter volontaire pour l'expérimentation suivante menée sous la direction de *Jean P. Boucher, Ph.D.*, professeur au département de Kinanthropologie, et exécutée par *Richard Lefebvre, M.Sc. (c)Ph.D.*, étudiant au programme de doctorat en sciences de l'activité physique et *Martine Dionne, B.Ed. (c)M.Sc.*, étudiante au programme de maîtrise en kinanthropologie:  
**EFFET DE L'ORTHÈSE PLANTAIRE ET DE L'ANGLE DU GENOU SUR L'ACTIVITÉ RÉFLEXE DU QUADRICEPS CRURAL.**
- 2• Je suis au courant de la nature de cette expérience dont le but recherché est de façon générale l'avancement de la science et plus particulièrement:  
**Évaluer la réponse musculaire (M) et la réponse réflexe (H) du muscle vastus medialis (fibres distales) suite à un stimulus électrique en surface, de très courte durée (1ms), et d'intensité variable, sur le nerf crural innervant le quadriceps, pendant le mouvement exécuté sur ergocycle, selon trois conditions de positionnement de pied avec et sans orthèse plantaire. Évaluer la modulation de la réponse réflexe (H) en fonction d'une variation de l'angle de flexion du genou et de pronation du pied à une intensité de stimulation où la réponse M du vastus medialis (fibres distales) = 7 à 10% de la réponse M maximale. Évaluer la pression qu'exerce le pied sur l'orthèse à l'aide d'une semelle équipée de capteurs de pression.**
- 3• Je reconnais que ma collaboration à cette expérience sera apportée à titre gratuit et que toutes les précautions seront prises pour minimiser au maximum les inconvénients et les risques pour ma personne. J'accepte de participer à cette expérience jusqu'à son terme étant cependant entendu que je pourrai me retirer avant sa terminaison pour des motifs sérieux et dont je serai seul juge. Je dégage à l'avance l'Université du Québec à Montréal et les responsables de l'expérience de toutes responsabilités relativement à cette expérience, sauf si leur négligence ou leur faute étaient démontrées. Il est cependant expressément convenu que si, après le début de ma collaboration à l'expérience, les responsables constataient que sa poursuite présentait des risques sérieux pour ma santé physique ou mentale, il devront m'en informer et m'inviter à me retirer. Je reconnais que les responsables pourront interrompre l'expérience en cours en tout temps après qu'elle aura débuté. Ils pourront en outre mettre fin à ma collaboration en tout temps si ils le jugeaient utile ou nécessaire. Il est convenu que les renseignements contenus en mon dossier pourront être utilisés par les responsables de l'expérience à leur entière discrétion, à la condition cependant que les éléments qui pourraient être de nature confidentielle ne soient pas divulgués dans le public d'une façon telle que l'on puisse m'identifier.

Signé à Montréal en duplicata,

(date) \_\_\_\_\_

Témoin

\_\_\_\_\_  
Richard Lefebvre, M.Sc. (c)Ph.D.,  
Responsable de l'acquisition

Chercheur Responsable

\_\_\_\_\_  
Jean P. Boucher, Ph.D.,  
Professeur



**Formulaire de consentement #3**

Je, \_\_\_\_\_ (nom, prénom)  
domicilié à \_\_\_\_\_ (numéro, rue)  
\_\_\_\_\_ (ville, prov.) \_\_\_\_\_ ( )  
\_\_\_\_\_ (code postal)  
Téléphone \_\_\_\_\_ (résidence) \_\_\_\_\_ ( )  
\_\_\_\_\_ (travail) \_\_\_\_\_ ( )

fait la déclaration suivante:

- 1• J'accepte de me porter volontaire pour l'expérimentation suivante menée sous la direction de *Jean P. Boucher, Ph.D.*, professeur au département de Kinanthropologie, et exécutée par *Richard Lefebvre, M.Sc. (c)Ph.D.*, étudiant au programme de doctorat en sciences de l'activité physique et *Martine Dionne, B.Ed. (c)M.Sc.*, étudiante au programme de maîtrise en kinanthropologie:  
**EFFET DE L'ORTHÈSE PLANTAIRE ET DE L'ANGLE DU GENOU SUR LA CINÉMATIQUE ET L'ACTIVITÉ EMG DU MEMBRE INFÉRIEUR.**
- 2• Je suis au courant de la nature de cette expérience dont le but recherché est de façon générale l'avancement de la science et plus particulièrement:  
**Évaluer la cinématique 3-D du membre inférieur ainsi que la réponse musculaire volontaire des muscles vastus medialis (fibres distales), vastus lateralis, rectus femoris, semitendinosus, et abductor hallucis pendant le mouvement exécuté sur ergocycle, selon trois conditions de positionnement de pied avec et sans orthèse plantaire.**
- 3• Je reconnais que ma collaboration à cette expérience sera apportée à titre gratuit et que toutes les précautions seront prises pour minimiser au maximum les inconvénients et les risques pour ma personne. J'accepte de participer à cette expérience jusqu'à son terme étant cependant entendu que je pourrai me retirer avant sa terminaison pour des motifs sérieux et dont je serai seul juge. Je dégage à l'avance l'Université du Québec à Montréal et les responsables de l'expérience de toutes responsabilités relativement à cette expérience, sauf si leur négligence ou leur faute étaient démontrées. Il est cependant expressément convenu que si, après le début de ma collaboration à l'expérience, les responsables constataient que sa poursuite présentait des risques sérieux pour ma santé physique ou mentale, il devront m'en informer et m'inviter à me retirer. Je reconnais que les responsables pourront interrompre l'expérience en cours en tout temps après qu'elle aura débuté. Ils pourront en outre mettre fin à ma collaboration en tout temps si ils le jugeaient utile ou nécessaire. Il est convenu que les renseignements contenus en mon dossier pourront être utilisés par les responsables de l'expérience à leur entière discrétion, à la condition cependant que les éléments qui pourraient être de nature confidentielle ne soient pas divulgués dans le public d'une façon telle que l'on puisse m'identifier.

Signé à Montréal en duplicata, \_\_\_\_\_ (date) \_\_\_\_\_

Témoin \_\_\_\_\_  
Richard Lefebvre, M.Sc. (c)Ph.D.,  
Responsable de l'acquisition

Chercheur Responsable \_\_\_\_\_  
Jean P. Boucher, Ph.D.,  
Professeur

## **APPENDICE D**

### **TABLEAUX DE RÉSULTATS**

**Tableau II**

Amplitude de  $H_{max}$  des fibres distales du vastus medialis (VMfd), des fibres proximales du vastus medialis (VMfp), du rectus femoris (RF) et du vastus lateralis (VL), exprimée en pourcentage de  $M_{max}$ , pour toutes les conditions d'angle de flexion statique passive du genou.

