

Université de Montréal

Le contrôle multiarticulaire et multimusculaire  
du membre inférieur chez les sujets sains ainsi que  
chez les sujets ayant une blessure au genou

par

Nancy St-Onge

Institut de génie biomédical

Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de Philosophiae Doctor (Ph.D.)  
en génie biomédical

juillet, 2002

©, Nancy St-Onge, 2002



w

4

U58

2002

v. 088

U

U

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

Le contrôle multiarticulaire et multimusculaire  
du membre inférieur chez les sujets sains ainsi que  
chez les sujets ayant une blessure au genou.

présentée par :

Nancy St-Onge

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Pierre A. Mathieu, Ph.D., président-rapporteur

Anatol G. Feldman, Ph.D., directeur de recherche

L'Hocine Yahia, Ph.D., codirecteur de recherche

François Prince, Ph.D., membre du jury

Francis G. Lestienne, Ph.D., examinateur externe

Paul Allard, Ph.D., représentant du doyen de la FES

## RÉSUMÉ

---

La redondance articulaire permet de choisir entre plusieurs coordinations interarticulaires. Afin de contrôler un système redondant, il est possible que le système nerveux combine les degrés de liberté en synergies. Afin d'examiner ce problème, nous avons analysé plusieurs mouvements impliquant les jambes chez neuf sujets sains : les fentes vers l'avant, les fentes vers l'arrière, les fentes de côté et les squats sur une jambe, ainsi que la montée de marche, la descente de marche, trois pas de marche, et la marche sur place. Nous avons étudié la flexion/extension de la cuisse par rapport au sol, la flexion/extension du genou, la flexion/extension de la cheville, ainsi que l'abduction/adduction de la cuisse par rapport au sol.

Pour plusieurs mouvements, deux synergies ou composantes principales (CPs) étaient suffisantes pour décrire au moins 95 % du mouvement. L'angle entre les CPs d'un même mouvement effectué du côté gauche et du côté droit (indice d'asymétrie) était souvent inférieur à  $10^{\circ}$ , mais atteignait  $25^{\circ}$  pour la deuxième CP des fentes vers l'arrière. Le système nerveux pourrait donc utiliser des coordinations articulaires différentes lorsqu'il effectue des mouvements du côté droit et du côté gauche. L'angle entre les premières CPs de mouvements différents était parfois inférieur à  $10^{\circ}$ . Ces mouvements pourraient donc être effectués en utilisant une synergie commune, mais ajustable.

Les synergies utilisées peuvent être modifiées après une blessure. En effet, c'est ce que l'analyse par CPs nous a permis d'observer chez six hommes ayant une



déchirure du ligament croisé antérieur (LCA). Les synergies utilisées par les sujets blessés étaient différentes de celles utilisées par les sujets sains lors de la montée de marche, des trois pas de marche, des fentes vers l'avant, et des fentes de côté. Lors de la montée de marche et des trois pas de marche, la modification était souvent bilatérale. Cependant, lors des fentes sur le côté et des fentes avant, les synergies étaient différentes du côté intact seulement. Toutefois, l'asymétrie n'était pas augmentée par la rupture du LCA. Ces résultats suggèrent qu'une blessure à un genou affecte de façon similaire la coordination interarticulaire des deux jambes. Il y avait aussi une relation linéaire entre l'indice d'asymétrie pour le squat sur une jambe et le *knee injury and osteoarthritis outcome score*. Les sujets blessés n'ont pas seulement utilisé des synergies différentes, mais ont aussi réorganisé les synergies : le pourcentage du mouvement expliqué par la première CP était différent pour les jambes blessées ainsi que pour les jambes intactes des patients, comparativement aux jambes du groupe témoin pour la montée de marche, la descente de marche, les trois pas de marche et les fentes vers l'avant.

Lors de la production de mouvements, le système nerveux fait face non seulement à une redondance articulaire, mais aussi à une redondance musculaire. L'activité de chaque muscle pourrait dépendre de la différence entre la configuration réelle et une configuration de référence spécifiée par le système nerveux. Selon cette hypothèse, lorsque la configuration réelle correspond à la configuration de référence, l'activité musculaire de tous les muscles impliqués devrait être minimale. Nous avons testé cette hypothèse en analysant l'activité électromyographique de 16 à 21 muscles lors de sauts et de la marche sur place chez sept sujets. Lors des sauts, il y avait un

minimum global d'activité musculaire qui se situait près de la position verticale maximale de l'épaule. Lors de la marche sur place, le minimum global alternait entre les muscles du côté droit et du côté gauche, et se situait près de l'élévation maximale du pied.

En conclusion, selon notre étude, le système nerveux pourrait effectuer des mouvements sans être gêné par la redondance.

**MOTS CLÉS :** Contrôle moteur, synergie, coordination interarticulaire, cinématique du membre inférieur, asymétrie, rupture du LCA, activité électromyographique, configuration de référence, minimum global, humains

**ABSTRACT**

---

Redundancy is associated with the ability to select different interjoint coordinations. The nervous system may coordinate multiple degrees of freedom (DFs) by combining them into synergies. We addressed the redundancy problem by analyzing interjoint coordination in several movements involving legs in nine healthy subjects: forward squats, backward squats, sideways squats, squats on one leg, walking three steps, stepping in place, going up a step, and going down a step. Angular changes in four DFs were analyzed: thigh flexion/extension relative to the ground, knee flexion/extension, ankle flexion/extension, thigh abduction/adduction relative to the ground.

For many movements, two synergies or principal components (PCs) were sufficient to account for more than 95 % of changes in DFs. The angle between the vectors representing PCs for movements produced with the right and left legs (asymmetry index) was usually less than  $10^\circ$  but could reach  $25^\circ$  for the second PC of squatting backward. The nervous system may thus use somewhat different interjoint coordinations while producing movements on the right and the left sides. The angle between the first PC of different movements could be smaller than  $10^\circ$ . Thus, a common but adjustable basic synergy could be used to produce different movements.

Synergies might be modified in order to compensate for an injury, as was revealed by PC analysis in six patients with a torn anterior cruciate ligament (ACL). Compared to control subjects, injured subjects employed different synergies for going

up a step, walking three steps, squatting sideways, and squatting forward, both in the injured and uninjured legs. For going up a step and walking three steps, the effect was usually bilateral. However for squatting sideways and squatting forward, synergies were modified in the uninjured legs only. ACL-deficiency did not increase asymmetry. This finding together with that of changes in synergies imply that injuries of one knee approximately equally affect the interjoint coordination of both legs. There was also a linear relationship between the asymmetry index for squatting on one leg and the clinical score or the knee injury and osteoarthritis outcome score. Synergies were not only modified in injured subjects, but also rearranged: the percentage of movement explained by the first PCs was different for the injured and contralateral legs of the ACL-deficient group as compared to the legs of the control group for going up a step, going down a step, walking three steps, and squatting forward.

In movement production, the nervous system deals not only with a redundant number of DFs but also muscles. To address the problem of muscle redundancy, we hypothesized that the activity of each muscle depends on the difference between the actual configuration and a referent body configuration related to muscle recruitment thresholds. In movements with reversal in direction, the two configurations may match each other, resulting in a minimum in the electromyographic activity of all muscles involved, regardless of their biomechanical function. We tested this prediction by recording the activity of 16-21 functionally diverse muscles during jumping and stepping in place in seven subjects. A global minimum in the activity of all muscles occurred near the apex of the jump. During stepping in place, we

observed global minima alternating between the muscles of the right and left sides, and occurring near the maximal elevation of the respective foot.

In conclusion, our study implies that the neuromuscular system may be guided without redundancy problems.

**KEYWORDS:** Motor control, synergy, interjoint coordination, lower-limb kinematics, asymmetry, ACL-deficiency, electromyographic activity, referent body configuration, global minimum, humans

## TABLE DES MATIÈRES

---

Résumé .....	iii
Abstract .....	vi
Table des matières .....	ix
Liste des tableaux .....	xiii
Liste des figures .....	xiv
Liste des abréviations .....	xviii
Dédicace .....	xx
Remerciements .....	xxi

## CHAPITRE I .....

1. Introduction et recension de la littérature .....	1
1.1 Introduction .....	1
1.2 Synergies .....	3
1.3 Le modèle $\lambda$ et la configuration de référence .....	9
1.3.1 Le modèle $\lambda$ .....	9
1.3.2 La configuration de référence comme solution au problème de la redondance musculaire .....	11
1.4 Rôle du ligament croisé antérieur dans la stabilité du genou .....	14
1.5 Rôle des muscles dans la stabilité du genou .....	19
1.5.1 Déplacement antérieur du tibia .....	20
1.5.2 Déformation du ligament croisé antérieur .....	24
1.5.3 Force de contact tibiofémorale .....	26
1.6 Épidémiologie et étiologie des ruptures du ligament croisé antérieur .....	28
1.7 Effets d'une rupture du ligament croisé antérieur .....	30
1.7.1 La cinématique .....	31
1.7.1.1 Les mouvements de flexion et d'extension .....	31
1.7.1.2 La marche .....	32
1.7.1.3 La course .....	37
1.7.1.4 La montée et la descente de marche .....	37

1.7.1.5 Les pivots.....	40
1.7.1.6 Les sauts sur une jambe .....	40
1.7.1.7 Les autres mouvements .....	41
1.7.2 L'activité électromyographique.....	44
1.7.2.1 Les mouvements d'extension .....	44
1.7.2.2 La marche .....	45
1.7.2.3 La course .....	47
1.7.2.4 Les pivots.....	48
1.7.2.5 Les sauts sur une jambe.....	48
1.7.2.6 Les autres mouvements .....	49
1.8 Hypothèses et but de l'étude.....	50
<b><u>CHAPITRE II</u></b> .....	53
2. Méthodologie.....	53
2.1 Sujets .....	53
2.2 Évaluation de la blessure .....	54
2.3 Mouvements évalués .....	55
2.4 Enregistrement des données .....	56
2.5 Traitement des données .....	58
2.6 Analyse par composantes principales .....	60
2.7 Identification du minimum global de l'activité EMG .....	62
<b><u>CHAPITRE III</u></b> .....	64
3. Article I : La coordination interarticulaire du membre inférieur lors de divers mouvements chez les humains. ....	64
3.1 Situation de l'article dans la thèse .....	64
3.2 Abstract .....	67
3.3 Introduction .....	68
3.4 Materials and Methods .....	71
3.4.1 Subjects and experimental procedures .....	71
3.4.2 Data recording .....	72

3.4.3 Data analysis.....	74
3.4.4 Principal component analysis.....	75
3.5 Results.....	78
3.5.1 Angular excursions.....	78
3.5.2 Principal component analysis and asymmetry index.....	85
3.5.3 Similarities between different movements.....	91
3.6 Discussion.....	93
3.6.1 Basic findings.....	93
3.6.2 Synergies.....	94
3.6.3 Asymmetry index.....	97
3.6.4 Different movements, similar synergies.....	97
3.7 Appendix.....	99

## **CHAPITRE IV**..... 104

4. Article II : La coordination interarticulaire du membre inférieur chez les patients ayant une rupture du ligament croisé antérieur de l'articulation du genou.....	104
4.1 Situation de l'article dans la thèse.....	104
4.2 Abstract.....	107
4.3 Introduction.....	108
4.4 Materials and Methods.....	111
4.4.1 Subjects.....	111
4.4.2 Experimental procedures.....	112
4.4.3 Data recording.....	112
4.4.4 Data analysis.....	113
4.4.5 Principal component analysis.....	118
4.4.6 Statistics.....	119
4.5 Results.....	120
4.5.1 Qualitative description of movement patterns.....	120
4.5.2 Principal component analysis.....	124
4.5.3 Asymmetry index.....	132



4.6 Discussion .....	139
4.6.1 Basic findings .....	139
4.6.2 Synergies may be affected by ligament-deficiency .....	139
4.6.3 Asymmetry index is not increased by ACL-deficiency .....	142
4.6.4 Relationship between KOOS score and asymmetry index .....	143
<b><u>CHAPITRE V</u></b> .....	147
5. Article III : Un facteur global pour le contrôle d'un système multimusculaire. ....	147
5.1 Situation de l'article dans la thèse .....	147
5.2 Abstract .....	150
5.3 Introduction .....	150
5.4 Materials and Methods .....	151
5.5 Results .....	154
5.6 Discussion .....	157
<b><u>CHAPITRE VI</u></b> .....	161
6. Discussion .....	161
<b><u>CHAPITRE VII</u></b> .....	168
7. Conclusions .....	168
<b><u>CHAPITRE VIII</u></b> .....	171
8. Références .....	171

**LISTE DES TABLEAUX**

---

**Tableau 4.I** Angle entre les composantes principales moyennes calculées avec les degrés de liberté non standardisés ..... 129

**Tableau 4.II** Angle entre les composantes principales moyennes calculées avec les degrés de liberté standardisés ..... 133

## LISTE DES FIGURES

---

<b>Fig. 1.1</b> Degrés de liberté de l'articulation du genou .....	15
<b>Fig. 1.2</b> Rôle du ligament croisé antérieur comme stabilisateur de la translation antérieure du tibia .....	17
<b>Fig. 1.3</b> Rôle du ligament croisé antérieur comme stabilisateur de la rotation interne du tibia .....	18
<b>Fig. 1.4</b> Origines et insertions des ischiojambiers .....	21
<b>Fig. 1.5</b> Origines et insertions des quadriceps .....	22
<b>Fig. 1.6</b> Origines et insertions des gastrocnemius .....	23
<b>Fig. 3.1</b> Position des marqueurs et degrés de liberté analysés .....	73
<b>Fig. 3.2</b> Analyse par composantes principales : composantes principales, indice d'asymétrie, angle entre composantes principales de mouvements différents .....	76
<b>Fig. 3.3</b> Déplacements angulaires lors de la montée et de la descente de marche chez un sujet sain .....	80

- Fig. 3.4** Déplacements angulaires lors de la marche sur place, de squats sur une jambe et de fentes de côté chez un sujet sain ..... 82
- Fig. 3.5** Déplacements angulaires lors de fentes vers l'avant, de fentes vers l'arrière et de la marche chez un sujet sain ..... 84
- Fig. 3.6** Pourcentage du mouvement expliqué par chaque composante principale calculée avec les degrés de liberté non standardisés chez le groupe de sujets sains ..... 86
- Fig. 3.7** Pourcentage du mouvement expliqué par chaque composante principale calculée avec les degrés de liberté standardisés chez le groupe de sujets sains ..... 87
- Fig. 3.8** Indice d'asymétrie chez les sujets sains pour les composantes principales calculées avec les degrés de liberté standardisés ..... 88
- Fig. 3.9** Angle entre la première composante principale de différents mouvements chez le groupe de sujets sains. Les composantes principales ont été calculées avec les degrés de liberté standardisés ..... 92
- Fig. 3.10** Systèmes d'axes représentant les segments étudiés ..... 100

<b>Fig. 4.1</b> Position des marqueurs et degrés de liberté analysés .....	114
<b>Fig. 4.2</b> Déplacements angulaires lors de la montée de marche chez un sujet sain ainsi que chez un sujet ayant une rupture du ligament croisé antérieur .....	121
<b>Fig. 4.3</b> Déplacements angulaires lors de fentes de côté chez un sujet sain ainsi que chez un sujet ayant une rupture du ligament croisé antérieur .....	122
<b>Fig. 4.4</b> Pourcentage du mouvement expliqué par chaque composante principale calculée avec les degrés de liberté non standardisés chez le groupe de sujets sains ainsi que chez le groupe de sujets ayant une rupture du ligament croisé antérieur .....	125
<b>Fig. 4.5</b> Pourcentage du mouvement expliqué par chaque composante principale calculée avec les degrés de liberté standardisés chez le groupe de sujets sains ainsi que chez le groupe de sujets ayant une rupture du ligament croisé antérieur .....	126
<b>Fig. 4.6</b> Première composante principale du mouvement de marche pour les jambes blessées et intactes des patients ainsi que pour les jambes des sujets sains .....	131
<b>Fig. 4.7</b> Indice d'asymétrie chez les sujets sains ainsi que chez les sujets ayant une rupture du ligament croisé antérieur pour les composantes principales calculées avec	

les degrés de liberté non standardisés .....	134
<b>Fig. 4.8</b> Indice d'asymétrie chez les sujets sains ainsi que chez les sujets ayant une rupture du ligament croisé antérieur pour les composantes principales calculées avec les degrés de liberté standardisés .....	135
<b>Fig. 4.9</b> Indice d'asymétrie chez les sujets sains ainsi que chez les sujets ayant une rupture du ligament croisé antérieur pour les composantes principales calculées pour la partie du mouvement pendant laquelle le pied est en contact avec le sol .....	137
<b>Fig. 4.10</b> Résultat clinique vs indice d'asymétrie pour les squats sur une jambe chez les sujets ayant une rupture du ligament croisé antérieur .....	138
<b>Fig. 5.1</b> Activité musculaire et trajectoire de l'épaule lors d'un saut chez un sujet sain .....	155
<b>Fig. 5.2</b> Activité musculaire et trajectoire du talon lors de la marche sur place chez un sujet sain .....	156

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

---

### Abréviations françaises :

CI : caractéristique invariante

CP : composante principale

DL : degré de liberté

EMG : électromyographique

EQM: erreur quadratique moyenne

Fig. : figure

KOOS : *knee injury and osteoarthritis outcome score*

LCA : ligament croisé antérieur

MN : motoneurone

PE : point d'équilibre

### Abréviations anglaises :

ACL : anterior cruciate ligament

DF : degree of freedom

EMG : electromyographic

Eq. : equation

Fig. : figure

FR : frame of reference

KOOS : knee injury and osteoarthritis outcome score

PC : principal component

RMS : root-mean-square



**DÉDICACE**

---

À mes parents,

pour leur confiance démesurée...

## REMERCIEMENTS

---

J'aimerais d'abord remercier mes codirecteurs de recherche, Anatol Feldman et L'Hocine Yahia, de m'avoir permis d'entreprendre ce projet de recherche. Mes études doctorales n'auraient pas été possibles sans le soutien financier de L'Hocine Yahia et sans la disponibilité et les connaissances d'Anatol Feldman.

Je tiens aussi à souligner la participation de Nicolas Duval. Ses connaissances cliniques ont été très utiles à la réalisation de ce projet.

Je remercie Jacques deGuisse, directeur du LIO, de m'avoir accueillie au sein de son équipe au cours des deux dernières années. Ceci m'a permis de prendre part à un autre projet ainsi que de financer la fin de mon doctorat.

J'ai grandement apprécié l'aide d'Arnold Mitnitski, de Valery Gusev ainsi que de Julie Lamoureux lors des analyses statistiques.

Je tiens aussi à remercier les adjointes administratives du GRBB, de l'IRM et du LIO. Je souligne particulièrement l'aide précieuse et le professionnalisme de Louise Clément.

Je désire aussi souligner l'esprit de camaraderie de mes collègues et copains du GRBB, de l'IRM et du LIO. Les échanges, autant personnels que scientifiques, ainsi que le support et l'entraide que j'ai eu la chance de trouver ont su agrémenter

mon passage dans ces laboratoires. Je remercie particulièrement Julie Côté de son assistance lors de mes collectes de données. J'ai beaucoup apprécié la générosité avec laquelle elle m'a offert son aide pour me permettre de diminuer la durée de mon protocole expérimental.

Je tiens aussi à remercier mon grand ami, Guy, pour les nombreuses pauses-café au cours des premières années de mon doctorat ainsi que pour la vie au quotidien au cours des dernières années. Ton amitié, ta présence et ton réconfort me sont très précieux.

Finalement, je ne peux passer sous silence le support et les encouragements de mes parents. Votre amour et votre confiance en mes capacités sont inestimables. Vous y êtes sûrement pour beaucoup dans la mise en oeuvre et la réalisation de ce projet.

# **CHAPITRE I**

---

## **1. INTRODUCTION ET RECENSION DE LA LITTÉRATURE**

### **1.1 INTRODUCTION**

La redondance articulaire nous permet de choisir entre plusieurs coordinations interarticulaires ainsi qu'entre plusieurs trajectoires vers une même cible. Ce phénomène est appelé équivalence motrice (Bernstein, 1967). Afin de contrôler un système redondant, il est possible que le système nerveux regroupe les degrés de liberté (DLs) en synergies. Chaque synergie pourrait alors être associée à une tâche fonctionnelle spécifique dans la production du mouvement (Adamovich et al., 2001; Jeannerod, 1984; Pigeon et al., 2000; Wang et Stelmach, 1998) et serait contrôlée en tant qu'unité spécifiant la coordination entre les DLs (Adamovich et al., 2001; Pigeon et al., 2000).

Lors de la production de mouvements, le système nerveux fait face non seulement à une redondance articulaire, mais aussi à une redondance musculaire. En effet puisque plusieurs muscles agissent sur une même articulation, il est possible de produire exactement les mêmes configurations articulaires en utilisant des patrons musculaires différents. Feldman et Levin (1995) ont proposé une solution au problème de la redondance en étendant le modèle  $\lambda$  de l'hypothèse du point d'équilibre (PE; Feldman, 1986) au contrôle multiarticulaire et multimusculaire.