MUSCLE	15°		30°		90°		F <sub>2,14</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
<b>VMfd</b>	<b>43,84</b>	15,48	<b>41,07</b>	15,41	<b>30,06</b>	16,56	<b>9,338 (0,003) *</b>
<b>VMfp</b>	<b>45,30</b>	11,85	<b>42,50</b>	13,65	<b>33,25</b>	8,20	<b>4,450 (0,032) *</b>
<b>RF</b>	<b>22,89</b>	9,16	<b>23,95</b>	9,73	<b>16,26</b>	9,69	2,367 (0,130)
<b>VL</b>	<b>31,70</b>	17,57	<b>34,09</b>	14,71	<b>26,84</b>	13,48	0,524 (0,604)

\* p<0.05

Tableau III

Moyennes et écart-types en mètres des variations maximales positives de position par rapport à la régression linéaire, pour tous les réflecteurs et pour toutes les conditions

AXE X postéro-antérieur	Nu		Neu		Pro		F2,14 (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
Grand Trochanter	<b>0,063</b>	0,122	<b>0,197</b>	0,334	<b>0,082</b>	0,142	1,21 (0,33)
Condyle Externe	<b>0,090</b>	0,093	<b>0,215</b>	0,356	<b>0,043</b>	0,046	1,68 (0,22)
Condyle Interne	<b>0,077</b>	0,113	<b>0,094</b>	0,146	<b>0,139</b>	0,272	0,43 (0,66)
Tibial Externe	<b>0,172</b>	0,187	<b>0,129</b>	0,190	<b>0,080</b>	0,140	1,16 (0,34)
Tibial Interne	<b>0,077</b>	0,113	<b>0,094</b>	0,146	<b>0,139</b>	0,272	0,43 (0,66)
Tubérosité Ant.	<b>0,093</b>	0,104	<b>0,092</b>	0,155	<b>0,036</b>	0,032	1,04 (0,38)
Malléole Externe	<b>0,063</b>	0,048	<b>0,054</b>	0,054	<b>0,062</b>	0,059	0,40 (0,67)
Malléole Interne	<b>0,070</b>	0,074	<b>0,035</b>	0,023	<b>0,048</b>	0,037	1,96 (0,18)
Naviculaire	<b>0,057</b>	0,042	<b>0,061</b>	0,054	<b>0,056</b>	0,047	0,31 (0,74)
Cunéiforme	<b>0,044</b>	0,032	<b>0,036</b>	0,032	<b>0,059</b>	0,061	0,99 (0,40)
1er Méta	<b>0,037</b>	0,021	<b>0,038</b>	0,028	<b>0,046</b>	0,044	0,45 (0,65)
5ème Méta	<b>0,055</b>	0,042	<b>0,057</b>	0,064	<b>0,065</b>	0,079	0,25 (0,78)
1er Orteil	<b>0,030</b>	0,022	<b>0,051</b>	0,056	<b>0,048</b>	0,046	2,16 (0,15)
AXE Y vertical	Nu		Neu		Pro		F2,14 (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
Grand Trochanter	<b>0,152</b>	0,341	<b>0,527</b>	0,844	<b>0,190</b>	0,317	1,31 (0,30)
Condyle Externe	<b>0,162</b>	0,222	<b>0,394</b>	0,699	<b>0,133</b>	0,189	1,62 (0,23)
Condyle Interne	<b>0,216</b>	0,285	<b>0,172</b>	0,312	<b>0,273</b>	0,558	0,26 (0,77)
Tibial Externe	<b>0,341</b>	0,411	<b>0,227</b>	0,362	<b>0,113</b>	0,182	2,51 (0,12)
Tibial Interne	<b>0,183</b>	0,272	<b>0,244</b>	0,392	<b>0,077</b>	0,113	0,85 (0,45)
Tubérosité Ant.	<b>0,159</b>	0,230	<b>0,163</b>	0,296	<b>0,056</b>	0,074	0,82 (0,46)
Malléole Externe	<b>0,061</b>	0,071	<b>0,054</b>	0,072	<b>0,047</b>	0,043	0,19 (0,83)
Malléole Interne	<b>0,065</b>	0,051	<b>0,050</b>	0,051	<b>0,042</b>	0,038	1,37 (0,29)
Naviculaire	<b>0,062</b>	0,050	<b>0,059</b>	0,070	<b>0,054</b>	0,054	0,19 (0,83)
Cunéiforme	<b>0,040</b>	0,023	<b>0,031</b>	0,022	<b>0,045</b>	0,039	0,83 (0,46)
1er Méta	<b>0,077</b>	0,066	<b>0,058</b>	0,047	<b>0,064</b>	0,085	0,54 (0,60)
5ème Méta	<b>0,079</b>	0,076	<b>0,064</b>	0,065	<b>0,096</b>	0,152	0,31 (0,74)
1er Orteil	<b>0,067</b>	0,060	<b>0,052</b>	0,044	<b>0,059</b>	0,056	2,04 (0,17)
AXE Z médio-latéral	Nu		Neu		Pro		F2,14 (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
Grand Trochanter	<b>0,075</b>	0,080	<b>0,113</b>	0,180	<b>0,088</b>	0,129	0,46 (0,64)
Condyle Externe	<b>0,081</b>	0,087	<b>0,059</b>	0,096	<b>0,041</b>	0,060	1,50 (0,26)
Condyle Interne	<b>0,062</b>	0,074	<b>0,092</b>	0,147	<b>0,062</b>	0,089	0,71 (0,51)
Tibial Externe	<b>0,084</b>	0,089	<b>0,075</b>	0,107	<b>0,036</b>	0,066	2,02 (0,17)
Tibial Interne	<b>0,045</b>	0,055	<b>0,094</b>	0,163	<b>0,027</b>	0,041	1,21 (0,33)
Tubérosité Ant.	<b>0,042</b>	0,043	<b>0,051</b>	0,073	<b>0,034</b>	0,050	0,57 (0,58)
Malléole Externe	<b>0,057</b>	0,077	<b>0,040</b>	0,059	<b>0,058</b>	0,099	1,47 (0,26)
Malléole Interne	<b>0,071</b>	0,091	<b>0,034</b>	0,061	<b>0,047</b>	0,064	2,50 (0,12)
Naviculaire	<b>0,049</b>	0,057	<b>0,045</b>	0,061	<b>0,053</b>	0,073	0,24 (0,79)
Cunéiforme	<b>0,030</b>	0,048	<b>0,030</b>	0,055	<b>0,040</b>	0,059	0,18 (0,84)
1er Méta	<b>0,033</b>	0,034	<b>0,041</b>	0,056	<b>0,019</b>	0,037	1,36 (0,29)
5ème Méta	<b>0,045</b>	0,059	<b>0,044</b>	0,062	<b>0,049</b>	0,076	0,08 (0,93)
1er Orteil	<b>0,044</b>	0,064	<b>0,046</b>	0,064	<b>0,033</b>	0,057	0,32 (0,73)

\* p<0.05

Tableau IV

Moyennes et écart-types en mètres des variations maximales négatives de position par rapport à la régression linéaire, pour tous les réflecteurs et pour toutes les conditions

AXE X	Nu		Neu		Pro		F <sub>2,14</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
postéro-antérieur							
Grand Trochanter	-0,062	0,122	-0,112	0,180	-0,066	0,120	0,38 (0,69)
Condyle Externe	-0,074	0,066	-0,108	0,136	-0,063	0,064	1,06 (0,37)
Condyle Interne	-0,109	0,120	-0,062	0,062	-0,084	0,138	0,70 (0,51)
Tibial Externe	-0,105	0,113	-0,088	0,091	-0,057	0,058	2,42 (0,13)
Tibial Interne	-0,079	0,069	-0,095	0,114	-0,048	0,061	1,17 (0,34)
Tubérosité Ant.	-0,080	0,071	-0,075	0,084	-0,042	0,031	1,58 -0,24
Malléole Externe	-0,077	0,048	-0,081	0,058	-0,079	0,052	0,17 (0,84)
Malléole Interne	-0,067	0,037	-0,060	0,031	-0,059	0,030	0,60 (0,56)
Naviculaire	-0,070	0,048	-0,061	0,027	-0,069	0,042	0,20 (0,82)
Cunéiforme	-0,065	0,048	-0,047	0,011	-0,066	0,041	1,62 (0,23)
1er Méta	-0,053	0,023	-0,064	0,050	-0,062	0,041	0,69 (0,52)
5ème Méta	-0,064	0,032	-0,071	0,052	-0,086	0,082	0,87 (0,44)
1er Orteil	-0,066	0,050	-0,086	0,092	-0,081	0,080	1,13 (0,35)
AXE Y							
vertical							
Grand Trochanter	-0,134	0,276	-0,433	0,675	-0,122	0,214	1,44 (0,27)
Condyle Externe	-0,137	0,131	-0,160	0,256	-0,097	0,115	0,83 (0,46)
Condyle Interne	-0,175	0,276	-0,133	0,150	-0,133	0,197	0,27 (0,76)
Tibial Externe	-0,233	0,319	-0,135	0,166	-0,104	0,117	2,09 (0,16)
Tibial Interne	-0,119	0,117	-0,121	0,154	-0,076	0,077	0,56 (0,58)
Tubérosité Ant.	-0,116	0,119	-0,104	0,125	-0,081	0,078	0,33 (0,73)
Malléole Externe	-0,070	0,048	-0,064	0,050	-0,068	0,054	0,18 (0,84)
Malléole Interne	-0,061	0,026	-0,055	0,034	-0,055	0,029	0,40 (0,68)
Naviculaire	-0,073	0,048	-0,062	0,040	-0,068	0,048	0,64 (0,54)
Cunéiforme	-0,060	0,024	-0,050	0,023	-0,058	0,030	0,83 (0,46)
1er Méta	-0,069	0,037	-0,077	0,039	-0,086	0,072	0,79 (0,47)
5ème Méta	-0,061	0,061	-0,059	0,052	-0,074	0,082	0,39 (0,68)
1er Orteil	-0,075	0,035	-0,069	0,026	-0,083	0,065	0,51 (0,61)
AXE Z							
médio-latéral							
Grand Trochanter	-0,080	0,087	-0,092	0,147	-0,074	0,117	0,16 (0,86)
Condyle Externe	-0,098	0,122	-0,044	0,068	-0,034	0,052	<b>4,14 (0,04)</b> *
Condyle Interne	-0,046	0,046	-0,044	0,055	-0,041	0,055	0,13 (0,88)
Tibial Externe	-0,081	0,131	-0,045	0,061	-0,032	0,055	2,34 (0,13)
Tibial Interne	-0,057	0,075	-0,081	0,110	-0,020	0,029	1,59 (0,24)
Tubérosité Ant.	-0,049	0,056	-0,038	0,056	-0,016	0,021	1,45 (0,27)
Malléole Externe	-0,035	0,041	-0,032	0,044	-0,034	0,046	0,04 (0,96)
Malléole Interne	-0,045	0,061	-0,017	0,030	-0,028	0,036	<b>2,82 (0,09)</b>
Naviculaire	-0,032	0,038	-0,026	0,036	-0,028	0,044	0,15 (0,86)
Cunéiforme	-0,018	0,020	-0,015	0,027	-0,031	0,045	0,84 (0,45)
1er Méta	-0,021	0,029	-0,024	0,033	-0,035	0,078	0,35 (0,71)
5ème Méta	-0,026	0,037	-0,032	0,045	-0,027	0,040	0,79 (0,47)
1er Orteil	-0,028	0,036	-0,041	0,066	-0,019	0,037	1,04 (0,38)

\* p<0.05

**Tableau V**

Moyennes et écart-types en mètres des variations maximales négatives de position par rapport à la régression linéaire pour le condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral, pour toutes les étendues d'angle et pour toutes les conditions de position de pied

RÉFLECTEUR Condyle externe	30°		60°		90°	
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.
<b>Nu</b>	<b>-0,050</b>	0,070	<b>-0,010</b>	0,024	<b>-0,050</b>	0,059
<b>Neu</b>	<b>-0,039</b>	0,066	<b>-0,006</b>	0,014	<b>-0,025</b>	0,046
<b>Pro</b>	<b>-0,012</b>	0,021	<b>-0,018</b>	0,025	<b>-0,033</b>	0,053

**Tableau VI**

Moyennes et écart-types en mètres des variations maximales négatives de position par rapport à la régression linéaire pour le condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou

RÉFLECTEUR Condyle externe	30°		60°		90°		F <sub>2,56</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
	<b>0,033</b>	0,057	<b>0,011</b>	0,021	<b>0,036</b>	0,051	<b>3,416 (0.04) *</b>

\* p<0.05

Tableau VII

Moyennes et écart-types en mètres des étendues de variations de position par rapport à la régression linéaire, pour tous les réflecteurs et pour toutes les conditions

AXE X postéro-anterieur	Nu		Neu		Pro		F <sub>2,14</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
Grand Trochanter	0,125	0,244	0,309	0,508	0,148	0,261	0,87 (0,44)
Condyle Externe	0,164	0,152	0,323	0,486	0,106	0,110	1,63 (0,23)
Condyle Interne	0,186	0,230	0,156	0,205	0,223	0,409	0,21 (0,81)
Tibial Externe	0,277	0,283	0,218	0,278	0,137	0,196	1,78 (0,20)
Tibial Interne	0,153	0,144	0,243	0,382	0,083	0,118	1,07 (0,37)
Tubérosité Ant.	0,173	0,174	0,167	0,235	0,078	0,062	1,27 (0,31)
Malléole Externe	0,151	0,089	0,145	0,117	0,148	0,117	0,07 (0,93)
Malléole Interne	0,147	0,115	0,098	0,058	0,112	0,061	1,54 (0,25)
Naviculaire	0,134	0,091	0,130	0,084	0,131	0,092	0,02 (0,98)
Cunéiforme	0,115	0,079	0,085	0,041	0,131	0,107	1,26 (0,32)
1er Méta	0,094	0,044	0,109	0,075	0,112	0,088	0,55 (0,59)
5ème Méta	0,126	0,075	0,136	0,122	0,162	0,171	0,54 (0,59)
1er Orteil	0,101	0,074	0,149	0,156	0,138	0,131	1,60 (0,24)
AXE Y vertical	Nu		Neu		Pro		F <sub>2,14</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
Grand Trochanter	0,285	0,617	0,960	1,512	0,312	0,530	1,37 (0,29)
Condyle Externe	0,300	0,346	0,554	0,946	0,229	0,291	1,42 (0,27)
Condyle Interne	0,390	0,553	0,305	0,423	0,405	0,752	0,16 (0,86)
Tibial Externe	0,575	0,719	0,362	0,523	0,216	0,293	2,69 (0,10)
Tibial Interne	0,302	0,386	0,365	0,547	0,153	0,186	0,76 (0,49)
Tubérosité Ant.	0,276	0,343	0,267	0,419	0,137	0,147	0,64 (0,54)
Malléole Externe	0,142	0,124	0,124	0,128	0,123	0,102	0,16 (0,86)
Malléole Interne	0,135	0,075	0,110	0,089	0,098	0,071	1,09 (0,36)
Naviculaire	0,147	0,095	0,128	0,116	0,128	0,105	0,32 (0,73)
Cunéiforme	0,105	0,046	0,082	0,049	0,107	0,073	0,77 (0,48)
1er Méta	0,156	0,101	0,141	0,091	0,159	0,165	0,13 (0,87)
5ème Méta	0,167	0,117	0,139	0,088	0,191	0,242	0,30 (0,75)
1er Orteil	0,150	0,097	0,124	0,073	0,149	0,128	0,84 (0,45)
AXE Z médio-latéral	Nu		Neu		Pro		F <sub>2,14</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
Grand Trochanter	0,154	0,165	0,204	0,326	0,162	0,239	0,29 (0,75)
Condyle Externe	0,179	0,197	0,103	0,157	0,075	0,112	4,04 (0,04) *
Condyle Interne	0,109	0,115	0,136	0,197	0,103	0,143	0,60 (0,56)
Tibial Externe	0,165	0,202	0,120	0,168	0,068	0,121	4,11 (0,03) *
Tibial Interne	0,102	0,125	0,175	0,263	0,047	0,071	1,51 (0,26)
Tubérosité Ant.	0,091	0,095	0,089	0,127	0,050	0,071	0,92 (0,42)
Malléole Externe	0,106	0,120	0,081	0,103	0,105	0,141	0,88 (0,44)
Malléole Interne	0,131	0,157	0,058	0,097	0,083	0,102	2,78 (0,096)
Naviculaire	0,092	0,097	0,081	0,100	0,092	0,118	0,16 (0,85)
Cunéiforme	0,055	0,067	0,052	0,086	0,081	0,106	0,40 (0,68)
1er Méta	0,061	0,060	0,074	0,090	0,061	0,121	0,11 (0,90)
5ème Méta	0,081	0,100	0,087	0,110	0,087	0,117	0,07 (0,93)
1er Orteil	0,082	0,098	0,100	0,133	0,060	0,099	0,73 (0,50)