Selon eux, le système nerveux pourrait contrôler un système multimusculaire en spécifiant une configuration de référence définie par les seuils de recrutement de chaque muscle. L'activité de chaque muscle serait alors proportionnelle à la différence entre la configuration réelle du corps et la configuration de référence. Selon cette hypothèse, nommée principe de correspondance biomécanique, la relation entre les variables de contrôle (longueurs seuils d'activation) se rapproche de la relation entre les longueurs réelles des muscles.

La redondance articulaire pourrait être utilisée pour modifier le mouvement lorsqu'il y a une blessure afin de compenser pour cette dernière. Ceci permettrait de modifier l'amplitude et/ou la direction de la charge imposée à l'articulation blessée. Par exemple, le ligament croisé antérieur (LCA) agit comme stabilisateur primaire lors de déplacements antérieurs du tibia, ainsi que comme stabilisateur secondaire lors de la rotation varus-valgus et de la rotation interne-externe du genou (Wojtys, 1994). Après une rupture de ce ligament, le mouvement pourrait donc être modifié de façon à ce que la force antérieure sur le tibia, ainsi que les forces de rotation en varus-valgus et de rotation interne-externe du genou soit minimisées.

Les muscles jouent un rôle très important pour maintenir la stabilité des articulations. Entre autres, l'effet de la cocontraction augmente la stabilité du genou et les divers muscles agissent sur le déplacement transversal du tibia et par conséquent sur la déformation du LCA. Ceci permet de mieux comprendre les effets des blessures ligamentaires sur la cinématique ainsi que sur l'activité électromyographique (EMG) des muscles croisant le genou.

La prochaine section portera sur l'utilisation des synergies lors de la production de mouvements impliquant plusieurs DLs. Ensuite, nous décrirons le modèle  $\lambda$  et nous démontrerons comment il peut être étendu au contrôle multiarticulaire et multimusculaire (principe de correspondance biomécanique) et ainsi servir de solution au problème de la redondance musculaire. Par la suite, nous aborderons le rôle du LCA comme stabilisateur mécanique du genou. Nous enchaînerons ensuite avec une section sur le rôle des muscles dans la stabilité du genou. Nous discuterons de l'effet de la contraction musculaire sur le déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur ainsi que sur la déformation et la tension du LCA. Puisque la cocontraction peut augmenter la force de contact tibiofémorale, nous aborderons aussi l'effet de la force de contact tibiofémorale sur la stabilité de l'articulation ainsi que sur la déformation et la tension du LCA. Le rôle du LCA ainsi que le rôle des muscles dans la stabilité du genou nous permettront de mieux comprendre la section qui porte sur l'effet d'une rupture du LCA sur le comportement du genou. Nous enchaînerons ensuite avec une section sur l'épidémiologie et l'étiologie des ruptures du LCA. Nous discuterons ensuite de l'effet d'une rupture du LCA sur le comportement du genou. Cette section est divisée en deux parties. Nous aborderons d'abord l'effet d'une rupture du LCA sur la cinématique du membre inférieur, et ensuite sur l'activité EMG des muscles contrôlant l'articulation du genou. Finalement, nous définirons les hypothèses et objectifs de cette thèse.

## 1.2 SYNERGIES

La redondance articulaire nous permet de choisir entre plusieurs coordinations interarticulaires ainsi qu'entre plusieurs trajectoires vers une même cible. Ceci nous

permet d'effectuer des mouvements complexes et de les adapter aux diverses situations. Cependant elle complexifie grandement le contrôle des mouvements. Selon Feldman et Levin (1995) le système nerveux pourrait coordonner plusieurs DLs en spécifiant un vecteur de contrôle permettant le déplacement du PE de l'effecteur, ainsi qu'en spécifiant des poids définissant la coordination interarticulaire. Ceci définit une solution unique de la tâche à effectuer. Cependant, la possibilité de modifier la coordination interarticulaire reste présente. La stratégie conservatrice (Feldman et Levin, 1995) pourrait générer une coordination interarticulaire unique pour chaque mouvement en minimisant le nombre d'articulations participant au mouvement. Par exemple, lors de mouvements de pointage, le poignet n'est généralement pas utilisé. Selon Bernstein (1967), l'élimination de DLs par la fixation est une méthode rudimentaire et non commode d'effectuer un mouvement. Lorsqu'on maîtrise bien un mouvement, il est plus flexible, avantageux et économique de surmonter la redondance par l'organisation du processus. La maîtrise d'un nombre redondant de DLs pourrait passer par la combinaison de ceux-ci en synergies. Le nombre de synergies dépendrait alors de la division du mouvement à accomplir en sous-tâches.

Les synergies peuvent être associées à des tâches spécifiques dans la production du mouvement. Elles peuvent ensuite être contrôlées en tant qu'unités spécifiant la coordination entre les DLs (Adamovich et al., 2001; Pigeon et al., 2000). Pour un même mouvement, plusieurs synergies peuvent être superposées. Par exemple, les mouvements de préhension pourraient être composés de deux synergies: une synergie de transport et une synergie de préhension (Jeannerod, 1984; Wang et

Stelmach, 1998). Cependant, Smeets et Brenner (1999) ont suggéré une alternative à cette approche dite classique. Selon eux, les mouvements de préhension sont tout simplement un mouvement de pointage du pouce combiné à un mouvement de pointage de l'index vers la surface d'un objet. Il est intéressant de noter que même si leur modèle n'est pas basé sur des canaux visuomoteurs indépendants pour le transport et pour la préhension, il prédit quand même que la composante de transport est indépendante de la grosseur de l'objet et que la composante de préhension est indépendante de la distance.

Les mouvements de pointage impliquant le tronc pourraient aussi être composés de deux synergies : une synergie de transport et une synergie bras-tronc compensatoire (Adamovich et al., 2001; Pigeon et al., 2000). L'existence de la synergie bras-tronc compensatoire a été suggérée suite à l'observation que lors de mouvements de pointage impliquant le tronc, le mouvement du tronc continue après l'arrêt de la main et que la main garde la même position (Ma et Feldman, 1995; Pigeon et al., 2000). Saling et al. (1996) ont fait la même observation lors de mouvements de préhension. De plus, la trajectoire de la main reste la même que le tronc soit impliqué ou non (Adamovich et al., 2001; Ma et Feldman, 1995; Pigeon et al., 2000). Rossi et al. (2002) ont étudié des mouvements de pointage vers une cible qui était hors d'atteinte du bras. Le tronc devait donc être impliqué dans le mouvement pour atteindre la cible. Lorsque le mouvement du tronc était retenu, les sujets ne pouvaient pas atteindre la cible, mais la trajectoire de la main était la même que lorsque le tronc participait au mouvement environ jusqu'à ce que la main atteigne sa vitesse maximale.



Un exemple très connu de synergie compensatoire est le réflexe vestibulo-oculaire qui permet de compenser pour la rotation de la tête, et ainsi de ne pas modifier la direction du regard (Guitton, 1992; Johnson et Sharpe, 1994). Un autre exemple est le changement de la configuration des voies vocales qui permet de préserver la production d'un son malgré une perturbation de la mâchoire (Kelso et al., 1984). De plus, l'équipe de Scholz (Scholz et Schöner, 1999; Scholz et al., 2000) a observé que lors du tir au pistolet ainsi que lorsque les sujets se levaient d'une chaise et se rassaient, les configurations angulaires étaient modifiées afin de préserver la position des variables essentielles. Lorsque les sujets se levaient et se rassaient, la position du centre de masse du corps était conservée, alors que lors du tir au pistolet, la position du pistolet par rapport à un vecteur unissant le fusil et la cible était contrôlée.

Il est important de noter que les études qui suggèrent que les mouvements soient décomposés en synergies, ne signifient pas que les DLs faisant partie d'une même synergie soient combinés linéairement. Cependant, Mah et al. (1994) définissent la synergie de façon plus restrictive. Ils suggèrent que les ratios entre les DLs participant à une synergie restent fixes tout au long du mouvement. Selon cette définition, un mouvement qui comporte plusieurs DLs serait donc considéré comme un mouvement impliquant seulement un DL si les ratios entre les changements angulaires sont fixes. Une synergie serait donc composée d'un ensemble de ratios ainsi que d'un facteur d'échelle déterminant l'amplitude du mouvement.

Mah et al. (1994) ont utilisé l'analyse par composantes principales (CPs) pour analyser la marche ainsi que l'évitement d'obstacles. Plus de 91 % de la variation des huit DLs étudiés était expliquée par trois CPs. Souvent, trois CPs étaient suffisantes pour décrire 98-99 % du mouvement. La plupart des mouvements qu'ils ont étudiés étaient donc constitués de trois synergies linéaires.

Alexandrov et al. (1998a, 1998b) et Vernazza-Martin et al. (1999, 2000) ont aussi utilisé l'analyse par CPs pour définir des synergies linéaires. Ils ont étudié le déplacement angulaire de la hanche, du genou et de la cheville lors d'inflexions du tronc. Alexandrov et al. (1998a) ont trouvé que seulement une synergie linéaire était nécessaire pour expliquer plus de 99 % du mouvement lorsque les sujets se penchaient vers l'avant, ainsi que pour reproduire plus de 98 % du mouvement lorsqu'ils se penchaient vers l'arrière. Vernazza-Martin et al. (1999) ont observé que lorsque les sujets se penchaient vers l'avant avec une charge de 10 kg sur les épaules le mouvement pouvait aussi être exprimé à plus de 99 % avec seulement une synergie. Cependant, les ratios entre les DLs étaient différents lorsque qu'une charge était utilisée. Les sujets employaient donc une synergie différente lorsqu'ils effectuaient le mouvement avec une charge sur les épaules. Les synergies lors de mouvements d'inflexion du tronc ont aussi été analysées en microgravité (Vernazza-Martin et al., 2000) et chez les parkinsoniens (Alexandrov et al., 1998b). Encore une fois, il était possible de décrire plus de 99 % des mouvements vers l'avant et plus de 98 % des mouvements vers l'arrière avec une seule synergie. Cependant, les ratios entre les DLs étaient différents chez certains sujets lorsque les mouvements étaient réalisés en microgravité. De plus, bien qu'il était possible d'expliquer plus de 99 %

des mouvements vers l'avant et plus de 98 % des mouvements vers l'arrière chez les parkinsoniens, la quantité résiduelle de mouvement non exprimée par la première synergie était deux fois plus élevée que chez les sujets sains.

Santello et al. (1998) ont utilisé l'analyse par CPs pour étudier la posture de la main lors de la préhension d'objets imaginaires. Ils ont évalué 15 DLs alors que les sujets positionnaient leur main comme s'ils voulaient saisir un objet. Lors de cette étude, quatre synergies étaient suffisantes pour reproduire au moins 90 % de chacun des 57 objets proposés.

L'organisation des DLs en synergies semble contredire l'hypothèse avancée par Tsetlin (1969) selon laquelle les DLs seraient contrôlés de façon indépendante selon la capacité de chacun d'entre eux à contribuer à la tâche à effectuer. Une réconciliation est cependant possible si on suppose que la stratégie de contrôle proposée par Tsetlin est appliquée à un ensemble de DLs combinés en synergie plutôt qu'individuellement à chaque DL (Adamovich et al., 2001). Il est aussi important de noter qu'une synergie décrivant une relation entre les DLs n'implique pas nécessairement la même relation entre les variables de contrôle. Une distinction doit donc être faite entre les variables de contrôle responsables du mouvement et la cinématique qui en résulte. En effet, il n'existe pas de relation non équivoque entre les variables de contrôle et le mouvement, puisque le système nerveux central doit constamment s'adapter aux conditions externes (Bernstein, 1967). De plus, la relation entre les DLs pourrait découler du partage de la tâche entre ceux-ci selon les limites déterminées par les contraintes intrinsèques et les contraintes biomécaniques. Les

synergies pourraient donc émerger de cette stratégie plutôt que d'un contrôle spécifique.

### **1.3 LE MODÈLE $\lambda$ ET LA CONFIGURATION DE RÉFÉRENCE**

Le modèle  $\lambda$  de l'hypothèse du PE a été développé suite à l'enregistrement de la relation entre le moment de force développé par les muscles d'une articulation et l'angle de cette articulation lors d'expériences de délestage pendant lesquelles les sujets ne devaient pas modifier les commandes centrales (Asatryan et Feldman, 1965; Feldman, 1966a, 1966b). Selon l'hypothèse du PE, la posture et le mouvement sont contrôlés par le même mécanisme. Les mouvements actifs sont donc produits en déplaçant le PE du système moteur (Feldman, 1986). Feldman et Levin (1995) ont étendu le modèle  $\lambda$  au contrôle multiarticulaire et multimusculaire, proposant ainsi une solution au problème de la redondance musculaire (principe de correspondance biomécanique). Selon eux, le système nerveux pourrait contrôler un système multimusculaire en spécifiant une configuration de référence qu'il déplacerait lors de la production de mouvements.

#### **1.3.1 Le modèle $\lambda$**

Le principe de base du modèle  $\lambda$  est que les muscles, combinés à leurs mécanismes réflexes et centraux, fonctionnent comme des ressorts non linéaires dont les paramètres sont contrôlables (Feldman, 1986). La longueur maximale du muscle à laquelle aucune force n'est produite correspond au seuil du réflexe d'étirement. Ce

dernier est déterminé par une variable centrale de contrôle. Cette variable modifie le potentiel de membrane des motoneurones (MNs)  $\alpha$ , ce qui détermine la longueur seuil à partir de laquelle les MNs sont recrutés. L'activité musculaire (le nombre de MNs actifs ainsi que leurs fréquences de décharge) est proportionnelle à la différence entre la longueur du muscle et sa longueur seuil. Elle dépend aussi de la vitesse du mouvement ainsi que de l'interaction intermusculaire. Lorsque le seuil du réflexe d'étirement est fixe, la relation entre la force et la longueur est appelée caractéristique invariante (CI). Le PE, qui est une combinaison de la force et de la longueur à l'équilibre, est déterminé par l'intersection entre la CI et la caractéristique charge-longueur. Si la force ou la longueur sont différentes de celles associées au PE, l'activité EMG est modifiée afin de rétablir l'équilibre. En modifiant le seuil du réflexe d'étirement, le système nerveux peut créer une telle différence, ce qui modifie l'activité EMG et entraîne le système vers un nouveau PE. De plus, le PE peut être déplacé en modifiant la charge opposant le système, même si les variables de contrôle restent les mêmes.

Les variables de contrôle, exprimées en mesures électriques doivent être transformées en mesures spatiales (Feldman et Levin, 1993). Cette transformation se fait au niveau des MNs. Lorsque la longueur du muscle est sous le seuil du réflexe d'étirement, le potentiel de membrane du MN est sous son seuil de décharge. Lorsque le muscle est étiré, le MN est dépolarisé par les afférences proprioceptives. Enfin, lorsque la longueur du muscle atteint le seuil du réflexe d'étirement, le potentiel de membrane du MN atteint son seuil de décharge et le MN est recruté. Le seuil du réflexe d'étirement correspond au seuil du premier MN recruté. À mesure que la

longueur du muscle augmente, de nouveaux MNs sont recrutés selon leurs seuils de recrutement respectifs.

Les seuils du réflexe d'étirement des muscles antagonistes sont déterminés par la commande réciproque qui les déplace dans la même direction, ainsi que par la commande de coactivation qui les déplace dans des directions opposées. La commande réciproque permet le déplacement du PE tandis que la commande de coactivation spécifie l'étendue de la zone à l'intérieur de laquelle les muscles antagonistes sont actifs conjointement. Cette dernière ne permet pas le déplacement de la CI totale, mais plutôt sa rotation. La coactivation n'aide donc pas au déplacement du PE, mais elle est tout de même nécessaire lors de mouvements rapides puisqu'elle permet le développement de la rigidité et de la force nécessaires à l'exécution de ces mouvements. De plus, la coactivation permet une plus grande stabilité du système (Abdusamatov et al., 1988).

### **1.3.2 La configuration de référence comme solution au problème de la redondance musculaire**

Selon le modèle  $\lambda$  du PE (Feldman, 1986), l'activité EMG n'est pas programmée; elle est plutôt une conséquence des variables de contrôle qui déterminent le PE, de la cinématique ainsi que des forces externes. Ce modèle est donc en accord avec la vue bernsteinienne (Bernstein, 1967) selon laquelle l'effet des affluences proprioceptives sur les MNs  $\alpha$  rend le contrôle direct de l'activité musculaire impossible. Feldman et Levin (1995) ont avancé une solution au problème

de la redondance musculaire en étendant le modèle  $\lambda$  au contrôle multiarticulaire et multimusculaire. Ils ont proposé une approche, le principe de correspondance biomécanique, selon laquelle le système nerveux spécifierait des angles seuils  $R_1, R_2, R_3 \dots$  pour tous les DLs que comporte le corps. Cet ensemble d'angles seuils est associé à une configuration corporelle spécifique et représente une configuration de référence pour le contrôle multiarticulaire. Il est possible d'associer une longueur seuil à chaque muscle selon les angles seuils des articulations. Par exemple pour un muscle monoarticulaire, si la relation entre la longueur du muscle ( $x_m$ ) et l'angle ( $\theta$ ) de l'articulation qu'il traverse est la suivante :

$$x_m = f_m(\theta) \quad (1.1)$$

la longueur seuil du muscle sera reliée à l'angle seuil ( $R$ ) de l'articulation de la façon suivante :

$$\lambda_m = f_m(R) \quad (1.2)$$

Le même raisonnement peut être suivi pour un muscle biarticulaire. Dans ce cas, si la relation entre la longueur du muscle ( $x_b$ ) et l'angle des articulations ( $\theta_1, \theta_2$ ) qu'il traverse est la suivante :

$$x_b = f_b(\theta_1, \theta_2) \quad (1.3)$$

la longueur seuil du muscle sera reliée aux angles seuils ( $R_1, R_2$ ) de la façon suivante:

$$\lambda_b = f_b(R_1, R_2) \quad (1.4)$$

De cette façon, lorsque la position du corps coïncide avec la configuration de référence, tous les muscles se trouvent à leurs longueurs seuils respectives. En déplaçant la configuration de référence, le système nerveux modifie la longueur seuil des muscles. Les muscles dont la longueur excède la longueur seuil qui leur est associée sont donc recrutés et le mouvement est amorcé. Le mouvement est donc généré sans que les muscles soient recrutés de façon individuelle.

Lors de mouvements cycliques (c.-à-d. frapper un clou à plusieurs reprises pour l'enfoncer) ou de mouvements comportant un retour à la position initiale (c.-à-d. se lever et se rasseoir), la position de référence devrait croiser la position du corps lors de l'initiation du retour. Lorsque cette situation se produit, tous les muscles se trouvent à leurs longueurs seuils respectives. Puisque l'activité musculaire est proportionnelle à la différence entre la longueur du muscle et sa longueur seuil, l'activité EMG de tous les muscles devrait être minimale à l'instant où la position de référence croise celle du corps. De fait, des minimums globaux de l'activité musculaire ont été observés lorsque des sujets se levaient d'une chaise et se rasseyaient (Feldman et al., 1998), ainsi que lors de mouvements aller-retour de la tête chez le singe (Lestienne et al., 2000).