\* p<0.05

**Tableau VIII**

Moyennes et écart-types en mètres des étendues maximales de variation de position par rapport à la régression linéaire pour le condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral, pour toutes les étendues d'angle et pour toutes les conditions de position de pied

RÉFLECTEUR Condyle externe	30°		60°		90°	
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.
<b>Nu</b>	<b>0,103</b>	0,134	<b>0,044</b>	0,063	<b>0,050</b>	0,069
<b>Neu</b>	<b>0,066</b>	0,092	<b>0,032</b>	0,067	<b>0,050</b>	0,102
<b>Pro</b>	<b>0,012</b>	0,015	<b>0,031</b>	0,054	<b>0,036</b>	0,047

**Tableau IX**

Moyennes et écart-types en mètres des étendues maximales de variation de position par rapport à la régression linéaire pour le condyle tibial externe selon l'axe médio-latéral, pour toutes les étendues d'angle et pour toutes les conditions de position de pied

RÉFLECTEUR Tibial externe	30°		60°		90°	
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.
<b>Nu</b>	<b>0,057</b>	0,088	<b>0,057</b>	0,087	<b>0,064</b>	0,087
<b>Neu</b>	<b>0,049</b>	0,066	<b>0,036</b>	0,073	<b>0,065</b>	0,101
<b>Pro</b>	<b>0,052</b>	0,118	<b>0,026</b>	0,036	<b>0,018</b>	0,029

**Tableau X**

Moyennes et écart-types en mètres des étendues maximales de variation de position par rapport à la régression linéaire pour le condyle fémoral externe selon l'axe médio-latéral, pour toutes les conditions de position de pied

RÉFLECTEUR	Nu		Neu		Pro		F <sub>2,56</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
<b>Condyle externe</b>	<b>0,066</b>	0,094	<b>0,049</b>	0,085	<b>0,026</b>	0,042	<b>2,848 (0.07)</b>

\* p<0.05



**Tableau XI**  
Moyennes et écart-types des maxima, minima et étendue en degrés des angles recherchés,  
pour toutes les conditions de position de pied

MAXIMA	Nu		Neu		Pro		F <sub>2,14</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
Angle de valgum du genou	<b>12,48</b>	8,78	<b>12,52</b>	8,66	<b>13,45</b>	8,71	0,56 (0,59)
Angle du condyle externe	<b>11,31</b>	4,88	<b>10,50</b>	6,33	<b>12,17</b>	5,17	0,77 (0,48)
Angle du tibial externe	<b>12,00</b>	6,23	<b>11,15</b>	8,38	<b>10,56</b>	4,62	0,25 (0,78)
Angle d'arche	<b>175,87</b>	40,53	<b>171,80</b>	31,62	<b>168,94</b>	34,86	0,36 (0,71)
Angle du hallux	<b>50,21</b>	10,45	<b>40,84</b>	21,79	<b>41,99</b>	13,95	1,35 (0,29)
Angle 5ème méta	<b>34,36</b>	29,94	<b>25,60</b>	24,19	<b>22,55</b>	19,43	1,94 (0,18)
Angle malléole externe	<b>30,50</b>	32,38	<b>16,73</b>	27,56	<b>23,54</b>	30,17	1,74 (0,21)
MINIMA	Nu		Neu		Pro		F <sub>2,14</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
Angle de valgum du genou	<b>-0,38</b>	5,73	<b>0,68</b>	6,92	<b>1,45</b>	6,57	0,21 (0,82)
Angle du condyle externe	<b>4,40</b>	7,00	<b>2,52</b>	5,51	<b>4,11</b>	3,84	0,22 (0,81)
Angle du tibial externe	<b>1,62</b>	5,40	<b>4,21</b>	6,83	<b>1,84</b>	5,39	1,12 (0,35)
Angle d'arche	<b>114,65</b>	9,61	<b>116,29</b>	11,68	<b>125,07</b>	16,59	2,26 (0,14)
Angle du hallux	<b>-0,71</b>	33,80	<b>2,41</b>	32,82	<b>10,71</b>	30,36	0,75 (0,49)
Angle 5ème méta	<b>-8,02</b>	10,38	<b>-2,97</b>	8,52	<b>-1,66</b>	11,55	<b>2,73 (0,099)</b>
Angle malléole externe	<b>-10,04</b>	7,94	<b>-9,16</b>	9,68	<b>-8,78</b>	9,05	0,12 (0,89)
ÉTENDUE	Nu		Neu		Pro		F <sub>2,14</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
Angle de valgum du genou	<b>12,86</b>	12,37	<b>11,84</b>	7,17	<b>12,00</b>	7,78	0,08 (0,93)
Angle du condyle externe	<b>6,91</b>	6,04	<b>7,98</b>	7,85	<b>8,06</b>	7,37	0,09 (0,91)
Angle du tibial externe	<b>10,38</b>	8,59	<b>6,94</b>	5,80	<b>8,73</b>	7,50	2,54 (0,11)
Angle d'arche	<b>61,22</b>	40,38	<b>55,51</b>	36,64	<b>43,86</b>	39,56	1,49 (0,26)
Angle du hallux	<b>50,91</b>	43,96	<b>38,42</b>	45,09	<b>31,28</b>	37,69	1,85 (0,19)
Angle 5ème méta	<b>42,38</b>	39,78	<b>28,57</b>	31,92	<b>24,20</b>	29,95	<b>2,79 (0,095)</b>
Angle malléole externe	<b>40,54</b>	38,43	<b>25,88</b>	32,72	<b>32,32</b>	37,17	1,34 (0,29)

\* p<0,05

**Tableau XII**

Moyenne et écart-types de l'électromyographie intégrée des fibres distales du vastus medialis (VMfd), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou et pour toutes les conditions de position de pied.

MUSCLE VMfd	30°		60°		90°	
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.
Nu	<b>1,322</b>	0,826	<b>2,531</b>	1,408	<b>5,542</b>	2,645
Neu	<b>1,536</b>	1,626	<b>3,232</b>	2,494	<b>5,850</b>	3,354
Pro	<b>1,500</b>	1,614	<b>2,429</b>	1,800	<b>5,952</b>	2,927

**Tableau XIII**

Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée des fibres distales du vastus medialis (VMfd), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou.

MUSCLE	30°		60°		90°		F <sub>2,56</sub> (p)
	Moy.	É.T.	Moy.	É.T.	Moy.	É.T.	
VMfd	<b>1,453</b>	1,347	<b>2,731</b>	1,901	<b>5,781</b>	2,862	<b>58,187 (0.00) *</b>

\* p<0.05

**Tableau XIV**

Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du vastus lateralis (VL), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou et pour toutes les conditions de position de pied.

MUSCLE VL	30°		60°		90°	
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.
Nu	<b>0,666</b>	0,221	<b>1,470</b>	0,977	<b>3,281</b>	1,632
Neu	<b>0,652</b>	0,201	<b>1,765</b>	0,976	<b>2,984</b>	1,500
Pro	<b>0,680</b>	0,235	<b>1,874</b>	1,363	<b>3,699</b>	2,078

**Tableau XV**

Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du vastus lateralis (VL), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou.

MUSCLE	30°		60°		90°		F <sub>2,56</sub> (p)
	Moy.	É.T.	Moy.	É.T.	Moy.	É.T.	
VL	<b>0,666</b>	0,210	<b>1,703</b>	1,085	<b>3,321</b>	1,702	<b>65,010 (0.00) *</b>

\* p<0.05

**Tableau XVI**

Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du semi-tendinosus (ST), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou et pour toutes les conditions de position de pied.

MUSCLE ST	30°		60°		90°	
	Moy.	É.T.	Moy.	É.T.	Moy.	É.T.
Nu	2,073	1,160	2,887	1,852	1,262	1,037
Neu	3,095	3,514	2,911	1,530	1,343	0,939
Pro	2,332	1,928	3,049	2,374	0,935	0,532

**Tableau XVII**

Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée du semi-tendinosus (ST), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou.

MUSCLE	30°		60°		90°		F <sub>2,56</sub> (p)
	Moy.	É.T.	Moy.	É.T.	Moy.	É.T.	
ST	2,500	2,344	2,949	1,864	1,180	0,845	10,534 (0.00) *

\* p<0.05

**Tableau XVIII**

Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée de l'abductor hallucis, pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou et pour toutes les conditions de position de pied.

MUSCLE AH	30°		60°		90°	
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.
Nu	4,271	3,052	3,800	1,940	3,589	2,496
Neu	3,612	2,580	4,325	2,419	3,304	1,918
Pro	3,797	2,926	5,181	3,370	2,837	1,911

**Tableau XIX**

Moyennes et écart-types de l'électromyographie intégrée de l'abductor hallucis (AH), pour toutes les étendues d'angle de flexion du genou.

MUSCLE	30°		60°		90°		F <sub>2,56</sub> (p)
	Moy.	É.T.	Moy.	É.T.	Moy.	É.T.	
Abductor hallucis	3,893	2,747	4,436	2,592	3,244	2,056	3,597 (0.03) *

\* p<0.05

**Tableau XX**

Moyennes et écart-types de l'amplitude du réflexe-H normalisée en pourcentage de  $M_{\max}$  des fibres distales du vastus medialis (VMfd), pour toutes les conditions d'angle de flexion de genou et toutes les conditions de position de pied.

MUSCLE VMfd	30°		60°		90°	
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.
<b>Nu</b>	<b>1,898%</b>	1,493%	<b>1,917%</b>	1,799%	<b>13,381%</b>	5,907%
<b>Neu</b>	<b>1,850%</b>	2,145%	<b>2,027%</b>	1,643%	<b>14,488%</b>	4,275%
<b>Pro</b>	<b>1,606%</b>	1,784%	<b>2,086%</b>	2,007%	<b>16,731%</b>	10,166%

**Tableau XXI**

Amplitude du réflexe-H normalisée en pourcentage de  $M_{\max}$  des fibres distales du vastus medialis (VMfd), pour toutes les conditions d'angle du genou.

MUSCLE	30°		60°		90°		F <sub>2,56</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
<b>VMfd</b>	<b>1,784%</b>	1,751%	<b>2,010%</b>	1,743%	<b>14,867%</b>	7,047%	<b>67.050 (0.00) *</b>

\* p<0.05

**Tableau XXII**

Moyennes et écart-types de l'amplitude du réflexe-H normalisée en pourcentage de  $M_{\max}$  des fibres distales du vastus medialis (VMfd), pour toutes les conditions de position de pied.

MUSCLE	Nu		Neu		Pro		F <sub>2,56</sub> (p)
	Moy	É.T.	Moy	É.T.	Moy	É.T.	
<b>VMfd</b>	<b>5,732%</b>	6,543%	<b>6,122%</b>	6,656%	<b>6,808%</b>	9,223%	0,355 (0,70)

\* p<0.05

**APPENDICE E**

**LISTE DES FOURNISSEURS**

Les adresses des fournisseurs du matériel de mesure utilisé pour cette étude sont énumérées dans la liste suivante :

- \* Dynamomètre KinCom ; Chattecx Corporation, 4717 Adams Rd, PO Box 489, Hixson, TN 37343-0489
- \* Électrodes d'enregistrement EMG ; In Vivo Metric, PO Box 249, Healdsburg, CA 95448.
- \* Pré-amplificateur EMG Grass ; Grass Instrument Company, 101 Old Colony Avenue, PO Box 516, Quincy, MA 02169.
- \* Convertisseur EMG analogique / numérique Axotape ; Axon Instruments Inc., 1101 Chess Drive, Foster City, CA 94404.
- \* Électrodes de stimulation électrique ; Medtronic Corporation, 1 Place du Commerce, Suite 170, Île des Soeurs, P.Q. CANADA, H3E 1A2.
- \* Unité d'isolation Grass ; Grass Instrument Company, 101 Old Colony Avenue, PO Box 516, Quincy, MA 02169.
- \* Stimulateur électrique Grass; Grass Instrument Company, 101 Old Colony Avenue, PO Box 516, Quincy, MA 02169.
- \* Capteurs de pression de marque Foot-Scan ; Tekscan inc. - 307 West First Street, South Boston, MA 02127-1342 ; gracieusement prêtées par la compagnie Bi-Op inc.
- \* Orthèses plantaires ; Laboratoires Bi-Op inc. - 107, Curé Rondeau, N.D.P., Joliette (Québec) J6E 1G9

## CURRICULUM VITAE

# *Richard Lefebvre, MSc (c)PhD*

### DÉTAILS PERSONNELS

<b>DATE DE NAISSANCE</b>	6 mai 1960
<b>ASSURANCE SOCIALE</b>	251-434-536
<b>ADRESSE</b>	5, Place Andelot, Ville de Lorraine (Québec) J6Z 3N9
<b>TÉLÉPHONE ET TÉLÉCOPIE</b>	(514) 621-3423 (rés. et fax) (514) 345-4931 (poste 6195) (labo. Hôp. Sainte-Justine) (514) 987-3000 (4072#) (bur. et labo. UQAM)
<b>COURRIER ÉLECTRONIQUE</b>	lefebvre@ere.umontreal.ca richard_lefebvre@uqtr.quebec.ca

### ÉTUDES

#### GRADES ET INSTITUTIONS

- **Ph.D. sciences de l'activité physique, option biomécanique (1993 - \_)**  
Département d'éducation physique, U de M.
  - Scolarité terminée (Moyenne générale de 4.2) et Examen de synthèse terminé et réussi
  - Collecte et analyse de données terminées
  - Avis de dépôt de la thèse de doctorat remis (indique le dépôt dans une période d'environ 2 mois)
  - Rédaction de thèse en cours de productionTitre de la thèse : *Étude des composantes neuromusculaires et mécaniques reliées à la dysfonction fémoro-patellaire.*
- **M.Sc. kinanthropologie, option neurocinétique (1991)**  
Département de kinanthropologie, UQAM.  
Titre du mémoire : *L'effet de l'orthèse plantaire et de l'électrostimulation sur le syndrome patello-fémoral.*
- **B.Sc. éducation physique, option conditionnement physique (1984)**  
Département d'éducation physique, U de M.
- **Certificat en administration (1985 - \_)**  
Famille des sciences de la gestion, UQAM (cumulatif de 9 crédits).
- **Diplôme d'enseignement collégial (D.E.C.), (1980)**  
Sciences de la santé, CEGEP Édouard-Montpetit.