Lors de la production de mouvements, le système nerveux fait face à une redondance articulaire. Celle-ci nous permet de choisir entre plusieurs coordinations articulaires ainsi qu'entre plusieurs trajectoires vers une même cible. La redondance

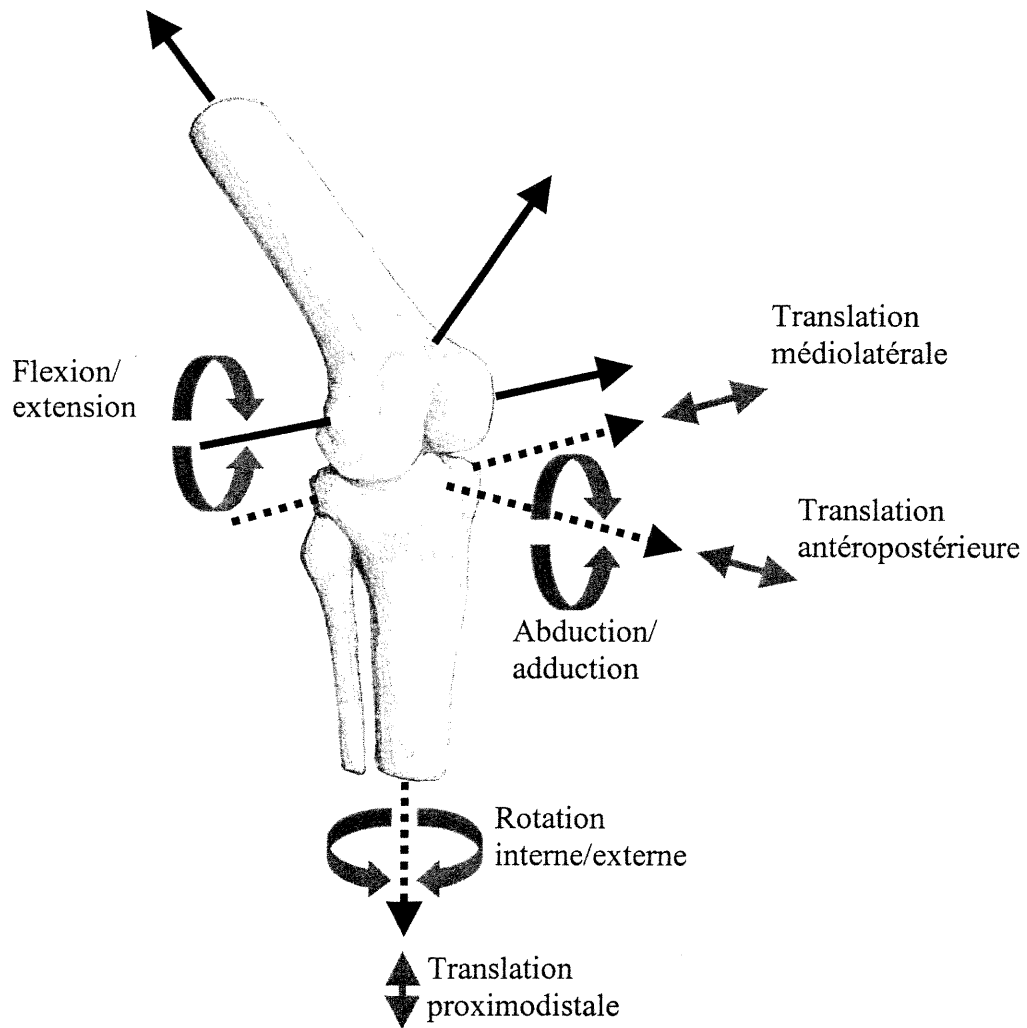


articulaire pourrait donc être utilisée pour modifier le mouvement lorsqu'il y a une blessure afin de compenser pour cette dernière. Ceci permettrait de modifier l'amplitude et/ou la direction de la charge imposée à l'articulation blessée. Par exemple, la rupture du LCA qui présente un problème clinique fréquent pouvant mener à une dégénérescence précoce de l'articulation pourrait engendrer une modification de la coordination interarticulaire. Le mouvement pourrait donc être modifié de façon à compenser pour l'instabilité découlant de la rupture de ce ligament. Nous discuterons donc de l'effet d'une rupture du LCA sur la cinématique du membre inférieur ainsi que sur l'activité EMG des muscles contrôlant l'articulation du genou. Afin de mieux comprendre les modifications produites par la rupture de ce ligament, nous aborderons d'abord le rôle du LCA comme stabilisateur mécanique du genou. Nous enchaînerons ensuite avec une section sur le rôle des muscles dans la stabilité du genou.

#### **1.4 RÔLE DU LIGAMENT CROISÉ ANTÉRIEUR DANS LA STABILITÉ DU GENOU**

Le LCA, qui est composé de multiples fascicules de collagène, passe du fémur au tibia en direction antérieure et médiale (Arnoczky, 1983). Il est attaché à la partie postérieure de la surface médiale du condyle fémoral latéral ainsi que devant l'épine tibiale antérieure du côté latéral (Girgis et al., 1975).

Le genou est principalement une articulation à un DL : la flexion/extension (Fig. 1.1). Le genou comporte aussi deux autres mouvements de rotation : la rotation interne/externe et l'abduction/adduction. De faibles mouvements de translation du



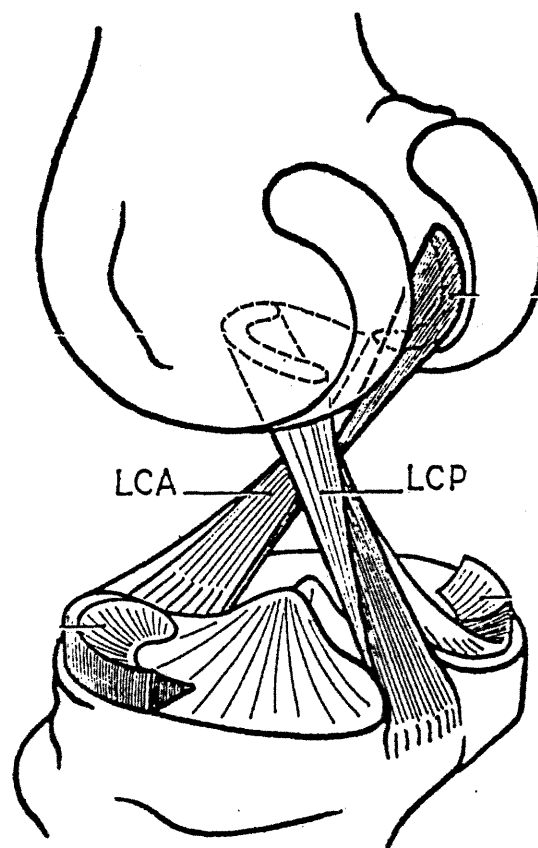
**Fig. 1.1** Degrés de liberté de l'articulation du genou. Les flèches pleines noires représentent le système d'axes du fémur. Les flèches pointillées noires représentent le système d'axes du tibia. Les flèches grises indiquent la direction des translations. Les flèches courbées grises indiquent la direction des rotations.

tibia sur le fémur sont aussi possibles : translation antéropostérieure, translation proximodistale, translation médiolatérale.

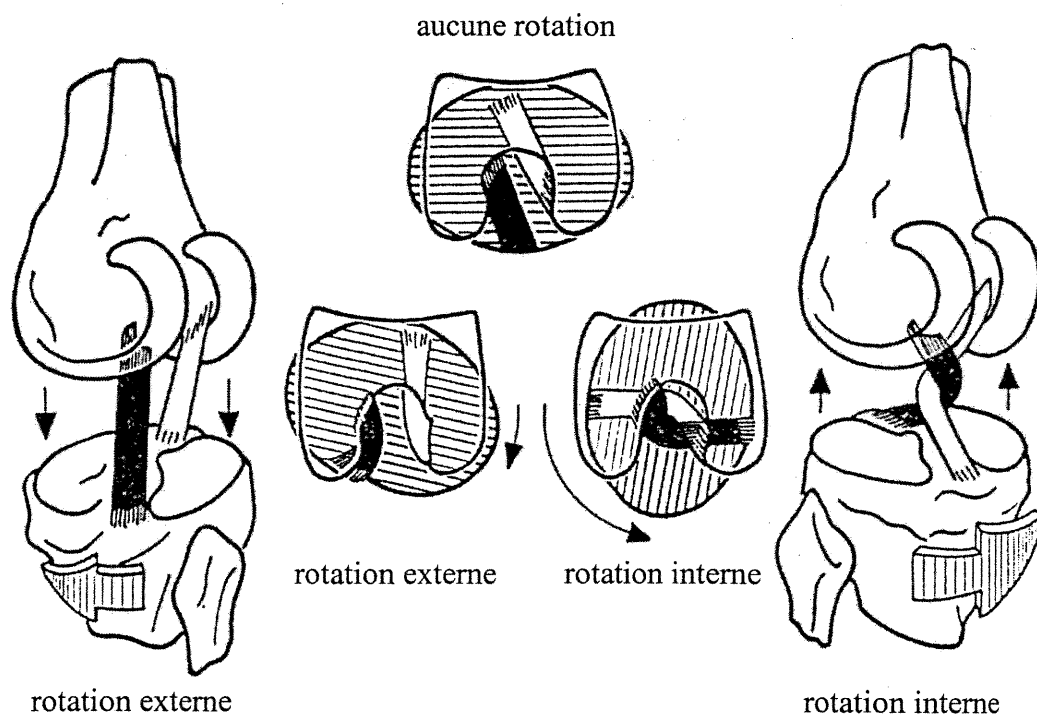
En raison de son inclinaison vers l'avant (Fig. 1.2), le LCA prévient le déplacement antérieur du tibia (Girgis et al., 1975; Kapandji, 1977). En effet, le rôle du LCA comme stabilisateur de la translation antérieure du tibia est incontesté (Ahmed et al., 1987; Bach et Hull, 1998; Berns et al., 1992; Butler et al., 1980; Grood et al., 1984; Hsieh et Walker, 1976; More et al., 1993; Sakane et al., 1997). Certaines équipes ont même démontré que le LCA était le stabilisateur primaire du déplacement antérieur du tibia (Ahmed et al., 1987; Butler et al., 1980; Hsieh et Walker, 1976).

Lorsque le tibia tourne en rotation interne, le LCA et le ligament croisé postérieur s'enroulent l'un autour de l'autre (Fig. 1.3), alors que si le tibia tourne en rotation externe, les ligaments croisés se détendent (Kapandji, 1977). Ces ligaments devraient donc être des stabilisateurs de la rotation interne du tibia sur le fémur. En effet, le rôle du LCA comme stabilisateur de la rotation interne du tibia sur le fémur est plutôt bien reconnu (Ahmed et al., 1987; Lipke et al., 1981; Markolf et al., 1990, 1995). Cependant, Berns et al. (1992) n'ont pas trouvé de relation entre le LCA et la rotation interne.

Berns et al. (1992), Fleming et al. (2001), ainsi que Lipke et al. (1981) n'ont trouvé aucune relation entre le LCA et la rotation externe du tibia sur le fémur. Markolf et al. (1995) ont même observé que l'ajout d'une force en rotation externe à une force antérieure diminuait la tension générée dans le LCA. Cependant, Markolf et



**Fig. 1.2** Rôle du ligament croisé antérieur (LCA) comme stabilisateur du déplacement antérieur du tibia. L'inclinaison vers l'avant du LCA lui permet de prévenir le déplacement antérieur du tibia. LCP : ligament croisé postérieur. (Modifié de Kapandji, 1977).



**Fig. 1.3** Rôle du LCA comme stabilisateur de la rotation interne du tibia sur le fémur. Lors de la rotation interne du tibia, le LCA (blanc) et le ligament croisé postérieur (noir) s'enroulent, alors que lors de la rotation externe, ils se détendent. Les ligaments croisés peuvent donc limiter la rotation interne. (Modifié de Kapandji, 1977).

al. (1990) ont démontré qu'une force en rotation externe augmentait la tension du LCA.

Puisqu'ils sont situés au centre de l'articulation, près de l'axe de rotation en varus-valgus, les ligaments croisés sont mécaniquement désavantagés pour limiter ce déplacement (Grood et al., 1981). De fait, Berns et al. (1992) ainsi que Fleming et al. (2001) ont observé qu'une force en varus ou en valgus ne déformait pas le LCA. Cependant, Markolf et al. (1990) ont démontré qu'une force en varus ou en valgus augmentait la tension du LCA, alors que selon Grood et al. (1981), le LCA serait un stabilisateur secondaire de la rotation en varus et en valgus puisque lors d'un déplacement en valgus il n'opposait pas plus de 12 % de la force appliquée, alors qu'en varus sa contribution s'élevait à 20 %. De plus, lorsqu'une force en varus ou en valgus est combinée à une force antérieure ou en rotation interne, le LCA est étiré (Berns et al., 1992; Markolf et al., 1995).

### **1.5 RÔLE DES MUSCLES DANS LA STABILITÉ DU GENOU**

Les muscles sont surtout reconnus pour le rôle qu'ils jouent lors de mouvements volontaires. Cependant, ils sont aussi très importants pour maintenir la stabilité des articulations. Par exemple, ils participent à la stabilité du genou en augmentant sa rigidité. De plus, ils peuvent remplacer les ligaments dans certaines situations en limitant les déplacements parallèles et perpendiculaires au plateau tibial. En réduisant ce type de déplacement, les muscles peuvent donc protéger les ligaments et de ce fait participer à la stabilité de l'articulation et l'aider ainsi à préserver son

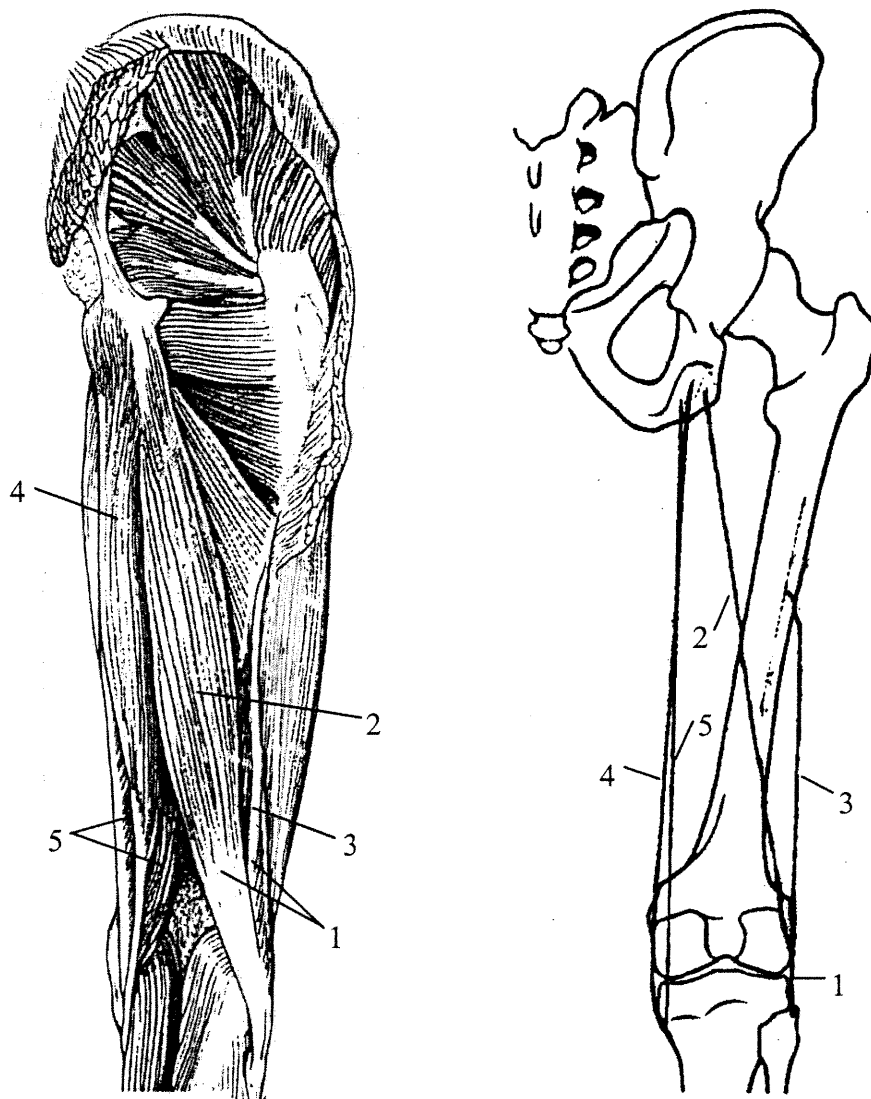
intégrité. Plusieurs équipes de recherche ont donc étudié l'effet des divers muscles du genou sur le déplacement antérieur du tibia et sur la déformation et la tension du LCA, ainsi que sur l'effet d'une force de contact tibiofémorale sur la stabilité du genou. La plupart des équipes ont évalué l'effet des ischiojambiers (Fig. 1.4) et des quadriceps (Fig. 1.5). L'effet des gastrocnemius (Fig. 1.6) a aussi été étudié.

Les prochaines sections portent donc sur les effets des divers muscles du genou sur le déplacement antérieur du tibia ainsi que sur la déformation et la tension du LCA, et sur l'effet d'une force de contact tibiofémorale sur la stabilité du genou. *In vivo* la force de contact tibiofémorale est produite par les forces externes, par exemple la gravité, mais aussi par la cocontraction musculaire.

### **1.5.1 Déplacement antérieur du tibia**

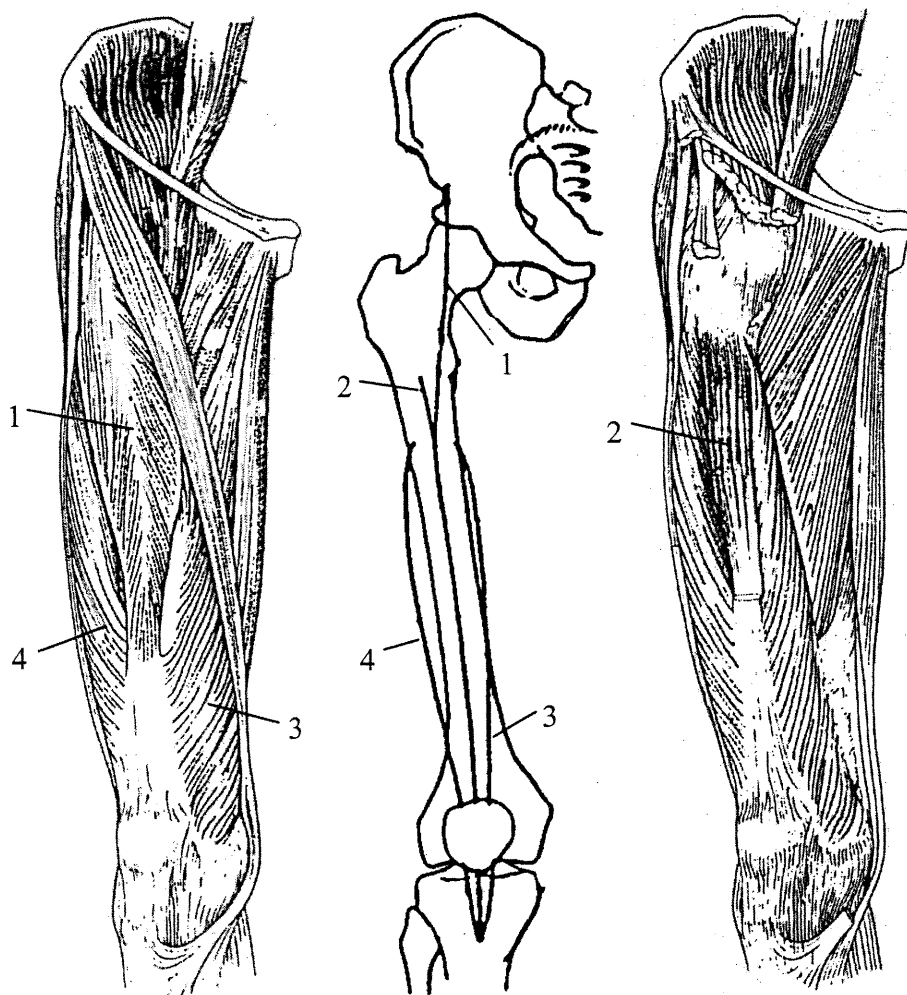
Hirokawa et al. (1992) ainsi que Torzilli et al. (1994) ont observé une augmentation du déplacement antérieur du tibia lorsqu'ils ont simulé une contraction des quadriceps avec un modèle cadavérique. Selon Torzilli et al. (1994), la translation antérieure du tibia était encore plus élevée lorsque le LCA était absent. Le déplacement antérieur du tibia a été observé pour des angles de flexion ne dépassant pas 80°. Hsieh et Draganich (1998) ont plutôt démontré que la translation antérieure augmentait linéairement avec la charge à équilibrer par les quadriceps.

Bagger et al. (1992) ont observé que le déplacement antérieur du tibia était plus faible lorsque les patients atteints d'une rupture du LCA contractaient leurs

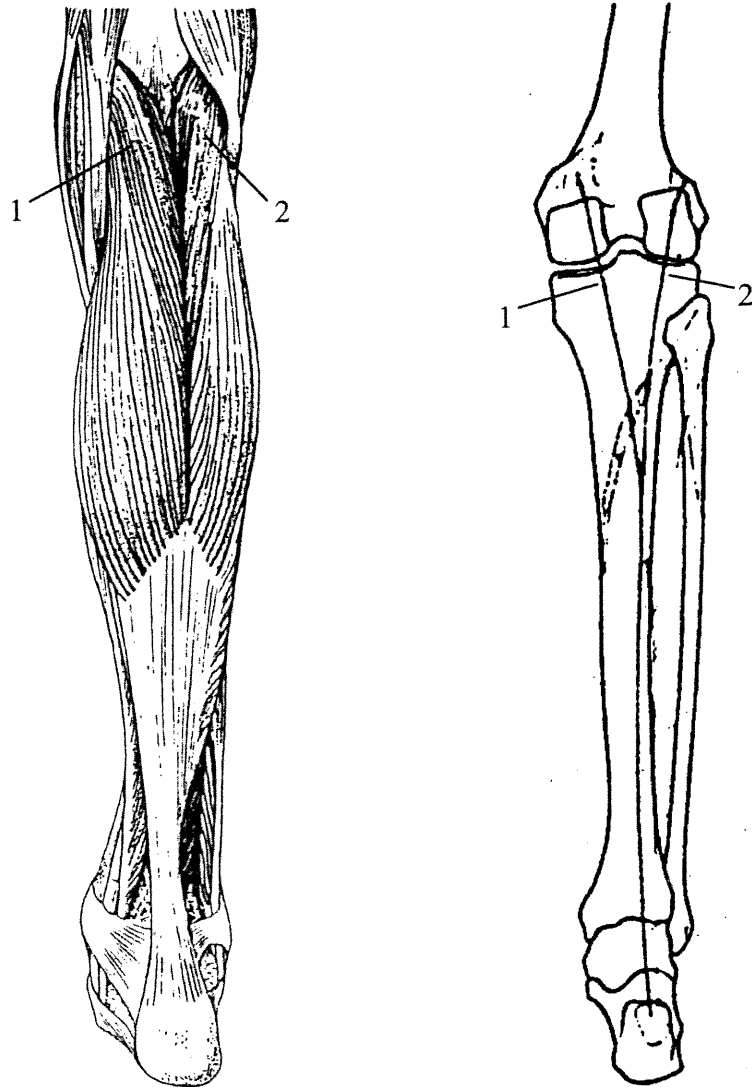


**Fig. 1.4** Origines et insertions des ischiojambiers. Le biceps femoris (1) se compose d'une longue portion biarticulaire et d'une courte portion uniarticulaire. La longue portion (2) a son origine sur la tubérosité ischiatique. La courte portion (3) naît du tiers moyen de la lèvre externe de la ligne âpre du fémur et de la cloison intermusculaire externe de la cuisse. Les deux portions se réunissent pour former le corps du muscle qui s'insère sur la tête du péroné. Le semi-tendinosus (4) naît de la tubérosité ischiatique. Il se dirige vers la face interne du tibia, sur laquelle il s'insère par l'intermédiaire de la patte d'oie. Le semi-membranosus (5) a son origine sur la tubérosité ischiatique. Son tendon terminal se divise en trois parties au-dessous du ligament latéral interne du genou. La première partie se dirige en avant vers la tubérosité interne du tibia; la deuxième partie se confond avec l'aponévrose du poplité; la troisième partie irradie dans la paroi postérieure de la capsule articulaire du genou sous forme de ligament poplité oblique. (Modifié de Kahle et al., 1982).