## AFFILIATIONS PROFESSIONNELLES ET SCIENTIFIQUES

- American College of Sports Medicine (ACSM)
- International Society of Biomechanics (ISB)
- Association Provinciale des Kinésioles (APK).
- Association Canadienne de Physiologie de l'Exercice (anciennement ACSS)
- Association Canadienne Française pour l'Avancement des Sciences (ACFAS)
- Association Québécoise des Sciences de l'Activité Physique (AQSAP)

## EXPÉRIENCES PROFESSIONNELLES ET ACADÉMIQUES

### CHIROPRATIQUE ET SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

#### Recherche (chiropratique et sciences de l'homme en mouvement)

##### - *Université du Québec à Montréal (1987..97)*

Assistant de recherche clinique en chiropratique (pour le docteur Jean P. Boucher, PhD).

- Étude des effets de l'ajustement chiropratique au niveau du système nerveux central
- Effet de la pression extra-articulaire sur l'excitabilité motoneuronale
- Modulation de l'excitabilité spinale segmentaire par stress mécanique sur l'articulation sacro-iliaque
- Effet de la vibration segmentaire manuelle sur l'excitabilité neuromusculaire
- Retombées fonctionnelles, biomécaniques, électrophysiologiques et cliniques de la stimulation mécanique spécifique au poignet.
- Prévention et contrôle de dysfonctions sacro-iliaques et lombaires à l'aide de blocs de positionnement : composantes et effets cliniques
- Syndromes de sur-utilisation au niveau du membre inférieur : composantes, prévention et réadaptation.

Assistant de recherche en analyse cinématique, cinétique, et électromyographique de pathologies d'alignement mécanique humain (pour le docteur Jean P. Boucher, PhD).

- Étude des composantes neuromusculaires et mécaniques reliées à la dysfonction fémoro-patellaire
- L'activité musculaire de l'abducteur de l'hallux associée à un réaligement mécanique de l'avant-pied lors d'un mouvement de pédalage.
- Considérations et implications anatomiques et fonctionnelles du vastus medialis.
- Effets d'un réaligement mécanique de la jambe par stimulation électrique au niveau du pied sur les composantes neuromusculaires du quadriceps
- L'influence de la douleur sur la modulation des réflexes spinaux chez des patients présentant une dysfonction fémoro-patellaire.
- Effets des exercices à chaîne ouverte ou fermée, de l'adduction et de la rotation externe de la hanche sur la fonction du quadriceps

##### - *Université du Québec à Montréal (1987..91)*

Responsable des projets d'analyse et de traitement du syndrome patello-fémoral, utilisant des techniques cinématique, cinétique et électromyographique d'analyse, et utilisant l'orthèse plantaire et l'électrostimulation comme mode de traitement. (Docteur Jean P. Boucher, PhD, directeur de mémoire).

##### - *Université du Québec à Montréal (1986..88)*

Assistant de recherche en modélisation et transition de phase dans la locomotion (pour le docteur Anne Beuter, PhD).



**Enseignement (chiropratique, sciences de l'homme en mouvement, et éducation)**

- *Université du Québec à Trois-Rivières, Département des Sciences de l'activité physique*
  - Chargé de cours CPR 1028 Chiropratique et activité physique (Secteur chiropratique) (3cr.) (H98)
  - Chargé de cours EPK 1156 Cinésiologie (Secteur chiropratique) (3cr.) (H98)
  - Chargé de cours EPK 1166 Biomécanique humaine (Secteur chiropratique) (4x3cr.) (H96-A97)
  - Chargé de cours EPK 1197 Techniques biomécaniques (Secteur chiropratique) (3cr.) (H98)
  - Chargé de cours EPK 1207 Biomécanique appliquée (Secteur chiropratique) (3x3cr.) (H96-H98)
- *Université de Montréal, Département d'éducation physique*
  - Chargé de cours EPH 1041 Analyse du mouvement humain (3x1,5cr.) (H94)
  - Chargé de cours EPH 2486 Théorie et méthodes d'animation en act. Phys. (3x3cr.) (A87-H89)
  - Conférencier et assistant du professeur-adjoint ou chargé de cours pour EPH2486 Théorie et méthodes d'animation en activité physique (1984..86, 91) et de Plein air (A81-A83-A84)
  - Représentant du groupe de travail du secteur Plein air - Loisirs participant à la refonte du programme en éducation physique (1984)
- *Université du Québec à Montréal, Département de Kinanthropologie*
  - Chargé de cours KIN 5630 Évaluation de la condition physique (3cr.) (A92)
  - Chargé de cours KIN 1042 Plein Air 2: Fondements et application (3cr.) (H89)
  - Chargé de cours KIN 1041 Plein Air 1: Fondements et application (3cr.) (A88)
- *Université du Québec à Chicoutimi, Dép. d'éducation / Cree School Board (Baie-James)*
  - Chargé de cours 3 DID 204 Didactic of human sciences (3cr.) (E95)
  - Chargé de cours 3 DID 203 Didactique des sciences humaines (3cr.) (E95)
  - Chargé de cours 3 EAS 601 Teacher and special education (2x3cr.) (H95-E94)
  - Chargé de cours 3 EAS 200 Difficultés d'adaptation et d'apprentissage (2x3cr.) (A94-E94)
  - Chargé de cours 3 DID 305 Teaching mathematics (3cr.) (H93)
  - Chargé de cours 3 DID 203 Human sciences at elementary level (3cr.) (E92)
  - Chargé de cours 3 DID 200 Arithmetic at elementary level (3cr.) (E92)
  - Chargé de cours 3 PED 102 Pedagogical animation (3cr.) (E91)
  - Chargé de cours 3 PED 101 Play in pedagogy (3cr.) (E91)
  - Chargé de cours 3 PSY 109 Physical and Motor Development of the Child (3cr.) (E89)
  - Chargé de cours 3 EDD 100 Teaching Physical Education 1 (3cr.) (E88)
- *École Nationale de Cirque*
  - Chargé de cours Anatomie du mouvement humain I (Cours de 45 hrs) (H94-H98)
  - Chargé de cours Anatomie fonctionnelle II (Cours de 45 hrs) (H95-H98)
- *Université de Montréal, Service des sports*
  - Conférencier / Coordonnateur / Enseignant de l'école de ski de fond (1983..84)
- *CEGEP Édouard-Montpetit*
  - Professeur d'éducation physique pour les cours en gymnase/piscine et en plein air (1984..94).
- *Fédération Québécoise de Hockey sur Glace*
  - Conférencier en prévention et traitement des blessures pour les entraîneurs (1986.. 88)

**Conditionnement physique et santé**

- Moniteur et Évaluateur de la condition physique (1982..97)
  - Conférencier et organisateur d'événements de promotion de l'activité physique (1986..94)
  - Conférencier et conseiller en animation et en prévention des blessures sportives (1986..88)

**Entraînement**

- Entraîneur personnel d'athlètes de calibre provincial et national (1994..97)
  - Entraîneur d'athlétisme pour sprinteurs et sauteurs en longueur (1980..82)

**Plein air**

- Moniteur, planificateur et conférencier en activités de plein air pour différentes universités, CEGEP, organismes publics et privés (1979..94). Chef et organisateur de plusieurs expéditions.

**PRODUCTIONS (annexe)**

**A) Articles dans des revues avec jurys**

- Boucher, J.P., King, M.A., Lefebvre, R., et Pépin, A. (1992) Quadriceps femoris activity in patellofemoral pain syndrome. *American Journal of Sports Medicine*, 20(5), 527-532.
- Beuter A., et Lefebvre R. (1988) Un modèle théorique de transition de phase dans la locomotion humaine, *Canadian Journal of Sport Sciences*, 13(4), 247-253.