**Fig. 1.5** Origines et insertions des quadriceps. Le rectus femoris (1) prend son origine par son tendon direct sur l'épine iliaque antéro-inférieure, par son tendon réfléchi au niveau de la gouttière sus-cotyloïdienne, au-dessus de la cavité cotyloïde. Le vastus intermedius (2) prend naissance sur les faces antérieure et latérale du fémur. Le vastus medialis (3) naît de la lèvre interne de la ligne âpre du fémur. Le vastus lateralis (4) a son origine sur la face latérale du grand trochanter, sur la ligne intertrochantérienne, sur la crête du grand fessier et sur la lèvre externe de la ligne âpre du fémur. Ces quatre muscles se réunissent en un tendon unique qui s'insère sur la rotule. (Modifié de Kahle et al., 1982).



**Fig. 1.6** Origines et insertions des gastrocnemius. Le gastrocnemius medialis (1) naît au-dessus du condyle fémoral interne alors que le gastrocnemius lateralis (2) naît au-dessus du condyle fémoral externe. Ces deux muscles descendent et après s'être unis au tendon du soléaire, s'insèrent avec lui sur la tubérosité postérieure du calcanéum.

ischiojambiers. Li et al. (1999) ainsi que More et al. (1993) ont plutôt étudié sur cadavre l'effet de la contraction des ischiojambiers combinée à celle des quadriceps. Lors de ces études, l'ajout des ischiojambiers diminuait le déplacement antérieur du tibia. Selon Li et al. (1999), la contraction des ischiojambiers ne diminuait pas la translation tibiale provoquée par les quadriceps lorsque la flexion du genou était de 0° ou de 15°.

### 1.5.2 Déformation du ligament croisé antérieur

Puisque les muscles croisant le genou ont une influence sur le déplacement antérieur du tibia, il est très probable qu'ils aient un effet sur la déformation et sur la tension générée dans les ligaments. Plusieurs auteurs ont donc étudié l'effet de l'activation des quadriceps, des ischiojambiers et des gastrocnemius sur la déformation ou la tension générée dans les ligaments. Nous aborderons ici l'effet de la contraction de ces muscles, de façon isolée, mais aussi combinée, sur la déformation ainsi que sur la tension du LCA.

Arms et al. (1984), Draganich et Vahey (1990), Dürselen et al. (1995) ainsi que Renström et al. (1986) ont simulé la contraction des quadriceps en tirant sur un fil attaché au tendon de ce muscle. Lors de ces études, la contraction des quadriceps augmentait la déformation du LCA pour des angles de flexion ne dépassant pas 60°. Draganich et Vahey (1990) n'ont observé aucun effet entre 50 et 90°, alors que Arms et al. (1984) ont observé une diminution de la déformation à 105 et 120°. Beynnon et al. (1992) ont étudié l'effet de la contraction des quadriceps *in vivo*. Lorsque les sujets

activaient leur quadriceps à 30° de flexion, la déformation du LCA augmentait, alors qu'à 90°, il n'y avait pas d'effet. Hsieh et Draganich (1998) ont plutôt démontré que la déformation du LCA augmentait linéairement avec la charge à équilibrer par les quadriceps.

L'augmentation de la translation antérieure du tibia ainsi que de la déformation du LCA par la contraction des quadriceps lorsque l'angle de flexion n'est pas élevé est prévisible puisque dans cette position, la rotule fait en sorte que le tendon du quadriceps tire vers l'avant. Cependant, lorsque l'angle de flexion du genou est plus élevé, le tendon du quadriceps tire vers le haut ou même légèrement vers l'arrière.

Dürselen et al. (1995) n'ont observé aucune modification de la déformation du LCA lorsqu'ils ont simulé la contraction des gastrocnemius et des ischiojambiers de façon individuelle pendant une flexion passive. Il est important de noter qu'ils ont évalué l'effet des ischiojambiers seulement entre 70 et 110°. Toutefois, Renström et al. (1986) ont observé que la contraction des ischiojambiers diminuait la déformation du LCA entre 75 et 105°, alors qu'il n'y avait pas d'effet entre 0 et 60°.

Draganich et Vahey (1990), Li et al. (1999), More et al. (1993), ainsi que Renström et al. (1986) ont plutôt évalué l'effet de la contraction simultanée des quadriceps et des ischiojambiers sur la déformation ou la tension du LCA. Ils ont tous observé que l'ajout de la contraction des ischiojambiers à celle des quadriceps diminuait la déformation ou la tension du LCA. La diminution de la déformation ainsi

que de la tension du LCA par les ischiojambiers n'ont pas été démontrées pour des angles inférieurs à  $10^{\circ}$ . De plus, selon Renström et al. (1986) l'ajout des ischiojambiers aux quadriceps n'aurait aucun effet à 0 et  $15^{\circ}$ , alors que selon Li et al. (1999) il n'y aurait aucun effet à  $0^{\circ}$ .

Il n'est pas surprenant que les ischiojambiers ne diminuent pas la translation antérieure du tibia ainsi que la déformation du LCA lorsque l'angle de flexion est faible puisque dans cette position, le tendon des ischiojambiers tire vers le haut.

L'action des muscles préviendrait donc les déplacements indésirables de l'articulation du genou. Ceci permet de diminuer la déformation des ligaments, ce qui les protège. Le rôle des muscles pourrait donc être très important lors d'une rupture ligamentaire. Après une rupture du LCA, l'augmentation de l'activité des ischiojambiers et la diminution de l'activité des quadriceps restreindraient le déplacement antérieur du tibia ce qui aurait pour effet de stabiliser l'articulation. Le maintien du genou dans une position plus fléchie protégerait aussi le LCA, puisque la composante de la force produite par les quadriceps parallèle au plateau tibial serait diminuée, alors que celle des ischiojambiers serait augmentée.

### **1.5.3 Force de contact tibiofémorale**

Markolf et al. (1981) ainsi que Torzilli et al. (1994) ont évalué l'effet d'une force de contact tibiofémorale sur la rigidité ainsi que sur la laxité du genou. Torzilli et al. (1994) ont étudié les déplacements antéropostérieurs seulement, alors que

Markolf et al. (1981) ont analysé les déplacements antéropostérieurs, médiolatéraux, varus-valgus et en torsion. Les deux équipes ont observé que l'application d'une force de contact tibiofémorale à des genoux de cadavres, augmentait leur rigidité, alors qu'elle diminuait leur laxité. L'augmentation de la rigidité du genou lorsqu'une force de contact tibiofémorale est présente est probablement due à la géométrie de l'articulation. *In vivo*, cette force de contact est produite par le poids du corps ainsi que par la contraction des muscles croisant le genou.

Bien qu'une force de contact tibiofémorale diminuait la translation antéropostérieure totale, elle augmentait le déplacement antérieur du tibia (Torzilli et al., 1994). L'augmentation du déplacement antérieur du tibia était encore plus élevée lorsque le LCA était absent. Selon les auteurs, le déplacement antérieur du tibia lorsqu'il est en compression pourrait être dû à l'inclinaison vers l'arrière du tibia. Cependant, Ahmed et al. (1987) ont plutôt observé qu'une force appliquée en compression diminuait la translation antérieure du tibia, ainsi que la tension générée dans le LCA pour un même déplacement tibial. De plus, une force appliquée en compression diminuait la rotation tibiale interne et externe. Fleming et al. (2001) ont plutôt observé que lorsque la force antérieure appliquée au tibia était inférieure à 40 N, la force de contact tibiofémorale augmentait la déformation du LCA. Cependant lorsque la force antérieure était supérieure à 40 N, la force de contact tibiofémorale ne modifiait pas la déformation du LCA. Ils ont aussi observé que la force de contact tibiofémorale augmentait la déformation du LCA lorsqu'une force postérieure, en varus, en valgus, en rotation externe ou en rotation interne était appliquée au tibia. Selon eux, ces résultats peuvent être expliqués de deux façons : puisque la force de

contact se situait entre la hanche et la cheville, elle générerait un moment de force qui devait être contre-balançé par les extenseurs, ce qui pourrait déplacer le tibia vers l'avant; le plateau tibial est incliné vers l'arrière et ceci pourrait occasionner un déplacement antérieur du tibia.

Puisqu'une force de contact tibiofémorale semble augmenter la stabilité du genou, la cocontraction des muscles antagonistes serait donc importante pour protéger cette articulation. La cocontraction comprime la surface du fémur contre celle du tibia et augmente ainsi la rigidité et donc la stabilité de l'articulation (Johansson et al., 1991). L'activation des muscles antagonistes diminue évidemment l'efficacité des muscles agonistes ainsi que le moment de force maximal pouvant être produit à l'articulation. Toutefois, l'activation des muscles antagonistes permet d'augmenter la stabilité du genou (Baratta et al., 1988).

## **1.6 ÉPIDÉMIOLOGIE ET ÉTIOLOGIE DES RUPTURES DU LIGAMENT CROISÉ ANTÉRIEUR**

Lors d'une étude menée au *Kaiser Permanente Medical Center* situé à San Diego en Californie, Miyasaka et al. (1991) ont observé un taux de lésions du LCA de 0.38 par 1 000 personnes par année. Il y aurait donc environ 95 000 ruptures du LCA par année aux États-Unis. Plus de la moitié (61 %) des blessures rapportées par l'équipe de Miyasaka sont survenues lors d'une activité sportive. Environ trois-quarts (78 %) des ruptures du LCA reliées à la pratique d'un sport ont eu lieu lors du football, du baseball, du soccer, du ski ou du basketball.

Les lésions du LCA surviennent généralement chez des personnes jeunes, en bonne santé et actives. L'instabilité qui résulte de ces lésions entraîne un mouvement anormal de l'articulation qui peut se traduire par des douleurs, des gonflements, des lésions du cartilage et une évolution vers l'arthrose dégénérative précoce.

Bien que la plupart des études rapportent un nombre plus élevé de lésions du LCA chez les hommes que chez les femmes, ces dernières semblent subir plus de blessures aux genoux lorsqu'on tient compte de leur fréquence de participation à des activités sportives (Wojtys, 1994). Des différences hormonales pourraient expliquer la prédisposition des femmes aux blessures du genou (Gray et al., 1985). La largeur de l'échancrure intercondyalaire semble aussi être déterminante en ce qui concerne le risque de subir une rupture du LCA (Souryal et al., 1988; Souryal et Freeman, 1993).

En clinique, la laxité du genou peut être évaluée à l'aide de tests de type manuel, par exemple, le tiroir antérieur, le Lachman (Torg et al., 1976) ou le *pivot shift* (Galway et MacIntosh, 1980). Lors de ces tests, le clinicien manipule le genou du patient afin de déterminer le degré de laxité. Le test du tiroir antérieur et le Lachman permettent de mesurer la laxité antérieure, alors que le *pivot shift* est utilisé pour déterminer la laxité en rotation. Ces tests sont subjectifs et les résultats très variables selon la personne qui les administre (Sisk, 1987). Il est aussi possible de mesurer la laxité antérieure en utilisant des outils comme le KT1000 (Daniel et al., 1985; Bach et al., 1990) ou le Telos (Garcés et al., 1995).



Les tests disponibles pour l'évaluation de la laxité du genou, qu'ils soient de type manuel ou qu'ils nécessitent l'utilisation d'outils, ne mesurent que la stabilité mécanique de l'articulation. Toutefois, il est possible de compenser musculairement pour une instabilité mécanique. Ceci pourrait expliquer le manque de corrélation entre les résultats obtenus à l'aide de ces tests et le niveau de satisfaction rapporté par les patients face à la stabilité fonctionnelle de leurs genoux (Eastlack et al., 1999; Snyder-Mackler et al., 1997). Plusieurs équipes de recherche ont donc évalué la stabilité dynamique du genou en étudiant l'effet d'une rupture ligamentaire sur la cinématique du membre inférieur lors de divers mouvements. L'activité musculaire de gens ayant une rupture ligamentaire a aussi été évaluée afin d'élucider les compensations musculaires possibles.

### **1.7 EFFETS D'UNE RUPTURE DU LIGAMENT CROISÉ ANTÉRIEUR**

Puisque l'action des muscles peut prévenir le déplacement antérieur du tibia et ainsi modifier la déformation, et par conséquent, la tension des ligaments, il est possible que les patrons d'activation musculaire utilisés lors de diverses activités minimisent les déformations imposées aux ligaments, afin de les protéger. Les ligaments pourraient participer à la définition des patrons d'activation musculaire par leur rôle neurosensoriel (Johansson et al., 1986, 1990a,b; Sjölander al., 1994; Sojka et al., 1989, 1991; Solomonow et al., 1987).

Lors de ruptures ligamentaires, le rôle des muscles dans la prévention des déplacements indésirables du tibia par rapport au fémur est encore plus important.

Cependant, du fait de la rupture du ligament, celui-ci ne peut plus participer au contrôle neuromusculaire. L'activité des muscles du genou pourrait donc être modifiée volontairement de façon à protéger l'articulation. De plus, la cinématique pourrait aussi être différente. Par exemple, l'angle du genou pourrait être tel que les forces parallèles au plateau tibial protégeraient l'articulation. Il pourrait aussi y avoir des modifications de la cinématique découlant de l'instabilité créée par l'absence du ligament.

Les deux prochaines sections portent donc sur les modifications de la cinématique et de l'activité musculaire causées par les blessures ligamentaires. Puisque la rupture du LCA est une blessure ligamentaire fréquente, nous aborderons les effets de ce type de rupture sur la cinématique ainsi que sur l'activité EMG. Dans les prochaines sections, les expressions 'blessés ligamentaires', 'sujets blessés', 'genoux lésés', 'rupture ligamentaire'..., font toujours référence à une rupture du LCA.

### **1.7.1 La cinématique**

#### *1.7.1.1 Les mouvements de flexion et d'extension*

Jonsson et al. (1989), Kärholm et al. (1988) ainsi que Kvist et Gillquist (2001b) ont observé une modification de la cinématique du genou lors de mouvements de flexion et d'extension après une rupture du LCA. En effet lors de flexions du genou, les patients atteints d'une rupture du LCA avaient moins

d'adduction, moins de rotation interne et plus de translation latérale du côté lésé que du côté intact (Kärrholm et al., 1988), alors que lors des extensions il y avait plus de translation distale (Jonsson et al., 1989). La rupture du LCA modifiait aussi le déplacement antéropostérieur du tibia. Cependant, la flexion et l'extension du genou étaient affectées de façon différente. En effet lors de la flexion du genou, la translation postérieure du tibia était augmentée (Kärrholm et al., 1988), alors que lors de l'extension du genou, la translation antérieure du tibia était augmentée par la rupture du LCA (Jonsson et al., 1989; Kvist et Gillquist, 2001b). L'augmentation de la translation postérieure lors de flexions du genou, malgré une rupture du LCA qui devrait plutôt augmenter l'instabilité antérieure, pourrait avoir été causée par une augmentation de la contraction des fléchisseurs du genou. L'augmentation de la translation antérieure lors de l'extension, certainement provoquée par l'activation des quadriceps, serait ainsi prévisible.

#### *1.7.1.2 La marche*

Plusieurs équipes ont étudié l'effet d'une rupture du LCA sur la cinématique lors de la marche (Beard et al., 1996; Bulgheroni et al., 1997; Devita et al., 1997; Kuster et al., 1995; Kvist et Gillquist, 2001a; Marans et al., 1989; Muneta et al., 1998; Rudolph et al., 1998, 2001; Shiavi et al., 1987; Tibone et al., 1986; Wexler et al., 1998).

Kuster et al. (1995) ainsi que Marans et al. (1989) n'ont trouvé aucune différence pour ce qui est de la flexion du genou lorsqu'ils ont comparé les genoux

lésés aux genoux de sujets sains. Cependant, Marans et al. (1989) ont observé un plus grand déplacement antérieur du tibia chez les blessés ligamentaires pendant la phase d'oscillation. Puisque la charge est plus élevée lors de la phase d'appui, une augmentation de la translation du tibia chez les sujets blessés semble plus probable lors de cette phase. Cependant, l'angle de flexion étant petit lors de la phase d'appui, la translation tibiale est moins élevée.

Bulgheroni et al. (1997) ont observé une diminution de l'excursion angulaire du genou et de la hanche chez les sujets blessés comparativement aux sujets sains. Selon Shiavi et al. (1987), le genou des blessés ligamentaires était moins fléchi et présentait plus d'adduction que celui des sujets sains pendant la phase d'appui. Rudolph et al. (2001) ont aussi trouvé une diminution de flexion du genou lors de la phase d'appui pour les genoux lésés comparativement aux genoux des sujets sains. Lors de cette étude, aucune différence n'a été trouvée en ce qui concerne la flexion de la hanche et de la cheville. Les auteurs ont suggéré que les patients rigidifiaient leur genou afin d'augmenter la stabilité. Wexler et al. (1998) n'ont observé aucune modification de l'angle de flexion au contact du talon, au moment de la flexion maximale pendant la phase d'appui, ainsi que lors de la flexion maximale pendant la phase d'oscillation chez les blessés ligamentaires. Ils ont plutôt trouvé que le seul angle qui était modifié par une blessure ligamentaire était l'angle de flexion du genou lors de l'extension maximale. Les genoux blessés étaient moins fléchis que ceux du groupe témoin chez le groupe de blessés chroniques, c'est-à-dire chez les gens ayant une rupture du LCA depuis au moins 7,5 ans. En revanche, il n'y avait pas de différence entre le groupe témoin et le groupe de blessés récents (moins de 2,5 ans),

ainsi qu'entre le groupe témoin et le groupe de blessés intermédiaires (entre 2,5 et 7,5 ans). Selon les auteurs, ces résultats suggèrent que les patients ayant une rupture du LCA s'adaptent au fil du temps et que cette adaptation puisse survenir à mesure que les stabilisateurs secondaires de la translation antérieure du tibia s'étirent et se relâchent.

D'autres équipes ont plutôt observé une flexion du genou plus élevée chez les blessés ligamentaires que chez les sujets sains (Beard et al., 1996; Devita et al., 1997; Kvist et Gillquist, 2001a). En effet, Devita et al. (1997) ont observé une augmentation de la flexion du genou chez les blessés ligamentaires pendant la deuxième moitié de la phase d'appui. Beard et al. (1996) ont plutôt détecté une augmentation de l'angle de flexion pour le genou blessé au contact du talon ainsi qu'au moment de l'extension maximale, alors que Kvist et Gillquist (2001a) ont trouvé une augmentation de l'angle de flexion maximal lors de la phase d'oscillation. Ces derniers ont aussi observé une augmentation de la translation antérieure du tibia. Le maintien du genou dans une position plus fléchie chez les blessés ligamentaires n'est pas surprenant. En effet, cette adaptation pourrait protéger le LCA en diminuant la composante de la force produite par les quadriceps parallèle au plateau tibial ainsi qu'en augmentant celle des ischiojambiers. D'ailleurs, lors d'une étude de cas, Houck et Yack (2001) ont observé que lorsqu'il y avait un dérobage du genou, il y avait une augmentation de la flexion du genou lors de la phase d'appui. Cette modification avait lieu après le dérobage, ce qui suggère qu'une augmentation de la flexion pourrait aider à restabiliser le genou.

Tibone et al. (1986) n'ont trouvé aucune différence entre l'angle de flexion du genou blessé et celui du genou intact des blessés ligamentaires lors de la marche. Ces résultats pourraient découler de la modification de la cinématique du genou intact des personnes atteintes de blessures ligamentaires. D'ailleurs, une adaptation de la jambe intacte des patients ayant une déchirure du LCA a été démontrée lors de la marche et de la course (Berchuck et al., 1990). En effet, l'équipe de Berchuck a trouvé que le moment de flexion du genou était diminué lors de la marche et de la course chez les sujets ayant une rupture du LCA, non seulement du côté blessé, mais aussi du côté contralatéral. Kvist et Gillquist (2001a) ont aussi observé que non seulement les genoux blessés des patients, mais aussi leurs genoux intacts, étaient plus fléchis que ceux des sujets sains lors de la phase d'oscillation pendant la marche. Toutefois, lors de cette étude, la cinématique des genoux blessés était quand même différente de celle des genoux contralatéraux.

Cependant, certaines équipes ont observé des différences entre le genou lésé et le genou contralatéral (Beard et al., 1996; Kvist et Gillquist, 2001a; Muneta et al., 1998; Rudolph et al., 1998, 2001). Rudolph et al. (1998) ont trouvé que les sujets du groupe instable fléchissaient moins leur genou blessé que leur genou contralatéral lors du contact du talon. Selon les auteurs, les patients raidissaient leur genou afin d'augmenter la stabilité, ce qui serait une méthode plus grossière et moins efficace de parer des perturbations. Cependant, cette observation était vraie seulement pour les sujets instables, c'est-à-dire les blessés ligamentaires qui avaient de la difficulté à accomplir les activités quotidiennes et qui attendaient une reconstruction ligamentaire. En effet, il n'y avait pas de différence entre la flexion du genou blessé et

celle du genou intact chez les blessés stables, c'est-à-dire ceux qui étaient capables d'effectuer les mêmes tâches qu'avant leur blessure et dont l'état fonctionnel du genou était à 85 % ou plus du niveau préblessure. De plus, il n'y avait pas de différence entre le genou intact du groupe instable et les deux genoux du groupe stable. Chez les deux groupes, il n'y avait pas de différence de flexion de la cheville entre le côté intact et le côté blessé. Lors d'une autre étude, Rudolph et al. (2001) ont trouvé que les sujets du groupe instable fléchissaient moins leur genou blessé que leur genou contralatéral, mais aussi comparativement aux genoux blessés et intacts du groupe de blessés stables lors de la phase de mise en charge. Kvist et Gillquist (2001a) ont aussi observé une diminution de l'angle de flexion du genou blessé comparativement au genou contralatéral. Cependant, la différence se situait au moment de la flexion maximale pendant la phase d'oscillation. Ces derniers ont aussi observé une augmentation de la translation antérieure du tibia du côté lésé.

Beard et al. (1996) ainsi que Muneta et al. (1998) ont plutôt observé que la flexion du genou lors de l'extension maximale était augmentée pour les genoux blessés comparativement aux genoux contralatéraux. Muneta et al. (1998) ont aussi mesuré une augmentation de la flexion du genou au moment du contact du talon pour les genoux blessés comparativement aux genoux contralatéraux des blessés ligamentaires.

Comme Tibone et al. (1986), Marans et al. (1989) n'ont trouvé aucune différence de flexion du genou lorsqu'ils ont comparé les genoux lésés aux genoux

intacts des blessés ligamentaires. Cependant, Marans et al. (1989) ont observé un plus grand déplacement antérieur du tibia du côté lésé pendant la phase d'oscillation.

#### *1.7.1.3 La course*

McNair et al. (1989), Rudolph et al. (1998) ainsi que Tibone et al. (1986) ont analysé l'effet d'une rupture du LCA lors de la course. Tibone et al. (1986) et McNair et al. (1989) ont observé qu'il n'y avait pas de différence entre l'angle des genoux blessés et celui des genoux intacts des blessés ligamentaires. Rudolph et al. (1998) ont trouvé que les sujets du groupe instable fléchissaient moins le genou blessé que le genou contralatéral lors du contact du talon ainsi que lors de la phase de mise en charge. Cependant, les sujets du groupe stable n'ont pas démontré de différence de flexion du genou entre le côté blessé et le côté contralatéral. Chez les deux groupes, la flexion de la cheville n'était pas différente lorsque la jambe lésée était comparée avec la jambe intacte. La différence des résultats obtenus par Rudolph et al. (1998) pour les sujets du groupe stable et les sujets du groupe instable explique peut-être les observations de Tibone et al. (1986) et de McNair et al. (1989). En effet, il est possible que les sujets qui ont participé à ces études avaient un niveau de stabilité élevé et qu'ils compensaient pour leur instabilité mécanique.

#### *1.7.1.4 La montée et la descente de marche*

L'effet d'une rupture du LCA sur la cinématique a aussi été mesuré lors de montée et de descente de marche (Jonsson et Kärrholm, 1994; Kvist et Gillquist,



2001a; Lysholm et Messner, 1995; Rudolph et al., 1998; Tibone et al., 1986; Vergis et al., 1997). Tibone et al. (1986) ont observé qu'il n'y avait pas de différence entre l'angle de flexion du genou blessé et celui du genou intact lorsque les sujets montaient ou descendaient des marches. Kvist et Gillquist (2001a) ont aussi observé qu'il n'y avait pas de différence entre l'angle de flexion du genou blessé et celui du genou intact lorsque les sujets montaient, alors qu'ils ont observé une diminution de l'angle de flexion du genou blessé lorsque les sujets descendaient des marches. L'absence de différence lors de la montée de marche ne signifie pas qu'il n'y ait pas de modification de la cinématique chez les blessés ligamentaires. D'ailleurs selon Kvist et Gillquist (2001a), l'angle de flexion maximal du genou était plus élevé pour les deux genoux des blessés comparativement aux genoux du groupe de sujets sains. Cependant, la translation antérieure du tibia était seulement plus élevée pour les genoux lésés par rapport aux genoux des sujets sains. Lors de la descente de marche, Kvist et Gillquist (2001a) ont observé un angle de flexion maximal plus élevé pour les genoux intacts des patients comparativement aux genoux des sujets sains, mais aucune différence entre les genoux lésés et les genoux du groupe témoin. Il est donc possible que la cinématique du genou contralatéral soit modifiée et que celle du genou blessé demeure inchangée. Cependant, les genoux lésés démontraient une plus grande translation antérieure du tibia que les genoux du groupe témoin, ce qui n'était pas le cas pour les genoux contralatéraux. Lors de la montée de marche, Rudolph et al. (1998) ont observé que les genoux blessés du groupe instable étaient moins fléchis que leurs genoux contralatéraux. Les genoux blessés du groupe instable étaient aussi moins fléchis que les deux genoux du groupe stable. Cependant, les deux groupes ont démontré une plus grande extension du genou blessé par rapport au genou

contralatéral lorsque le poids du corps était supporté sur la marche, ainsi que moins de flexion au moment où la jambe opposée faisait contact avec le sol lors de la descente de la marche.

Jonsson et Kärrholm (1994) n'ont trouvé aucune différence entre le genou blessé et le genou intact des blessés ligamentaires lors de la montée de marche en ce qui concerne l'abduction/adduction, la rotation interne/externe, la translation médiolatérale, ainsi que la translation proximodistale. Cependant, ils ont observé une diminution de la translation antérieure du tibia pour les genoux blessés. Selon ces auteurs, cette diminution pourrait être expliquée par une réduction de l'activité des quadriceps et une augmentation de l'activité des ischiojambiers afin de protéger l'articulation.

Lysholm et Messner (1995) ainsi que Vergis et al. (1997) n'ont pas analysé le déplacement angulaire du genou, mais plutôt la translation antéropostérieure du tibia lors de la montée et de la descente de marche. Lysholm et Messner (1995) n'ont pas trouvé de différence entre le genou blessé et le genou contralatéral des blessés ligamentaires. Vergis et al. (1997) ont trouvé que la laxité antéropostérieure était plus élevée pour les deux genoux des blessés ligamentaires que pour les genoux du groupe de sujets sains. Cependant, lorsque la translation active maximale était exprimée comme un pourcentage de la laxité antéropostérieure, elle était significativement plus petite pour le genou blessé que pour le genou contralatéral des blessés ligamentaires ainsi que pour les genoux du groupe témoin. La population blessée contrôlerait donc

sa laxité passive lors de mouvements dynamiques, probablement en compensant musculairement.

#### *1.7.1.5 Les pivots*

Kvist et Gillquist (2001a) ainsi que Shiavi et al. (1987) ont étudié les pivots. Shiavi et al. (1987) ont observé une diminution de la flexion du genou pendant la phase d'appui d'un pivot ouvert chez les sujets ayant une rupture du LCA comparativement au groupe de sujets sains. Kvist et Gillquist (2001a) ont plutôt étudié la translation antérieure du tibia lors de pivots croisés. Ils n'ont pas trouvé de différence entre les genoux lésés, les genoux contralatéraux et les genoux des sujets sains.

#### *1.7.1.6 Les sauts sur une jambe*

Les sauts sur une jambe ont aussi été utilisés pour étudier l'effet d'une blessure ligamentaire sur la cinématique (Gauffin et Tropp, 1992; McNair et Marshall, 1994; Muneta et al., 1998; Rudolph et al., 2000). McNair et Marshall (1994) n'ont détecté aucune différence entre la flexion du genou des sujets blessés et celle des sujets sains. De plus, il n'y avait pas de corrélation entre le niveau de fonctionnalité des sujets et les différentes variables analysées. Muneta et al. (1998) ont plutôt comparé le genou blessé avec le genou contralatéral, et ont aussi trouvé qu'il n'y avait pas de différence de flexion. Cependant, Gauffin et Tropp (1992) ont observé que l'angle de flexion du genou et celui de la hanche étaient plus élevés au

moment de l'atterrissage pour les jambes blessées que pour les jambes contralatérales. La flexion de la hanche était aussi plus élevée du côté lésé au moment où la force de contact verticale atteignait sa valeur maximale. De plus, la vitesse de flexion du genou était moins élevée et son angle maximal de flexion était plus élevé pour les genoux blessés. Une flexion plus élevée du genou augmente la composante de la force produite par les ischiojambiers parallèle au plateau tibial, ce qui aide à prévenir le déplacement antérieur du tibia. Ce déplacement est aussi diminué lorsque la flexion de la hanche est plus élevée puisque l'activité des extenseurs de la hanche (ischiojambiers) doit être augmentée. Lors de cette étude, il y avait une corrélation positive entre l'angle de flexion du genou blessé à l'atterrissage et la différence de laxité entre les deux genoux. Les modifications de la cinématique chez les blessés ligamentaires pourraient donc être une adaptation visant à diminuer l'instabilité. Puisque seulement quatre sujets instables ont accepté de réaliser les sauts lors de l'étude, il a été impossible pour Rudolph et al. (2000) de faire une analyse statistique pour ce groupe. Cependant, les résultats suggèrent que les sujets instables fléchissaient moins leur genou blessé que les sujets stables. Le genou des sujets instables était aussi moins fléchi que celui des sujets sains.

#### *1.7.1.7 Les autres mouvements*

La cinématique d'autres mouvements comme les squats, les exercices isocinétiques, les exercices isométriques, la bicyclette, se lever et se rasseoir sur une chaise, les extensions terminales a aussi été évaluée après une rupture du LCA (Kvist et al., 2001; Kvist et Gillquist, 2001b; Lysholm et Messner, 1995; Yack et al., 1993).

Lors de ces études, les auteurs ont évalué le déplacement tibial plutôt que les déplacements angulaires.

Yack et al. (1993) ont comparé le genou blessé avec le genou contralatéral de sujets ayant une rupture du LCA lors de squats et d'extensions en position assise. Pendant les extensions, il y avait une charge attachée à la jambe qui produisait un moment de flexion au genou équivalent à celui dû à la gravité pendant les squats. La translation antérieure du tibia était la même pour les squats que pour les extensions lorsque le mouvement était accompli avec le genou contralatéral. Cependant, pour les genoux blessés, la translation antérieure du tibia était plus élevée lors des extensions que lors des squats. L'interaction complexe entre la restriction procurée par les ligaments et les tissus mous, la géométrie condyloire, le contrôle musculaire, et la force de contact tibiofémorale lors des exercices en chaîne fermée limiterait donc le déplacement antérieur du tibia. Selon cette étude, la force de contact tibiofémorale produite par la contraction musculaire lors d'exercices en chaîne ouverte, alors que le poids du corps n'est pas supporté, ne serait pas suffisante pour contrôler le déplacement antérieur du tibia.

Kvist et Gillquist (2001b) ont analysé trois types de squats : les squats avec le centre de gravité au-dessus des pieds, les squats avec le centre de gravité en avant des pieds effectués avec les mains appuyées sur un mur, et les squats avec le centre de gravité en arrière des pieds effectués avec le dos appuyé sur un mur. Les sujets ont effectué ces trois types de squats sur une jambe et sur deux jambes. Lors des squats sur une jambe avec le centre de gravité au-dessus ou en avant des pieds et des squats

sur deux jambes avec le centre de gravité en avant des pieds, la translation antérieure du tibia était la même pour le genou lésé ainsi que pour le genou contralatéral. Cependant, lors des trois autres types de squats, la translation antérieure était plus élevée pour le genou lésé. Lors de tous les types de squats, la translation antérieure était la même pour les genoux intacts des blessés ligamentaires que pour les genoux des sujets sains.

Lysholm et Messner (1995) ont comparé la translation antéropostérieure du genou blessé avec celle du genou contralatéral de sujets ayant une rupture du LCA lors de mouvements comme les exercices isocinétiques et isométriques, les extensions terminales, la bicyclette, ainsi que se lever et se rasseoir sur une chaise. Lorsque les sujets se levaient et se rasseyaient sur une chaise, lorsqu'ils faisaient de la bicyclette, lors des exercices isocinétiques et des flexions isométriques, il n'y avait pas de différence entre les deux genoux. Cependant, il y avait plus de translation tibiale pour le genou ayant une rupture ligamentaire que pour le genou contralatéral lors des extensions isométriques et lors des extensions terminales, qu'elles soient effectuées avec ou sans charge. Kvist et al. (2001) n'ont pas trouvé de différence entre le genou lésé et le genou contralatéral des blessés, ainsi qu'entre les genoux lésés et les genoux des sujets sains lors d'extensions isocinétiques concentriques. Cependant, lors des extensions isocinétiques excentriques, ils ont observé plus de translation antérieure du tibia pour le genou lésé que pour le genou contralatéral.

Plusieurs mouvements ont été étudiés afin de comprendre l'effet d'une rupture du LCA sur la cinématique. Certaines équipes n'ont trouvé aucune différence entre

les genoux intacts et les genoux lésés des blessés ligamentaires. Ceci ne signifie pas qu'il n'y ait pas de modification de la cinématique après une rupture ligamentaire. En effet, certaines études ont démontré que la jambe intacte des patients avait une cinématique différente des jambes du groupe témoin. En revanche, plusieurs équipes ont trouvé des différences entre les genoux blessés et les genoux contralatéraux des patients. De plus, bien que certaines équipes n'aient trouvé aucune différence entre les sujets blessés et les sujets sains, plusieurs ont observé des modifications de la cinématique chez les sujets blessés comparativement aux sujets qui n'avaient pas de rupture ligamentaire. Les résultats des diverses études sont donc controversés, certains auteurs trouvant des différences entre les sujets blessés et les sujets sains alors que d'autres concluent que la rupture du LCA ne modifie pas la cinématique. De plus, lorsque les études démontrent des différences, il peut s'agir d'une augmentation ou bien d'une diminution de la flexion. La disparité des résultats pourrait dépendre du niveau de stabilité des genoux des patients qui ont participé aux études (Rudolph et al., 1998) ainsi que du temps écoulé depuis la blessure ligamentaire (Wexler et al., 1998).

## **1.7.2 L'activité électromyographique**

### *1.7.2.1 Les mouvements d'extension*

Grabiner et Weiker (1993) ainsi que Solomonow et al. (1987) ont évalué l'effet d'une rupture du LCA sur l'activité EMG lors de mouvements d'extension. Solomonow et al. (1987) ont observé que l'activité des ischiojambiers et des

quadriceps lors de mouvements d'extension isocinétique du genou chez des sujets ayant une blessure du LCA était différente de celle des sujets sains. Chez les sujets sains, l'activité des ischiojambiers était constante, alors que chez les sujets qui avaient une rupture ligamentaire, elle augmentait entre 37 et 46° de flexion. De plus, cette augmentation de l'activité des ischiojambiers était accompagnée d'une diminution de l'activité des quadriceps. Grabiner et Weiker (1993) ont trouvé que les sujets sains et les blessés ligamentaires augmentaient l'activité des ischiojambiers avec le niveau d'extension isométrique. Cependant, l'activité des ischiojambiers était plus élevée chez les blessés ligamentaires que chez les sujets sains. De plus, lors de cette étude, les personnes ayant une reconstruction ligamentaire présentaient le même niveau d'activité musculaire que les blessés ligamentaires qui n'avaient pas subi de reconstruction. Les adaptations musculaires chez les blessés ligamentaires subsisteraient donc après une reconstruction, peut-être pour protéger cette dernière ou pour compenser pour la perte neurosensorielle causée par la rupture ligamentaire.

#### *1.7.2.2 La marche*

Les effets produits par la rupture du LCA sur l'activité EMG ont surtout été étudiés lors de la marche (Beard et al., 1996; Boerboom et al., 2001; Bulgheroni et al., 1997; Kålund et al., 1990; Kuster et al., 1995; Lass et al., 1991; Limbird et al., 1988; Rudolph et al., 2001). Tous les auteurs ont comparé l'activité musculaire du côté atteint d'une rupture ligamentaire à celle de sujets sains. La plupart de ces équipes ont trouvé des différences produites par la rupture ligamentaire.



L'équipe de Kålund (1990) n'a pas trouvé de différence entre les sujets blessés et les sujets sains lors de la marche sur un plan horizontal. Toutefois, ils ont observé que les patients activaient leurs ischiojambiers plus tôt lorsqu'ils marchaient en montant une pente. Beard et al. (1996), Boerboom et al. (2001), Bulgheroni et al. (1997), Kuster et al. (1995), Lass et al. (1991), Limbird et al. (1988), ainsi que Rudolph et al. (2001) ont observé que les ischiojambiers étaient activés plus tôt, plus longtemps ou avec une plus grande amplitude chez les patients lors des diverses phases de la marche. Ces adaptations quant à l'utilisation des ischiojambiers ne sont pas surprenantes puisqu'elles permettent sûrement de diminuer le déplacement antérieur du tibia. D'ailleurs, Boerboom et al. (2001) ont détecté une activation atypique du biceps medialis pendant la phase d'appui chez les sujets stables, mais non chez les sujets instables. Lors de cette étude, les sujets qui pouvaient participer à des activités sportives et quotidiennes de même niveau qu'avant leur blessure étaient considérés stables. Cependant, selon Limbird et al. (1988), l'activité des ischiojambiers était réduite chez les blessés ligamentaires vers la fin de la phase d'appui, lors de la phase de déchargement ainsi que lors de la phase d'oscillation. Ces modifications de l'activité musculaire devraient augmenter le déplacement antérieur du tibia. Toutefois, lors des phases de déchargement et d'oscillation, la stabilité du genou devrait être moins importante.

Beard et al. (1996) et Kålund et al. (1990) n'ont trouvé aucune différence de l'activité du vastus medialis après une rupture du LCA. Toutefois, Bulgheroni et al. (1997), Kuster et al. (1995) ainsi que Limbird et al. (1988) ont trouvé que l'activité des quadriceps ou des gastrocnemius était moins élevée chez les patients lors des

différentes phases de la marche. Ces adaptations diminuent sûrement l'instabilité du genou puisque les quadriceps exercent une force de translation antérieure sur le tibia, et que les gastrocnemius exercent une force de translation postérieure sur le fémur. Cependant, Bulgheroni et al. (1997), Lass et al. (1991), Limbird et al. (1988), Rudolph et al. (2001) ont observé que les quadriceps ou les gastrocnemius étaient activés plus tôt, plus longtemps ou avec une plus grande amplitude chez les patients lors des diverses phases de la marche. Ces adaptations paraissent diminuer la stabilité du genou. Cependant, les mêmes changements étaient parfois présents pour les ischiojambiers. La cocontraction était donc plus élevée, ce qui devrait augmenter la stabilité de l'articulation.

#### *1.7.2.3 La course*

McNair et al. (1989), Rudolph et al. (2001) ainsi que Tibone et al. (1986) ont choisi la course pour évaluer l'effet d'une rupture du LCA sur l'activité musculaire. Tibone et al. (1986) ont observé une activation plus rapide du vastus medialis, alors que McNair et al. (1989) ont observé une plus grande intensité du vastus lateralis des genoux blessés par rapport aux genoux contralatéraux. Ces adaptations ne pouvaient intuitivement être prévisibles puisque l'activation plus rapide et plus intense des quadriceps n'était pas accompagnée d'une activation plus rapide ou plus intense des ischiojambiers. Cependant, selon les auteurs, ces adaptations seraient dues à la diminution de la force des quadriceps chez les patients. Rudolph et al. (2001) ont plutôt trouvé des différences d'activation musculaire pour les ischiojambiers. En

effet, ils ont trouvé que l'intensité d'activation du biceps latéral était plus élevée chez les sujets blessés que chez les sujets sains.