**B) Communications publiées**

**B.1) ARTICLE COMPLET**

- Boucher, J.P., Pépin, A., et Lefebvre, R. (1990) Using the vastus medialis to vastus lateralis IEMG ratio as a neuromuscular imbalance index for the diagnosis of patello-femoral syndrome. Dans *Proceedings of the International Conference on Spinal Manipulation (ICSM)*, FCER: Arlington, VA, 274-281.

**B.2) LONGS RÉSUMÉS**

- Lefebvre, R., Boucher, J.P., King, M.A., Cyr, A. (1993) Patello-femoral dysfunctions and the vastus medialis: activation and reactivation considerations. Dans *Proceedings of the 1993 International Conference on Spinal Manipulation (ICSM)*, FCER: Arlington, VA, 22-23.
- Leroux, A., Boucher, J.P., Lefebvre, R. (1993) Patello-femoral dysfunctions and the vastus medialis: anatomical and functional considerations. Dans *Proceedings of the 1993 International Conference on Spinal Manipulation (ICSM)*, FCER: Arlington, VA, 24-25.
- Boucher, J., Pépin, A., Lefebvre, R. (1990) Using the vastus medialis to vastus lateralis IEMG ratio as neuromuscular imbalance index for the diagnosis of patello-femoral syndrome. Dans *Proceedings of the 1990 International Conference on Spinal Manipulation (ICSM)*, FCER: Arlington, VA, 274-281.
- Lefebvre, R. et Boucher, J.P. (1989) Effects of foot orthotics upon the ankle and knee mechanical alignment. Dans *Proceedings of the XII International Congress of Biomechanics*, ISB: Los Angeles, 114-115.

**B.3) RÉSUMÉS**

- Lefebvre, R., Dionne, M., Bélanger, M., Boucher, J.P. (1997) Effects of knee movement and foot position on human quadriceps, hamstrings and abductor hallucis muscles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(5), S256. (résumé)
- Boucher, J.P., Dionne, M., Lefebvre, R., Ferry, B., Bélanger, M. (1997) Efficacy of semi-rigid foot orthotics for foot and leg mechanical control during movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(5), S211. (résumé)
- Lefebvre, R., Bélanger, M., Boucher, J.P. FACSM. (1996) The effects of dynamic knee position and foot position on H-reflex modulation of the human quadriceps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(5), S65. (résumé)
- Lefebvre, R. and Boucher, J.P., FACSM. (1995) The effects of static knee position on h-reflex modulation of human quadriceps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(5), S171. (résumé)
- Boucher, J.P., FACSM, Lefebvre, R., Louis, P.-F., and Brossard, A. (1995) Neurophysiological mechanisms underlying specific mechanical stimulation (SMS) facilitation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(5), S171. (résumé)
- Coutu, M., King, M.A., Leroux, A., Lefebvre, R., and Boucher, J.P., FACSM. (1995) Effects of open and closed chain exercises on quadriceps function. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(5), S106. (résumé)

- Boucher, J.P., Lefebvre, R., et Brossard, A. (1994) Effects of specific mechanical stimulation in wrist function. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(5), S171. (résumé)
- King, M.A., Coutu, M., Lefebvre, R., et Boucher, J.P. (1994) Effects of hip external rotation on quadriceps function. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(5), S12. (résumé)
- Lefebvre, R., Leroux, A., Poumarat, G., Vanneville, G., et Boucher, J.P. (1994) Vastus medialis: anatomical and functional considerations and implications. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(5), S12. (résumé)
- Leroux, A., Lefebvre, R., Poumarat, G., Vanneville, G., et Boucher, J.P. (1994) Vastus medialis function investigated through electrical stimulation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(5), S12. (résumé)
- Boucher, J.P., Cyr, A., King, M.A., et Lefebvre, R. (1993) Isometric training effects overflow: determination of a non-specificity window. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(5), S134. (résumé)
- Boucher, J.P., Cyr, A., Lefebvre, R., et King, M.A. (1992) The vastus medialis obliquus is more active at 90 degrees of knee flexion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5), S147. (résumé)
- King, M.A., Boucher, J.P., Cyr, A., et Lefebvre, R. (1992) Evaluation of VMO/VL ratio with alteration of patellofemoral mechanics and hip adduction in patello-femoral pain syndrome (PFPS). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5), S148. (résumé)
- Lefebvre, R. et Boucher, J.P. (1992) Mechanical and neuromuscular mechanisms underlying the rehabilitation of patello-femoral pain syndrome (PFPS). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5), S147. (résumé)
- Lefebvre, R., Pépin, A., King, M.A., Boucher, J.P. (1989) Quadriceps femoris muscle activity in patello-femoral syndrome (PFS). *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 21(2). (Résumé)
- King, M.A., Pépin, A., Lefebvre, R., Boucher, J.P. (1989) Quadriceps femoris activity through the knee extension range of motion. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 21(2). (Résumé)

### **C) Communications non publiées et Conférences**

#### **C.1) COMMUNICATIONS**

- Lefebvre, R., Dionne, M., Bélanger, M. et Boucher, J.P. (1997) Effets de la position du genou et du pied sur l'activité des muscles de la cuisse et du pied. Communication à la 10<sup>e</sup> rencontre annuelle de l'Association québécoise en sciences de l'activité physique (AQSAP) en mars à Montréal (Québec).
- Lefebvre, R. et Boucher, J.P. (1994) An integrated model of patellofemoral dysfunction. Conférence donnée dans le cadre du Patellofemoral dysfunction Symposium de l'Annual Sports Medicine Meeting organisé par le New England Chapter de l'American College of Sports Medicine (NEACSM) à Boxborough, MA (USA).
- Boucher, J.P., King, M.A., et Lefebvre, R. (1994) Rehabilitation of the neuromuscular component of patello-femoral dysfunctions. Communication au Sport Rehabilitation Conference en mars à San Diego (USA).
- Lefebvre, R., Boucher, J.P. (1994) Dysfonction fémoro-patellaire: proposition d'un modèle mécanique et neuromusculaire. Communication au 62<sup>e</sup> Congrès de l'Association Canadienne Française pour l'Avancement de la Science (ACFAS) en mai à Montréal (Québec).
- Coutu, M., Lefebvre, R., Boucher, J.P., et King, M.A. (1994) Effet de la rotation externe de la hanche sur la force et l'activité musculaire du quadriceps fémoral. Communication au 62<sup>e</sup> Congrès de l'Association Canadienne Française pour l'Avancement de la Science (ACFAS) en mai à Montréal (Québec).
- Lefebvre, R., Leroux, A., Boucher, J.P., Poumarat, G., et Vanneville, G. (1994) Vaste interne: considérations et implications anatomiques et fonctionnelles. Communication au 62<sup>e</sup> Congrès de l'Association Canadienne Française pour l'Avancement de la Science (ACFAS) en mai à Montréal (Québec).