#### *1.7.2.4 Les pivots*

Branch et al. (1989) et Shiavi et al. (1991) ont étudié l'activité EMG lors d'un pivot ouvert. Lors de l'étude de Shiavi et al. (1991) les sujets effectuaient un pivot en marchant, tandis que lors de l'étude de Branch et al. (1989) le pivot était effectué en courant. Les deux équipes ont trouvé que lors de la phase d'appui, l'activité EMG des quadriceps et des gastrocnemius était moindre chez les patients alors que celle des ischiojambiers était plus élevée. Ceci permet d'augmenter la stabilité du genou blessé en diminuant la translation antérieure du tibia. Cependant, lors de la phase d'oscillation, Shiavi et al. (1991) ont trouvé que l'activité de ces trois groupes musculaires était moins élevée chez les patients, alors que Branch et al. (1989) ont trouvé que l'activité des ischiojambiers était plus élevée. L'activité musculaire lors de la phase d'oscillation n'influence pas vraiment la stabilité du genou puisque lors de cette phase, la jambe n'a pas à supporter le poids du corps. Toutefois, lors de la phase de mise en charge, Shiavi et al. (1991) ont détecté une augmentation de l'activité des gastrocnemius chez les blessés ligamentaires.

#### *1.7.2.5 Les sauts sur une jambe*

Certaines équipes ont plutôt étudié l'influence d'une rupture du LCA sur l'activité EMG lors de sauts sur une jambe (Gauffin et Tropp, 1992; McNair et

Marshall, 1994; Rudolph et al., 2000). Lors de l'étude de Gauffin et Tropp (1992), l'activité EMG du rectus femoris du genou blessé des sujets était moins élevée que celle de leur genou contralatéral lors de la propulsion ainsi que lors de l'atterrissage. Ceci permet de diminuer l'instabilité antérieure du tibia. Toutefois, McNair et Marshall (1994) n'ont pas trouvé de différence pour l'intensité d'activation des quadriceps et des ischiojambiers des sujets blessés comparativement aux sujets sains, alors que Rudolph et al. (2000) n'ont observé aucune différence de l'intensité d'activation des quadriceps entre les sujets blessés et sains avant le contact du talon.

#### *1.7.2.6 Les autres mouvements*

Kvist et al. (2001) ont étudié les extensions isocinétiques. Aucune différence n'a été détectée pour l'activité EMG des quadriceps entre le genou lésé et le genou contralatéral lors de l'activation concentrique ainsi que lors de l'activation excentrique des quadriceps.

L'activité EMG a aussi été évaluée lors de la montée de marche (Tibone et al., 1986). L'activité du vastus medialis se terminait plus tôt du côté blessé pendant la phase d'appui, ce qui permettait de diminuer la translation antérieure du tibia alors que le poids du corps était soulevé sur la marche et que le genou s'approchait de l'extension. De plus, 14 des 18 sujets qui ont participé à l'étude activaient leur biceps femoris avant le contact du pied avec la marche lorsqu'ils utilisaient leur jambe blessée, alors que seulement sept sujets contractaient leur biceps femoris avant le contact du pied contralatéral.

La plupart des équipes de recherche ont trouvé des différences entre l'activité EMG des blessés ligamentaires et celle des sujets sains. Certaines équipes ont aussi trouvé des différences entre la jambe blessée et la jambe intacte des patients. Dans la plupart des cas, les ischiojambiers étaient activés plus tôt, plus longtemps ou avec une plus grande amplitude. Ceci permet d'augmenter la stabilité du genou en diminuant la translation antérieure du tibia. Les résultats pour les quadriceps et les gastrocnemius sont plus controversés. Certaines études ont démontré que ces muscles étaient activés plus tôt, plus longtemps ou avec une plus grande amplitude, alors que d'autres ont démontré le contraire. Ces résultats contradictoires pourraient découler de l'utilisation de deux stratégies différentes. La diminution de l'activité des quadriceps et des gastrocnemius permettrait d'augmenter la stabilité de l'articulation en diminuant la translation antérieure du tibia, alors que l'augmentation de l'activité de ces deux groupes musculaires augmenterait la stabilité du genou en appliquant une force de contact tibiofémorale, ce qui a pour effet d'augmenter la rigidité de l'articulation. L'augmentation de l'activité des quadriceps pourrait aussi découler de la diminution de la force de ce groupe musculaire chez les sujets ayant une rupture du LCA (McNair et al., 1989; Tibone et al., 1986).

## **1.8 HYPOTHÈSES ET BUT DE L'ÉTUDE**

Lors de la production de mouvement, le système nerveux fait face à une redondance articulaire ainsi que musculaire. Il est possible que le système nerveux maîtrise un nombre redondant de DLs en organisant ceux-ci en synergies. Les mouvements simples pourraient être accomplis en utilisant seulement une synergie,

alors que les mouvements plus complexes en nécessiteraient plusieurs. Il est aussi possible que certains mouvements, pourtant très différents, soient effectués en utilisant des synergies semblables. Puisque la redondance articulaire nous permet de choisir entre plusieurs coordinations interarticulaires ainsi qu'entre plusieurs trajectoires vers une même cible, elle pourrait être utilisée pour modifier le mouvement lorsqu'il y a une blessure afin de compenser pour cette dernière.

Le principe de correspondance biomécanique a été proposé comme solution au contrôle d'un nombre redondant de muscles. Selon cette hypothèse, le système nerveux spécifierait une configuration de référence pour contrôler les mouvements. Lors de mouvements cycliques ou de mouvements comportant un retour à la position initiale, la position de référence devrait croiser la position du corps lors de l'initiation du retour. Lorsque le corps coïncide avec la configuration de référence, tous les muscles se trouvent à leur longueur seuil respective. À cet instant, l'activité EMG de tous les muscles devrait donc être minimale. Tel que mentionné à la section 1.3.2, des minimums globaux de l'activité musculaire ont été observés lorsque des sujets se levaient d'une chaise et se rassaient (Feldman et al., 1998), ainsi que lors de mouvements aller-retour de la tête chez le singe (Lestienne et al., 2000).

Les objectifs de cette thèse sont donc les suivants :

- 1- Évaluer les synergies utilisées par des sujets sains lorsqu'ils effectuent des mouvements impliquant les jambes. Huit mouvements différents ont été retenus et quatre DLs ont été analysés.

- 2- Évaluer les synergies utilisées par des sujets ayant une rupture unilatérale du LCA et les comparer à celles utilisées par des sujets sains. La plupart des études ont évalué l'effet d'une rupture du LCA sur le mouvement d'une seule articulation. Le plus souvent, c'est le genou qui a été étudié. Cependant, une blessure au genou peut avoir des impacts sur la cinématique des autres articulations. Les changements associés à ce type de blessure sont souvent de faible amplitude et pourraient se perdre à travers les variations dans la production du mouvement. L'analyse de la coordination interarticulaire pourrait donc être une méthode plus sensible aux modifications causées par une rupture ligamentaire. De plus, puisque la détermination des synergies ne dépend pas des valeurs absolues des angles articulaires, mais plutôt des déplacements relatifs entre ceux-ci, les résultats ne sont pas influencés par la translation des courbes pouvant être causée par les erreurs de positionnement des axes servant à calculer les angles.
- 3- Évaluer la présence d'un minimum global des signaux EMGs de plusieurs muscles se situant du côté droit ainsi que du côté gauche du corps lors de la marche sur place et de sauts. La marche sur place étant un mouvement alternant entre la jambe droite et la jambe gauche, le minimum global de l'activité EMG pourrait alterner entre les muscles se situant du côté droit et ceux se situant du côté gauche, masquant ainsi la présence d'un minimum global de tous les muscles. Lors de sauts, le minimum global de tous les muscles devrait survenir au même moment.

## **CHAPITRE II**

---

### **2. MÉTHODOLOGIE**

#### **2.1 SUJETS**

Dix-sept hommes ont participé aux études. Nous leur avons expliqué le déroulement de l'expérience. Ils ont ensuite lu et signé le formulaire de consentement approuvé par le comité d'éthique de l'institut de réadaptation de Montréal.

##### *Article I*

Neuf hommes ( $25.3 \pm 7.4$  ans) ont participé à cette étude. Ils n'avaient jamais subi de blessure aux chevilles, aux genoux ou aux hanches. Puisque ces sujets ont servi de groupe témoin pour la deuxième étude et que les sujets blessés étaient tous actifs, nous avons recruté des sujets sains qui avaient un niveau d'activité physique comparable.

##### *Article II*

Six hommes ( $27.7 \pm 7.5$  ans) ayant une rupture chronique du ligament croisé antérieur (LCA) ont participé à cette étude. Une rupture complète du LCA a été diagnostiquée lors de la reconstruction ligamentaire chez cinq des six sujets. Le sixième sujet a décidé de ne pas subir d'intervention chirurgicale. La rupture du LCA a donc été diagnostiquée à l'aide d'une évaluation clinique. Le Lachman était



fortement positif (3+). Le tiroir antérieur était de degré 2+ et le *pivot shift* de degré 1+. Nous sommes donc assurés d'une rupture complète du LCA. Comme les blessures aux autres articulations de la jambe peuvent aussi modifier la cinématique nous avons exclu de l'étude les personnes ayant déjà subi des blessures aux hanches ou aux chevilles. Comme nous voulions comparer les mouvements effectués avec la jambe blessée et la jambe contralatérale, les sujets ne devaient pas avoir de blessure aux articulations de cette dernière.

### *Article III*

Sept hommes ( $27.1 \pm 11.2$  ans) ont participé à cette étude. Cinq ont marché sur place. Deux ont effectué des sauts.

## **2.2 ÉVALUATION DE LA BLESSURE**

Afin de pouvoir comparer les résultats au degré de la blessure, nous avons évalué les genoux blessés avec un questionnaire KOOS (*knee injury and osteoarthritis outcome score*). La fiabilité ainsi que la validité de ce questionnaire ont été démontrées (Roos et al., 1998) chez des gens ayant une rupture du LCA. Ce questionnaire évalue cinq dimensions : la douleur, la raideur, les symptômes, les fonctions et activités de tous les jours, ainsi que les fonctions, sports et activités récréatives. Chaque dimension est évaluée sur une échelle se situant entre 0 et 100. Un résultat de zéro représente un déficit majeur, alors qu'un résultat de 100 représente un genou sans problème. Le résultat total du KOOS (combinaison des cinq dimensions) du groupe de sujets blessés était de  $318.6 \pm 103.4 / 500$ .

## 2.3 MOUVEMENTS ÉVALUÉS

### *Articles I et II*

Lors de ces études, nous avons évalué huit mouvements : 1- la montée de marche, 2- la descente de marche, 3- trois pas de marche, 4- les fentes vers l'avant, 5- les fentes vers l'arrière, 6- les fentes de côté, 7- les squats sur une jambe, 8- la marche sur place. Tous les mouvements, sauf la marche sur place, ont été exécutés dix fois de chaque côté. La marche sur place a été exécutée deux fois pendant une période de 20-30 s. Nous avons choisi des mouvements impliquant des forces différentes au genou. Certains de ces mouvements comportent une contraction des extenseurs du genou afin de soulever le poids du corps pendant une extension du genou, alors que d'autres demandent une contraction des extenseurs du genou pour soutenir le poids du corps alors que le genou est stabilisé en flexion. Ces mouvements sont problématiques pour les gens ayant une rupture du LCA, puisque les extenseurs du genou appliquent une force antérieure sur le tibia.

### *Article III*

Lors de cette étude, nous avons évalué deux mouvements : 1- la marche sur place, 2- les sauts. Lors du premier mouvement, les sujets ont marché sur place pendant 20-30 s. Lors du deuxième mouvement, ils ont sauté sur place deux à trois fois de suite. Ils ont exécuté ce mouvement cinq fois. La marche sur place est un mouvement cyclique, alors que les sauts comportent un retour à la position initiale. Ces mouvements devraient donc nous permettre d'observer des minimums globaux de l'activité musculaire. La marche sur place étant un mouvement alternant entre la

jambe droite et la jambe gauche, le minimum global de l'activité EMG pourrait alterner entre les muscles se situant du côté droit et ceux se situant du côté gauche, masquant ainsi la présence d'un minimum global de tous les muscles.

## 2.4 ENREGISTREMENT DES DONNÉES

### *Articles I et II*

Lors des mouvements, nous avons enregistré la cinématique du membre inférieur à l'aide d'un système Optotrak (Northern Digital, Ontario, Canada). Afin de connaître leur position tridimensionnelle, nous avons placé trois diodes émettrices de lumière infrarouge sur chaque segment (cuisse, avant-jambe, pied). Deux des trois marqueurs installés sur le pied ont été collés sur le calcaneum latéral ainsi que sur la cinquième articulation méta-tarso-phalangéenne. Nous avons utilisé le déplacement vertical de ces marqueurs pour estimer le déplacement du talon et des orteils.

Afin de calculer les angles aux diverses articulations, il était nécessaire d'associer les marqueurs à des systèmes d'axes représentant le mouvement des segments étudiés. Pour définir ces systèmes d'axes, nous avons enregistré six points de calibrage à l'aide d'un pointeur : première articulation méta-tarso-phalangéenne, calcaneum médial, malléole médiale, malléole latérale, pointe inférieure de la rotule, épine iliaque antéro-supérieure. Nous avons enregistré la position de ces points alors que les sujets étaient en position debout le dos appuyé à un mur avec les pieds pointant vers l'avant et séparés d'environ 15 cm. Nous avons ensuite enregistré la position des marqueurs apposés aux segments alors que les sujets se trouvaient dans

la même position. Ceci nous a permis d'associer les marqueurs aux systèmes d'axes représentant chaque segment. Ainsi en suivant la position des marqueurs pendant les mouvements, nous pouvons connaître la position des systèmes d'axes et calculer les angles aux articulations ainsi que la position des segments par rapport au plancher.

### *Article III*

Lors des mouvements, nous avons enregistré la cinématique à l'aide d'un système Optotrak (Northern Digital, Ontario, Canada). Afin de connaître l'instant de retour du mouvement, nous avons positionné une diode émettrice de lumière infrarouge sur le talon lors de la marche sur place et sur l'acromion lors des sauts.

Lors de la marche sur place, nous avons enregistré l'activité électromyographique (EMG) des muscles suivants des deux côtés du corps : erector spinae (S1-L5), gluteus maximus, tensor fascia latae, rectus femoris, vastus medialis, biceps femoris, gastrocnemius medialis, tibialis anterior. Lors des sauts, nous avons enregistré l'activité EMG des muscles suivants des deux côtés du corps : oblique externe, erector spinae (S1-L5), gluteus medius, gastrocnemius lateralis, tibialis anterior, rectus femoris. Lors des sauts, nous avons aussi enregistré l'activité EMG de certains muscles du côté droit seulement : extensor carpi radialis, flexor carpi radialis, biceps brachii, triceps brachii, brachioradialis, pectoralis major, deltoïd anterior, trapezius supérieur, trapezius moyen. Nous avons réduit l'impédance de la peau en la rasant et en la frottant avec de l'alcool. De plus, nous avons choisi un filtre permettant d'éviter les artefacts de mouvement ainsi que le repliement spectral. Nous avons aussi pris soin d'éviter la saturation des signaux en ajustant les gains de l'amplificateur.

## 2.5 TRAITEMENT DES DONNÉES

Nous avons analysé les données à l'aide du logiciel Labview (National Instruments, Texas, États-Unis). Puisque les marqueurs n'étaient pas toujours visibles pour la caméra, nous avons interpolé les marqueurs manquants. Évidemment, l'interpolation ne peut être utilisée que lorsque la quantité de marqueurs disparaissant pendant le mouvement est faible. Nous avons donc exclu les mouvements lorsqu'il manquait un segment dont la durée dépassait 50 ms pour un même marqueur. Afin d'éliminer le bruit, nous avons filtré la position des marqueurs à l'aide d'un filtre de Butterworth passe-bas de quatrième ordre avec une fréquence de coupure de huit Hz. Pour le filtrage des données EMG, nous avons utilisé un filtre de Butterworth passe-bande (50-500 Hz) de quatrième ordre. Puisque l'utilisation d'un filtre occasionne un délai, nous avons filtré les données dans les deux directions afin d'annuler ce dernier. En filtrant les données deux fois avec un filtre de quatrième ordre, nous avons créé un filtre de huitième ordre. Ceci permet une coupure abrupte des fréquences. Nous avons rectifié les signaux EMG et calculé l'erreur quadratique moyenne (EQM) avec une fenêtre de 10 ms. Afin d'éliminer le bruit de base, nous avons soustrait la valeur minimum des courbes EQM de leurs signaux EMG respectifs.

Nous avons utilisé la méthode décrite par Grood et Suntay (1983) pour le calcul des degrés de liberté (DLs). Le calcul de ceux-ci est expliqué aux sections 3.7 et 4.4.4, et ne sera pas répété dans la présente section par souci de concision. Cette méthode permet le calcul de trois DLs à chaque articulation : flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe. Puisque le mouvement de la peau sur

laquelle les marqueurs sont fixés ainsi que la définition des systèmes d'axes servant au calcul des DLs génèrent une certaine imprécision, nous avons choisi d'analyser seulement les déplacements majeurs. Nous avons donc retenu quatre DLs, soit : la flexion/extension de la cuisse par rapport au sol, la flexion/extension du genou, la flexion/extension de la cheville, l'abduction/adduction de la cuisse par rapport au sol. Le seul mouvement pour lequel nous avons analysé l'abduction/adduction de la cuisse est la fente de côté puisque ce déplacement était de très faible amplitude pour les autres mouvements.

Puisque la flexion/extension du genou est le déplacement majeur ainsi que le plus stéréotypé pour les mouvements que nous avons analysés, nous avons aligné les essais d'un même mouvement en nous servant de la valeur maximale de la corrélation croisée de la vitesse de ce déplacement angulaire. Nous avons ensuite calculé la moyenne des essais.

Nous avons fixé le début des déplacements angulaires ainsi que le moment où le talon et les orteils quittaient le sol à l'instant où leur vitesse respective excédait 5 % de son maximum. De même, nous avons fixé la fin des déplacements angulaires ainsi que le moment où le talon et les orteils contactaient le sol à l'instant où leur vitesse respective passait sous 5 % de son maximum.

## 2.6 ANALYSE PAR COMPOSANTES PRINCIPALES

Nous avons utilisé l'analyse par composantes principales (CPs) afin de définir des synergies linéaires pouvant décrire les mouvements étudiés. Ce type d'analyse permet d'expliquer la structure de variance-covariance des variables étudiées. Les CPs représentent les directions de variabilité maximale (Fig. 3.2A). Elles sont définies comme étant les vecteurs propres de la matrice de covariance, alors que les valeurs propres de cette matrice représentent le poids de chaque composante. Les valeurs propres permettent donc d'estimer la quantité de mouvement expliqué par chaque CP. Un vecteur  $V$  est considéré comme un vecteur propre de la matrice  $M$  si  $MV$  est un multiple scalaire de  $V$ . Les vecteurs propres et les valeurs propres de la matrice de covariance peuvent donc être calculés en utilisant l'équation suivante :

$$(S - aI)V = 0 \quad (2.1)$$

$$\begin{bmatrix} S_{11} - a & S_{12} & \cdots & S_{1p} \\ S_{21} & S_{22} - a & \cdots & S_{2p} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{p1} & S_{p2} & \cdots & S_{pp} - a \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ \vdots \\ V_p \end{bmatrix} = 0 \quad (2.2)$$

où  $S$  est la matrice de covariance,  $I$  la matrice identité,  $a$  une valeur propre et  $V$  un vecteur propre. L'équation 2.2 possède  $p$  solutions non triviales. La quantité de mouvement expliquée par chaque vecteur propre peut donc être calculée de la façon suivante :

$$\frac{a_i}{a_1 + a_2 + \cdots + a_p} \quad i = 1, 2, \dots, p \quad (2.3)$$

Nous avons calculé les CPs en utilisant la moyenne des DLs comme variables. Afin de pouvoir comparer les synergies des divers mouvements, nous avons calculé les CPs en utilisant seulement trois DLs : la flexion/extension de la cuisse, du genou et de la cheville. Nous avons aussi calculé les CPs en utilisant tous les DLs. Puisque la fente de côté est le seul mouvement pour lequel nous avons analysé l'abduction/adduction de la cuisse, l'utilisation des quatre DLs pour calculer les CPs n'a pas permis la comparaison des mouvements entre eux. Cependant, elle a permis la comparaison de la jambe droite et de la jambe gauche pour un même groupe, ainsi que la comparaison des sujets blessés avec les sujets sains.

Nous avons analysé les CPs du début à la fin du mouvement ainsi que pendant la période de contact avec le sol, car il est possible qu'une rupture ligamentaire ait des répercussions sur le mouvement seulement pendant la période de contact avec le sol afin de modifier les forces résultantes à l'articulation du genou.

Nous avons aussi calculé les CPs en utilisant les DLs standardisés ainsi que non standardisés. Le calcul des CPs avec les DLs standardisés se fait en remplaçant la matrice de covariance par la matrice de corrélation dans les équations 2.1 et 2.2. Lorsque les DLs non standardisés sont utilisés pour le calcul des CPs, les DLs qui ont une plus petite amplitude sont moins importants. Cependant, lorsque les DLs sont standardisés ils sont tous d'égale importance et les CPs dépendent alors de la synchronisation ainsi que de l'évolution de la relation entre les divers DLs.