- Leroux, A., Lefebvre, R., Boucher, J.P., Poumarat, G., et Vanneville, G. (1994) Rôle du vaste interne étudié par la stimulation électrique. Communication au 62<sup>e</sup> Congrès de l'Association Canadienne Française pour l'Avancement de la Science (ACFAS) en mai à Montréal (Québec).
- Lefebvre, R. et Boucher, J.P. (1992) Effet de l'orthèse plantaire et de l'électrostimulation sur les mécanismes neuromusculaire et mécanique reliés à la réadaptation du syndrome patello-fémoral (SPF). Communication aux Journées Internationales de Stimulation Électrique (JISE), Montréal (Québec).
- Lefebvre, R. et Boucher, J.P. (1992) Étude des mécanismes neuromusculaire et mécanique reliés à la réadaptation du syndrome patello-fémoral (SPF). Communication au 5<sup>e</sup> congrès de l'AQSAP, Montréal (Québec).
- Lefebvre, R. et Boucher, J.P., Cyr, A., King, M.A. (1992) Les fibres du vastus medialis oblicus (VMO) sont plus actives à un angle de flexion du genou 90 degrés. Communication au 5<sup>e</sup> congrès de l'AQSAP, Montréal (Québec).
- Pépin A., Boucher J.P., Lefebvre R. et King M.A. (1989) L'activité du quadriceps crural lors du syndrome patello-fémoral (SPF). Communication au 56<sup>e</sup> Congrès de l'ACFAS, Montréal (Québec).
- Lefebvre R. et Boucher J.P. (1989) Effets de l'orthèse plantaire sur l'alignement mécanique de la cheville et du genou. Communication au 56<sup>e</sup> Congrès de l'ACFAS, Montréal (Québec).
- Boucher J.P., Pépin A., Lefebvre R. et King M.A. (1989) Effet de l'amplitude de mouvement sur l'activité du quadriceps crural. Communication au 56<sup>e</sup> Congrès de l'ACFAS, Montréal (Québec).
- Lefebvre R. (1989) Effets de l'orthèse plantaire sur l'alignement mécanique de la cheville et du genou. Communication au 3<sup>e</sup> Colloque sur la recherche en réadaptation de l'Université McGill, Montréal (Québec).
- Lefebvre R. et Beuter A. (1988) Un modèle théorique de transition de phase dans la locomotion humaine. Communication au 1<sup>er</sup> Congrès de l'AQSAP, Montréal (Québec).

## C.2) CONFÉRENCES

- Lefebvre, R. (1997) Intervention dans le domaine de la santé. Invité dans le cadre du cours d'intervention en activité physique, Département d'éducation physique de l'Université de Montréal.
- Lefebvre, R. (1996) Effets de la position statique et dynamique du genou et du pied sur la modulation du réflexe-H du quadriceps. Invité dans le cadre des séminaires de recherche du département de kinanthropologie de l'Université du Québec à Montréal, Montréal (Québec).
- Lefebvre, R. (1994) Traumatologie du genou: traumatologie, aspects mécanique et musculaire. Invité dans le cadre du cours de traumatologie sportive, Département d'éducation physique de l'Université de Montréal.
- Lefebvre, R. (1992) Le genou du sportif: Traumatismes et prévention, aspects mécanique et musculaire. Invité par le groupe de biomécanique de l'UFR STAPS de l'Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand, France.
- Lefebvre, R. (1992) La dysfonction fémoro-patellaire: Composantes mécanique et neuromusculaire. Invité par le département de kinésithérapie et de réadaptation de l'hôpital Émile Roux, Le-Puy En-Velay, France.
- Lefebvre, R. (1990) Effet de l'amplitude de mouvement sur l'activité du quadriceps crural lors du syndrome patello-fémoral. Invité par le groupe de neurocinétique du département de kinanthropologie de l'Université du Québec à Montréal, Montréal (Québec).
- Lefebvre, R. (1990) L'adaptation au froid chez l'humain: aspects physiologique et logistique. Invité par le Musée de l'Homme, Ottawa (Ontario).
- Lefebvre, R. (1987) Le Mont Mc-Kinley: Expédition Au-dessus des Nuages. Invité par le Service aux étudiants de l'Université d'Ottawa, Ottawa (Ontario).
- Petiot, B. et Lefebvre, R. (1987) Animation en activité physique. Conférence donnée au CEPSUM de l'Université de Montréal, Montréal (Québec).

Lefebvre R. et Barré D. (1987) Une étude sur l'inventaire des ressources du milieu biophysique et du potentiel touristique et récréatif de la région Koroc-Torngat, au Nouveau-Québec. Ministère du Loisir, de la Chasse et de la Pêche, et Ministère du Tourisme, Gouvernement du Québec, Québec (Québec).

#### **D) Thèses**

Lefebvre, R. (1997) Étude des composantes neuromusculaire et mécanique reliées à la dysfonction fémoro-patellaire. Thèse de doctorat en préparation pour soumission en avril-mai à la Faculté des Études Supérieures (FES) de l'Université de Montréal, Montréal (Québec).

Lefebvre, R. (1991) L'effet de l'orthèse plantaire et de l'électrostimulation sur le syndrome patello-fémoral. Mémoire de maîtrise soumis et accepté en avril à l'Université du Québec à Montréal, Montréal (Québec).

#### **E) Rapports de recherche gouvernementaux**

Lefebvre R. et Barré D. (1987) Une étude sur l'inventaire des ressources du milieu biophysique et du potentiel touristique de la région Koroc-Torngat, au Nouveau-Québec. Ministère du Tourisme, Gouvernement du Québec (Québec), 188 pp.

Lefebvre R. et Barré D. (1986) Une étude sur l'inventaire des ressources du milieu biophysique et du potentiel récréatif de la région Koroc-Torngat, au Nouveau-Québec. Ministère du Loisir, de la Chasse et de la Pêche, Gouvernement du Québec (Québec), 249 pp.

#### **G) Documents de cours universitaires**

Lefebvre, R. (1992) KIN 5630 Évaluation de la condition physique. Université du Québec à Montréal (Québec), 593 pp.

Lefebvre, R., Messier, G., Petiot B. (1989) EPH 2486 Théorie et méthodes d'animation en activité physique. Université de Montréal, Montréal (Québec), 200 pp.

Lefebvre, R., Petiot, B. (1987) EPH 2486 Théorie et méthodes d'animation en activité physique (fascicules #1 et #2). Université de Montréal, Montréal (Québec), 302 pp.

#### **H) Travaux soumis ou en préparation**

##### **H.1) COMMUNICATION**

##### **H.2) PUBLICATIONS**

Leroux, A., Lefebvre, R., Poumarat, G., Galtier, B., Guillot, M., Vanneville, G. et Boucher, J.P. (1997) Vastus medialis: anatomical and functional considerations and implications. Soumise pour publication à *The Lancet*.

Lefebvre, R., Boucher, J.P., Allard, P. (1995) Effects of static knee position on H-reflex modulation of the human quadriceps. Soumise pour publication à *Brain Research*.

Lefebvre, R., Bélanger, M., Boucher, J.P. (1997) Effects of dynamic knee position and foot position on H-reflex modulation of the human quadriceps. En préparation pour publication à *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.

Lefebvre, R., Boucher, J.P., Allard, P. (1997) Biomechanical and electrophysiological characteristics of lower limb segments interaction. En préparation pour publication à *Clinical Biomechanics*.

Boucher, J.P., Coutu, M., Leroux, A., King, M.A., Lefebvre, R. (1997) Effects of open and closed chain exercises on quadriceps function. En préparation pour publication à *Journal of Sports and Physical Therapy*.

Lefebvre, R. et Boucher, J.P. (1997) An integrated model of patellofemoral dysfunction. En préparation pour publication à *Journal of Sports and Physical Therapy*.

Lefebvre, R. et Boucher, J.P. (1997) Mechanical and neuromuscular mechanisms underlying the rehabilitation of patello-femoral pain syndrome (PFPS). En préparation pour publication à *American Journal of Sports Medicine*.

**I) Inventions**

Harnais de support de charge utilisé, en prévention des maux de dos, pour de transport et la manipulation de marionnettes géantes utilisées au théâtre (1995).

Chaise de suspension pour système de pesée hydrostatique permettant de mesurer la densité corporelle et ainsi le pourcentage de graisse corporelle (1994).

Harnais de suspension utilisé pour la réadaptation et la recherche sur la locomotion de patients quadriplégiques et paraplégiques (1991).

Système de transport de poids variable utilisé pour la recherche sur la transition de phase marche-course-marche chez l'humain (1987).