Afin de comparer les synergies utilisées pour effectuer un même mouvement avec la jambe droite ainsi qu'avec la jambe gauche, nous avons calculé l'angle entre les CPs représentant le mouvement produit du côté droit et celui produit du côté gauche. Cet angle représente l'indice d'asymétrie (Fig. 3.2B). Puisqu'il est possible qu'une blessure ligamentaire modifie la cinématique de la jambe contralatérale, nous avons aussi comparé les synergies utilisées pour effectuer un mouvement avec la jambe blessée ainsi qu'avec la jambe contralatérale avec les synergies du groupe de sujets sains. Chez les sujets sains, nous avons aussi calculé l'angle entre la première CP des divers mouvements (Fig. 3.2B) afin d'évaluer les similarités entre les synergies utilisées pour effectuer ces mouvements.

## 2.7 IDENTIFICATION DU MINIMUM GLOBAL DE L'ACTIVITÉ EMG

Afin de décrire l'activité de plusieurs muscles de manière globale, nous avons rectifié chaque signal EMG et les avons ensuite normalisés par rapport à leur amplitude maximale respective. Nous avons ensuite évalué deux courbes. Nous avons d'abord calculé la moyenne des signaux de tous les muscles pour chaque essai. Ensuite, nous avons calculé la courbe EMG maximale en gardant la valeur du muscle ayant l'amplitude maximale à chaque instant :

$$\max \text{EMG} = \max [a_1(t), \dots, a_n(t)] \quad (2.4)$$

où  $a_i(t)$  est la valeur du signal rectifié et normalisé du muscle  $i$  au temps  $t$ .

Les minima globaux sont les points auxquels le signal EMG moyen et le signal EMG maximal atteignent leur valeur minimale près de l'instant de retour du mouvement.

## **CHAPITRE III**

---

### **3. ARTICLE I : LA COORDINATION INTERARTICULAIRE DU MEMBRE INFÉRIEUR LORS DE DIVERS MOUVEMENTS CHEZ LES HUMAINS.**

#### **3.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THÈSE**

La redondance articulaire nous permet de choisir entre plusieurs coordinations interarticulaires ainsi qu'entre plusieurs trajectoires vers une même cible. Nous pouvons donc effectuer des mouvements complexes et les adapter à diverses situations, mais le contrôle de tels mouvements n'est pas simple. Il est possible que le système nerveux maîtrise un nombre redondant de degrés de liberté en organisant ceux-ci en synergies.

Cet article répond au premier objectif de la thèse : évaluer les synergies utilisées par des sujets sains lorsqu'ils effectuent des mouvements impliquant les jambes. Nous avons utilisé l'analyse par composantes principales afin de diviser les mouvements en synergies linéaires. De cette façon, nous avons pu vérifier si certains mouvements étaient accomplis en utilisant seulement une synergie, alors que d'autres mouvements, plus complexes, en nécessitaient plusieurs. Nous avons aussi vérifié si certains mouvements, pourtant très différents, étaient effectués en utilisant des synergies semblables. Nous avons analysé la flexion/extension de la cuisse par rapport au sol, la flexion/extension du genou, la flexion/extension de la cheville ainsi

que l'abduction/adduction de la cuisse par rapport au sol lors des mouvements suivants : fente avant, fente arrière, fente de côté, squat sur une jambe, montée de marche, descente de marche, trois pas de marche, marche sur place.

**Interjoint coordination in lower limbs during different  
movements in humans**

Nancy St-Onge<sup>1,2,3</sup>, Anatol G. Feldman<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>Rehabilitation Institute of Montreal, 6300, Darlington ave., Montréal, Qué., Canada, H3S 2J4; <sup>2</sup>GRBB, Polytechnique, P.O. Box 6079, Centre-ville Station, Montréal, Qué., Canada, H3C 3A7 ; <sup>3</sup>LIO, Notre-Dame Hospital, CHUM, 1560, Sherbrooke St. E., Montréal, Qué., Canada, H2L 4M1; <sup>4</sup>Physiology Department, Montreal University, P.O. Box 6128, Centre-ville Station, Montréal, Qué., Canada, H3C 3J7.

**Keywords** Motor control, synergy, interjoint coordination, lower-limb kinematics, humans.

**Acknowledgements:** Supported by a research operating grant from Canadian Institutes of Health Research (Canada) and by a grant for graduate students from Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Canada).

Accepté pour publication dans *Experimental Brain Research*, le 26 juin 2002.

### 3.2 ABSTRACT

Redundancy is associated with the ability of the nervous system to select different interjoint coordinations and movement trajectories to achieve the same motor goal. The nervous system may coordinate multiple degrees of freedom (DFs) by combining them in a task-specific way to control them as a unit or synergy. Some movements may be accomplished using only one synergy whereas other movements may employ several synergies. To investigate the problem of interjoint coordination, we applied principal component (PC) analysis to eight types of movements in healthy male subjects: forward squats, backward squats, sideways squats, squats on one leg, walking three steps, stepping in place, going up a step, and going down a step. Angular changes in four DFs were analyzed: thigh flexion/extension, knee flexion/extension, ankle flexion/extension, thigh abduction/adduction, with the former three DFs investigated in all movements. For many movements, two synergies were sufficient to account for more than 95% of DFs angular excursions. Squatting on one leg could be described using only one synergy (99%). The angle between the vectors representing PCs for movements produced with the right and left legs could be less than  $10^\circ$  for some movements but could reach  $25^\circ$  for other movements. The nervous system may thus use somewhat different interjoint coordinations while producing movements on the right and the left sides. The angle between the first PCs of different movements could be smaller than  $10^\circ$ . There may thus be a common but adjustable basic synergy that is used to produce different movements. Additional synergies provide the transition from one movement to another.

### 3.3 INTRODUCTION

Redundancy is associated with the ability to select different interjoint coordinations and movement trajectories toward the same target, a phenomenon also called motor equivalence (Bernstein, 1967). For pointing movements, the nervous system may coordinate multiple degrees of freedom (DFs) by specifying shifts in the equilibrium position of the endpoint as well as weight coefficients characterizing the contribution of each pair of joints in the shift (Feldman and Levin, 1995). This provides a unique interjoint coordination for every single movement. By changing the weight coefficients, the nervous system may modify the interjoint coordination, while preserving the same trajectory to the target.

This approach resembles the idea that the nervous system subdivides DFs into synergies. Each synergy is associated with a specific functional goal in the production of the movement and is controlled as a unit specifying the coordination of different DFs (Pigeon et al., 2000; Adamovich et al., 2001). It has been hypothesized that grasping movements can be decomposed into two synergies: a transport synergy and a grasping synergy (Jeannerod, 1984; Wang and Stelmach, 1998). However, Smeets and Brenner (1999) suggested an alternative to this classical approach. According to their model, grasping is nothing more than pointing with the thumb and finger toward selected positions on the surface of the object. Interestingly, even though their model is not based on independent visuomotor channels for transport and grip, it predicts that the transport component is independent of object size and that the grip

component is independent of distance. This approach does not conflict with the idea of synergy; it just implies that synergies emerge without special central commands.

Pointing movements involving the trunk could also consist of two synergies: a transport synergy and an arm-trunk compensatory synergy (Pigeon et al., 2000; Adamovich et al., 2001). The existence of the compensatory arm-trunk synergy has been suggested following the observation that in pointing movements involving the trunk, the trunk movement outlasts the hand motion while the hand remains at the same position (Ma and Feldman, 1995; Pigeon et al., 2000). The same observation has been made with grasping movements (Saling et al., 1996). The existence of the two synergies is also confirmed by the observation that the shape and velocity profile of the endpoint movement remain invariant whether the trunk is involved or not, or its movement is mechanically obstructed (Pigeon et al., 2000; Ma and Feldman, 1995; Adamovich et al., 2001).

Synergies are often identified based on principal component (PC) analysis (Santello et al., 1998; Alexandrov et al., 1998; Vernazza-Martin et al., 1999). This method approximates the relationship between DFs by linear functions, each of which can then be described by a set of ratios relating different DFs. For example, Santello et al. (1998) used PC analysis to study hand configurations while grasping imagined objects. They recorded 15 DFs while the subjects shaped the right hand as if to grasp 57 different objects. They found that four synergies were sufficient to reproduce at least 90% of each of the shapes. Note, however, that a synergy representing a relationship between the output variables (DFs) does not necessarily mirror the



respective relationship between control variables. In fact, the relationship between the control patterns and the resulting motor output may be indeterminate (Bernstein, 1967). We should thus distinguish between control variables responsible for movement and output kinematics that is sensitive not only to control inputs but also to acting forces. Therefore, we should have in mind that the relationship between DFs identified by the PC analysis in the present or other studies may not exactly correspond to the relationship between control variables. For example, it is possible that the small flexion/extension movements at knee joint during the stance phase of walking may be due to a yielding to and subsequent release of the limb from the body weight, rather than due to specific central commands. Moreover, the observation of a relationship between DFs does not necessarily mean that these DFs are controlled together as a unit. For example, consider a movement at two joints. When both of them are simultaneously flexed and extended, the first PC accounts for a dominant portion of variance. When only one joint is actively controlled, the other joint may move due to passive forces. This passive movement may lag behind the motion of the controlled joint. Because of desynchronisation, two PCs would be necessary to describe this movement although only one of them can be considered as actively controlled. PC analysis thus has limitations that may complicate the analysis of results.

We used PC analysis to quantify interjoint coordination and thereby describe synergies approximated by linear combinations of DFs in lower limbs during different movements in humans. We assumed that some movements may be accomplished using only one synergy, but more typically movements may involve several synergies.

It is also possible that some movements are produced using similar synergies that are combined differently in time. To approach the problem of multijoint control, we studied interjoint coordination in the lower limbs during eight types of movements. We selected movements requiring different involvement of leg DFs. The movements were selected, in part, based on the possibility that the data obtained could be used as a reference for comparison with data from patients with injuries of the lower limbs. We analyzed forward, backward and sideways squats as well as squats on one leg. We also analyzed going up or down a step, walking three steps, and stepping in place. We applied PC analysis to four DFs: thigh flexion/extension and abduction/adduction, knee flexion/extension, ankle flexion/extension.

### **3.4 MATERIALS AND METHODS**

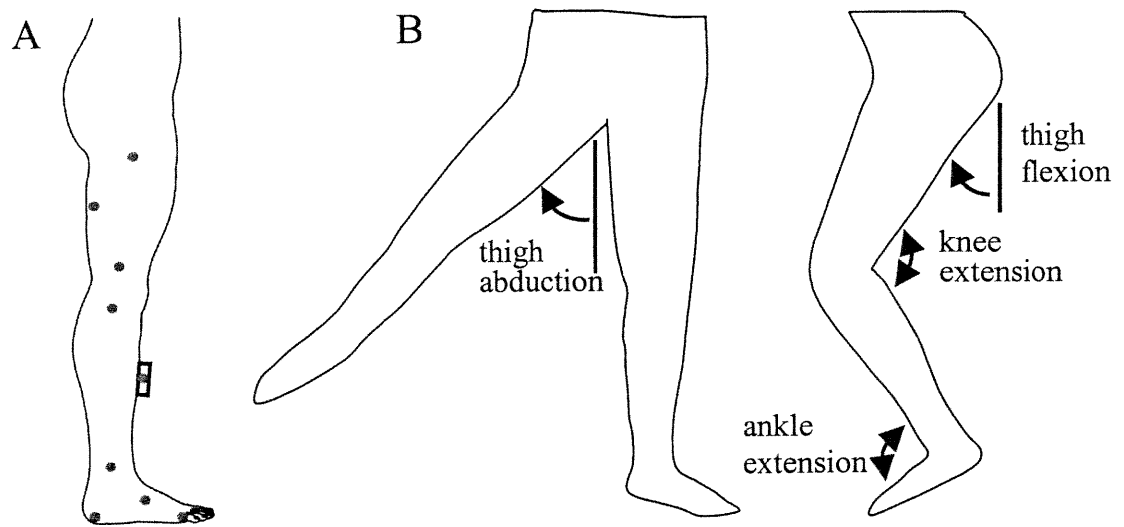
#### **3.4.1 Subjects and experimental procedures**

Healthy male subjects, without history of leg or back injuries ( $n = 9$ , aged  $25.3 \pm 7.4$  yrs) participated in this study. The nature of their participation was explained to them and they gave their written consent by signing the forms approved by the institutional Ethics Committee. Subjects initially were standing up with their arms behind their back and then performed the movements in that order: 1- going up a step, 2- going down a step, 3- walking three steps, 4- forward squats, 5- backward squats, 6- sideways squats, 7- squats on one leg, and 8- stepping in place. The first seven movements were repeated ten times on the right side and ten times on the left side. Stepping in place was executed only twice for 20-30 s, so that we could record both legs. Forward, backward, and sideways squats consisted of lifting one leg,

moving it forward, backward or sideways; and transferring body weight on it without lifting the other leg from the floor. Squats on one leg consisted of standing on one leg and moving the body down and up, by first flexing and then extending the lower limb joints. In going up a step, subjects put the leg that was being recorded on a step and lifted the body up in order to bring the opposite leg on the step. In going down a step, subjects moved from standing on a step to standing on the floor, initiating the movement with the leg that was not being recorded. In walking three steps, subjects started walking with the leg that was being recorded.

### **3.4.2 Data recording**

Movement kinematics was recorded using an Optotrak system (three cameras, sampling rate 100 Hz). In order to record the three-dimensional position of each segment (thigh, lower leg, foot), three infrared light-emitting diodes were placed on each of them in a triangular shape (Fig. 3.1A). Six calibration points (bony landmarks) were recorded using a digitizing pointer in order to define a coordinate system for each segment: first metatarsophalangeal joint, medial calcaneus, medial malleolus, lateral malleolus, bottom point of patella, anterior superior iliac spine. Calibration points were digitized with the subject standing in the upright position with his feet pointing forward and positioned approximately 15 cm apart. The coordinates of markers were recorded while the person was in the same position. These calibration procedures allowed us to determine the motion of the local coordinate systems in an external (motionless) frame of reference and compute the changes in each DF of the leg during the movement.



**Fig. 3.1** Positions of markers (A) and measured degrees of freedom (B). Three markers (infrared light-emitting diodes, filled circles) were placed on each leg segment in a triangular shape.

### 3.4.3 Data analysis

Kinematic data were analyzed using Labview software (National Instruments). After interpolating data for occasionally missing markers, the data were filtered (fourth order Butterworth filter, 8-Hz cut-off frequency). They were filtered twice, once in each direction, in order to exclude a delay. Movements that had more than five successive missing markers were excluded from the analysis (approximately 8%). The marker positions were then used to compute changes in four DFs (Fig. 3.1B): thigh flexion/extension, thigh abduction/adduction, knee flexion/extension, ankle flexion/extension, as defined by the method described by Grood and Suntay (1983), in which each segment is represented by a Cartesian coordinate system (see Appendix).

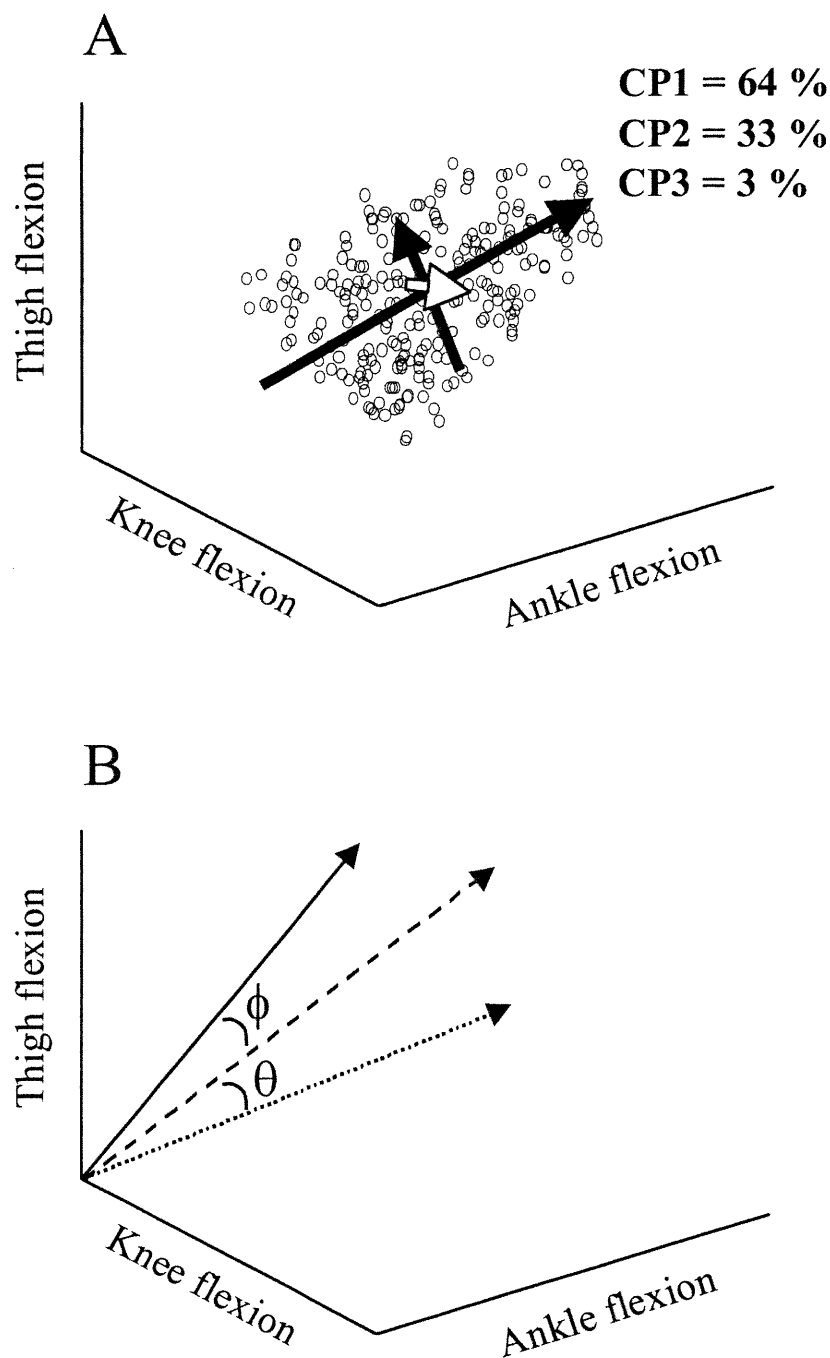
We estimated heel and fifth metatarsophalangeal displacements using the vertical component of markers positioned on the lateral calcaneus and on the side of the fifth metatarsophalangeal joint, respectively. For each type of movement, angular displacements as well as heel and metatarsophalangeal displacements were averaged across trials. Displacements in each trial were aligned according to knee flexion/extension angular velocity best cross-correlation before averaging. The beginning of angular displacements of the averaged curves was defined as the instant when the velocity exceeded 5% of its maximum, and the end when it decreased below 5% of its maximum. Heel and fifth metatarsophalangeal joint were considered leaving the ground when their respective velocities reached 5% of their maxima, and landing on the ground after they decreased below 5% of their maxima.

### 3.4.4 Principal component analysis

We used PC analysis to quantify interjoint coordination in lower limbs and thereby describe synergies approximated by linear combinations of DFs. PC analysis is concerned with explaining the variance-covariance structure through a few linear combinations of the original variables (Johnson and Wichern, 1988). Geometrically, these linear combinations represent the selection of a new coordinate system obtained by rotating the original system with the variables as the coordinate axes. The new axes represent the directions with maximum variability (Fig. 3.2A). Mathematically, PCs are defined as the eigenvectors of the variables covariance matrix ( $S$ ) for analyzed DFs. The eigenvalues of the variables covariance matrix represent the weight of each component. Therefore, eigenvalues express the percentage of movement variability accounted for by the respective PCs. Eigenvectors ( $V = [v_1, v_2, \dots, v_p]$ ) and eigenvalues ( $\lambda$ ) of the covariance matrix can be computed using the following formula:

$$(S - \lambda I)V = 0 \quad (3.1)$$

$$\begin{bmatrix} S_{11} - \lambda & S_{12} & \cdots & S_{1p} \\ S_{21} & S_{22} - \lambda & \cdots & S_{2p} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{p1} & S_{p2} & \cdots & S_{pp} - \lambda \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ \vdots \\ v_p \end{bmatrix} = 0 \quad (3.2)$$



**Fig. 3.2** Principal component (PC) analysis (schematic diagrams). **A:** PCs for an artificial cloud of points representing variations in three degrees of freedom (DFs). **B:** PC vectors representing movement on left side (solid line), movement on right side (dashed line), and another movement on right side (dotted line).  $\phi$  is the asymmetry index for the same movement and  $\theta$  is the angle between PC vectors of different movements.

where  $I$  is the identity matrix. There exist  $p$  non-trivial solutions to Eq. 3.2. The percentage of movement accounted for by each PC (eigenvector) can then be computed in the following way:

$$\frac{a_i}{a_1 + a_2 + \dots + a_p} \quad i = 1, 2, \dots, p \quad (3.3)$$

In the present study, PC analysis was applied to joint DFs. For each type of movement, PCs were found by determining the linear combination of DFs explaining the maximal fraction of data variance. PC analysis on individual trials makes it possible to study the variability between trials. However, the present study focuses on the number of synergies needed to produce movements rather than on variability of movements *per se*. We also compared movements produced with the right leg with those produced with the left leg. Finally, we compared the synergies used to generate different movements. We thus computed PCs using averaged changes in DFs as variables. PCs were computed during the entire movement. For all the movements, PCs were computed using only thigh, knee, and ankle flexion/extension as variables. For sideways squats, PCs were also computed using the four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. PCs were computed using non-standardized as well as standardized DFs as variables. DFs were standardized in the following way:

$$q_i(t) = \frac{p_i(t) - \bar{p}_i}{\sigma_i} \quad (3.4)$$



where  $q_i(t)$  is the  $i^{\text{th}}$  standardized DF at time  $t$ ,  $p_i(t)$  is the  $i^{\text{th}}$  non-standardized DF at time  $t$ ,  $\bar{p}_i$  is the average of the  $i^{\text{th}}$  non-standardized DF,  $\sigma_i$  is the standard deviation of the  $i^{\text{th}}$  non-standardized DF. When non-standardized DFs are used as variables, DFs with smaller amplitudes are less important for the determination of PCs. Therefore, results depend on the ratio between the amplitudes of different DFs. However, when standardized DFs are used as variables, all DFs are equally important and the determination of PCs depends on timing between DFs, as well as on the pattern of coordination between different DFs throughout the movement. The angle between PCs of the same movement performed on the right and left sides were computed to compare the behavior of the right and left legs. This angle will be referred to as the asymmetry index (Fig. 3.2B). The angle between the first PCs of different movements performed on the right side were calculated in order to investigate the similarities between the synergies used to perform those movements (Fig. 3.2B).

### 3.5 RESULTS

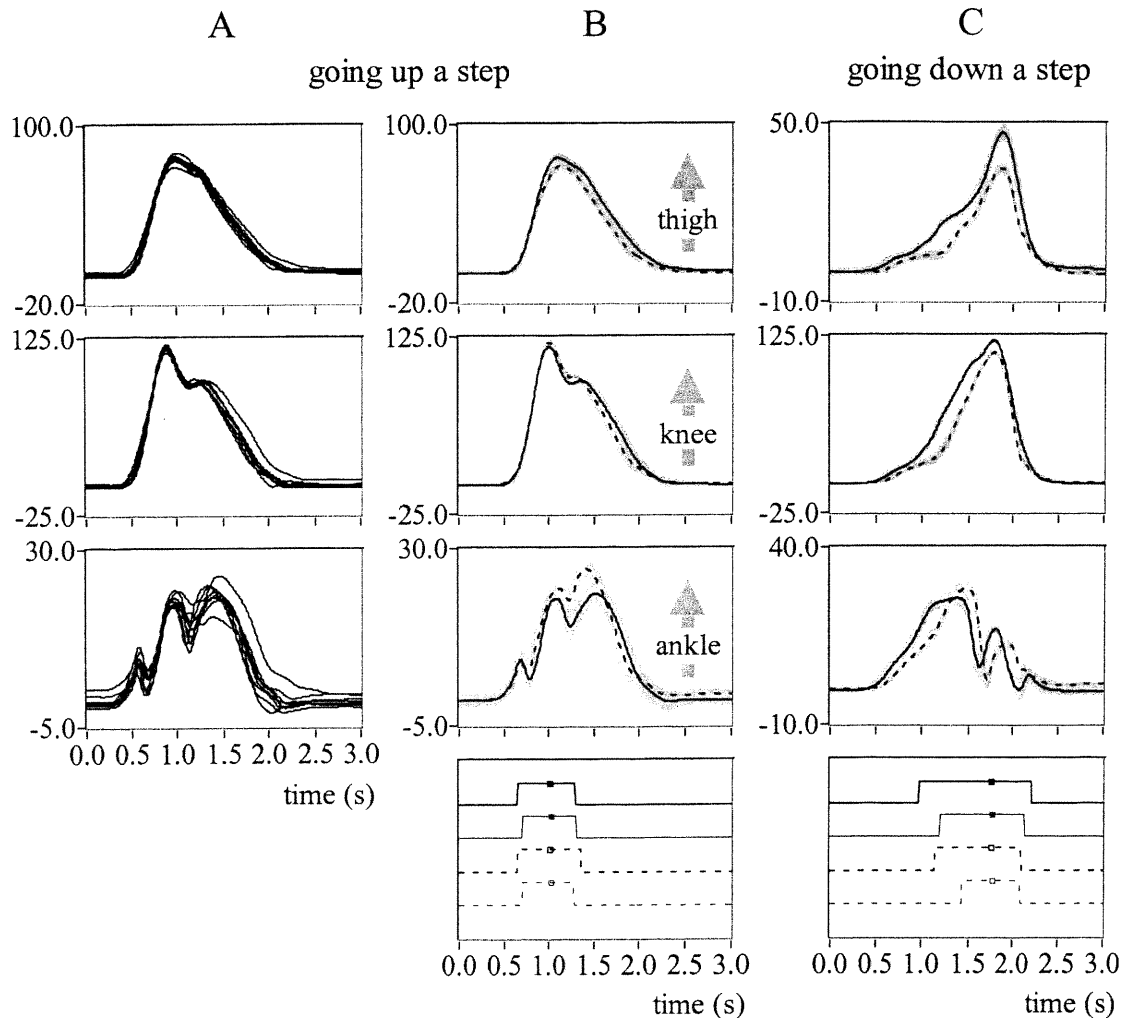
#### 3.5.1 Angular excursions

To approach the problem of multijoint control, we studied interjoint coordination in the lower limbs during eight types of movements. We selected movements requiring different involvement of leg DFs. We used PC analysis to approximate the relationship between DFs by linear functions. We will first describe movements in a qualitative manner. We will emphasize the differences and similarities between different movements.

Thigh, knee, and ankle angular excursions of the leading leg for nine trials of going up a step are shown in Fig. 3.3A. The displacement patterns were different for different DFs, but qualitatively the patterns were similar in different trials and could be averaged (Fig. 3.3B). In Fig. 3.3B, the solid and dotted curves represent averaged movement on the right and left sides respectively, recorded in different trials and superimposed. The bottom panel shows the time when the heel (or fifth metatarsophalangeal joint) is on and off the ground, as well as the time when it reaches its maximum height.

Going up a step consisted basically of flexion followed by extension: flexion in order to bring the foot over the step, and after the foot had attained its maximum height, extension in order to bring the foot in contact with the step and then lift the body. Around the time of foot contact, there was either a small flexion of the knee or a slowing down of the extension. Ankle angular excursion was more complex. Smaller flexion/extension movements were superimposed on the two major flexion/extension movements.

Going down a step (Fig. 3.3C) also consisted basically of flexion followed by extension: flexion of the trailing leg in order to go down the step and then lift the foot from the step, and after the foot had attained its maximum height, extension in order to bring the foot in contact with the ground. Ankle angular excursion was also more complex than that in other DFs while going down a step. Like for going up a step, smaller flexion/extension movements were superimposed on the major extension



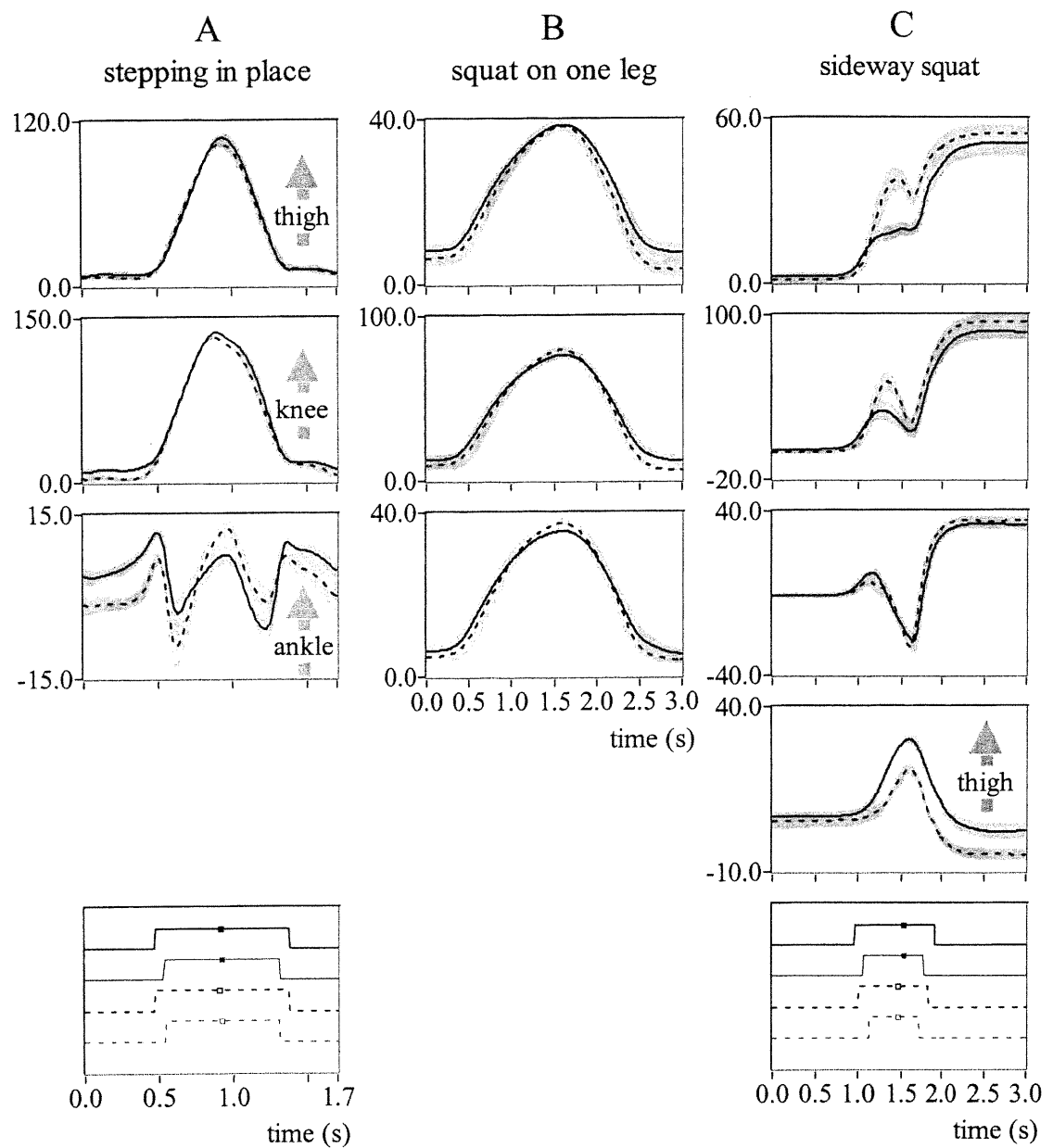
**Fig. 3.3** Angular excursions for going up or down a step for one subject. **A:** Individual movements ( $n=9$ ). **B, C:** Averaged movements. The solid and dotted curves represent movements on the right and left sides, respectively. The gray areas are standard deviations. Arrows show flexion of thigh, knee, and ankle. Bottom panels show the time when the heel (or fifth metatarsophalangeal joint) is on the ground (lowest level of the curve), and off the ground (highest level). Square symbols show the time when the heel (or fifth metatarsophalangeal joint) reaches its maximum height. Like in the panels showing angular displacements, the solid and dotted curves represent data for the right and left sides, respectively. Black and gray curves show data for the heel and fifth metatarsophalangeal joint, respectively.

movement. However, for going up a step, extension lasted 3-4 times longer than flexion, whereas for going down a step the opposite situation occurred.

Stepping in place (Fig. 3.4A) also consisted basically of flexion followed by extension: flexion in order to lift the foot from the ground, and after the foot had attained its maximum height, extension in order to bring the foot in contact with the ground. Ankle angular excursion was also more complex than that in other DFs while stepping in place. Flexion of the thigh and knee was monotonic. However, during that period of time, ankle went through flexion, extension, flexion. Extension of the thigh and knee was also monotonic. Again, during that period of time, ankle went through extension, flexion, extension.

For squatting on one leg (Fig. 3.4B), the movement was also divided into flexion followed by extension: flexion as subjects went down on their legs, and extension as they came back to their initial positions. However, in contrast to going up a step, going down a step, and stepping in place, ankle angular excursion was not more complex than in other DFs during squatting on one leg. Ankle angular excursion pattern was thus similar to that of thigh and knee angular excursions.

Sideway squats (Fig. 3.4C) were divided into preparation during which subjects flexed their joints, transfer during which they extended their joints in order to bring their legs to the side, and landing during which they flexed their joints again. However, thigh angular excursion in the frontal plane was divided into abduction



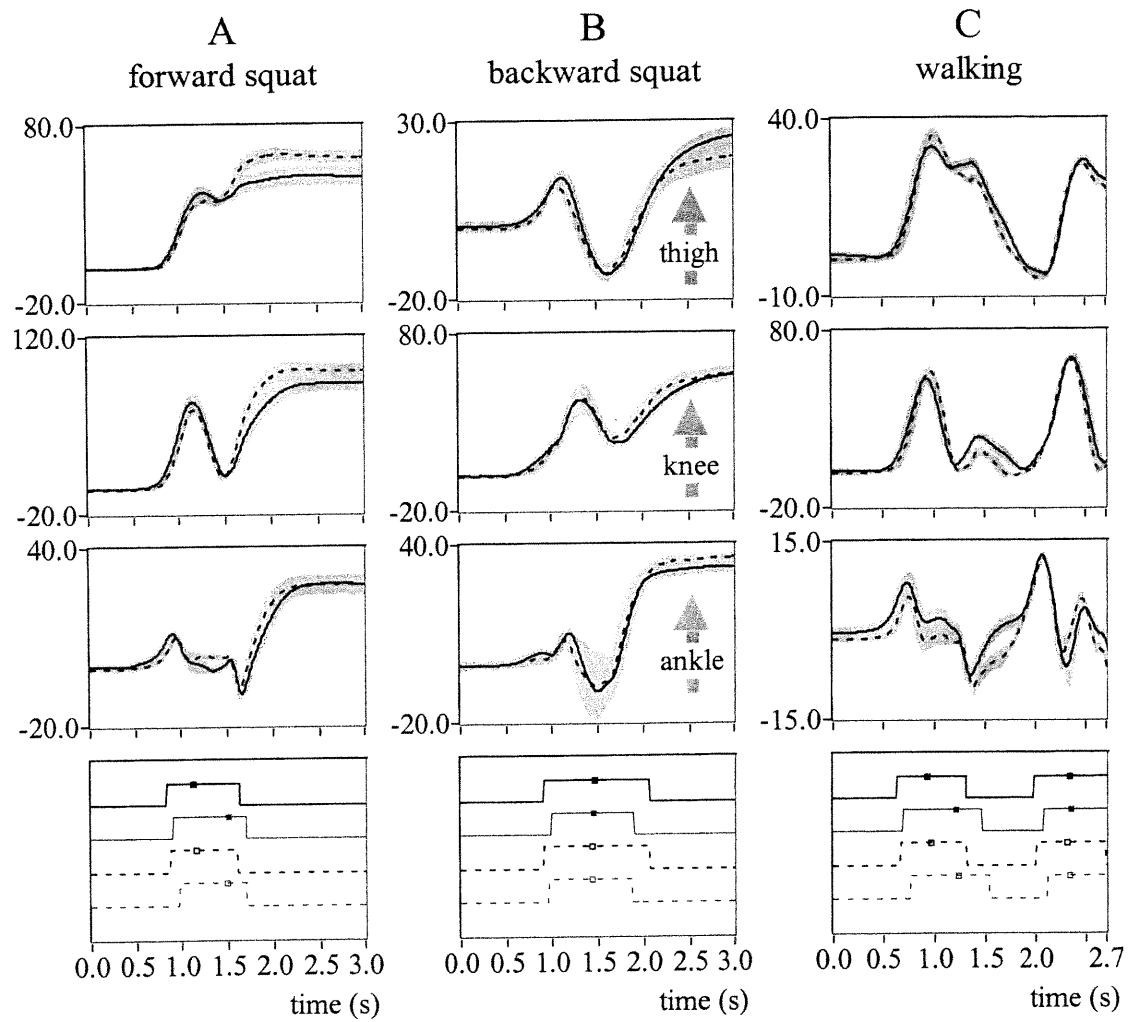
**Fig. 3.4** Averaged angular excursions for stepping in place, squatting on one leg, and squatting sideways for one subject. Line types and symbols as in Fig. 3.3. In A, arrows show flexion of thigh, knee, and ankle, and in C, the arrow shows thigh abduction.

followed by adduction. In some subjects, there was thigh adduction at the beginning of movement. The amplitude of those movements never exceeded  $5^{\circ}$ .

Forward squats (Fig. 3.5A) were also divided into preparation during which subjects flexed their joints, transfer during which they extended their joints in order to bring their legs forward, and landing during which they flexed their joints again. However, thigh extension was not always present during transfer for forward squats. When thigh extension was absent, there was a slowing down of thigh flexion during knee extension.

Backward squats (Fig. 3.5B) were also divided into preparation, transfer, and landing. For some subjects, knee and ankle angular excursions were more complex than for sideway and forward squats. Smaller flexion/extension movements were superimposed on the major flexion movement.

Walking three steps (Fig. 3.5C) was the most complex movement. The first swing phase consisted of flexion followed by extension: flexion in order to lift the foot from the ground, and after the foot had attained its maximum height, extension in order to bring the foot in contact back to the ground. The second swing phase also consisted of flexion followed by extension. However as in the case of many of the other movements, ankle angular excursion was more complex. The stance phase was the most complex. During that phase, knee and ankle joints moved together, the knee flexing as the ankle extended, then the knee extending as the ankle flexed. Thigh angular excursion, however, was monotonic, extending throughout the stance phase.



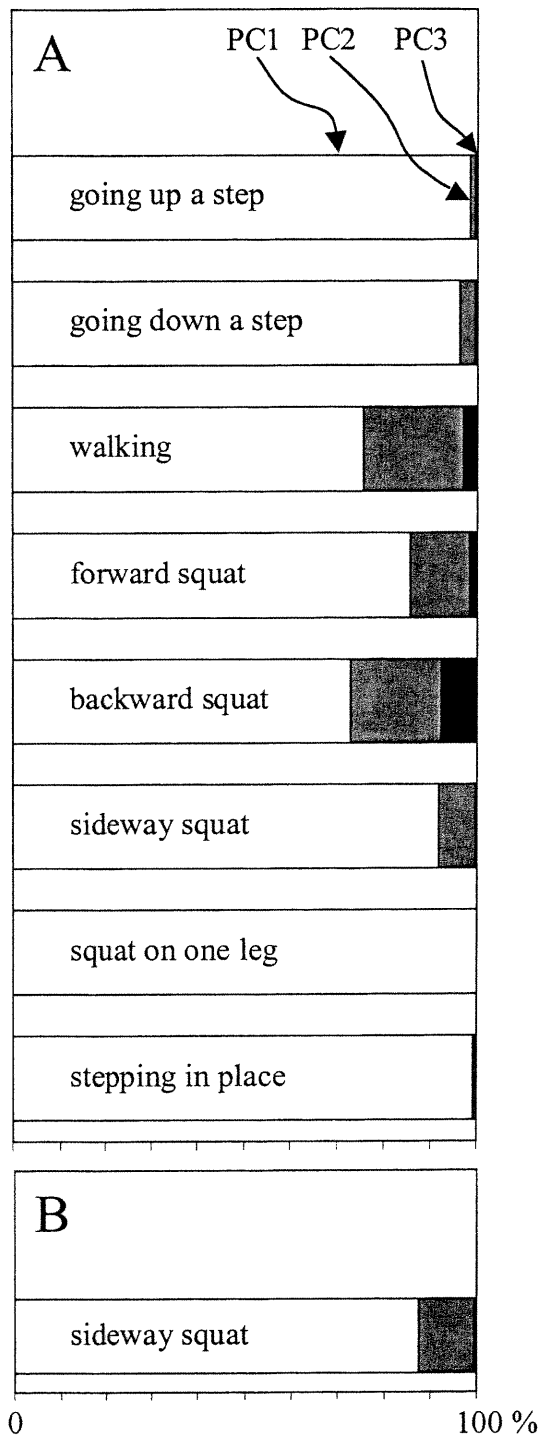
**Fig. 3.5** Averaged angular excursions for forward squats, backward squats, and walking three steps for one subject. Line types and symbols as in Fig. 3.3.

In summary, there were basically two categories of movements. Movements of the first category, which included going up a step, going down a step, squatting on one leg, and stepping in place, were divided into flexion followed by extension. Movements of the second category, which included sideway squats, forward squats, and backward squats, were divided into preparation during which subjects flexed their joints, transfer during which they extended their joints in order to bring their legs sideways, forward, or backward, and landing during which they flexed their joints again. Walking was not included into any category. The two swing phases taken separately were similar to movements of the first category.

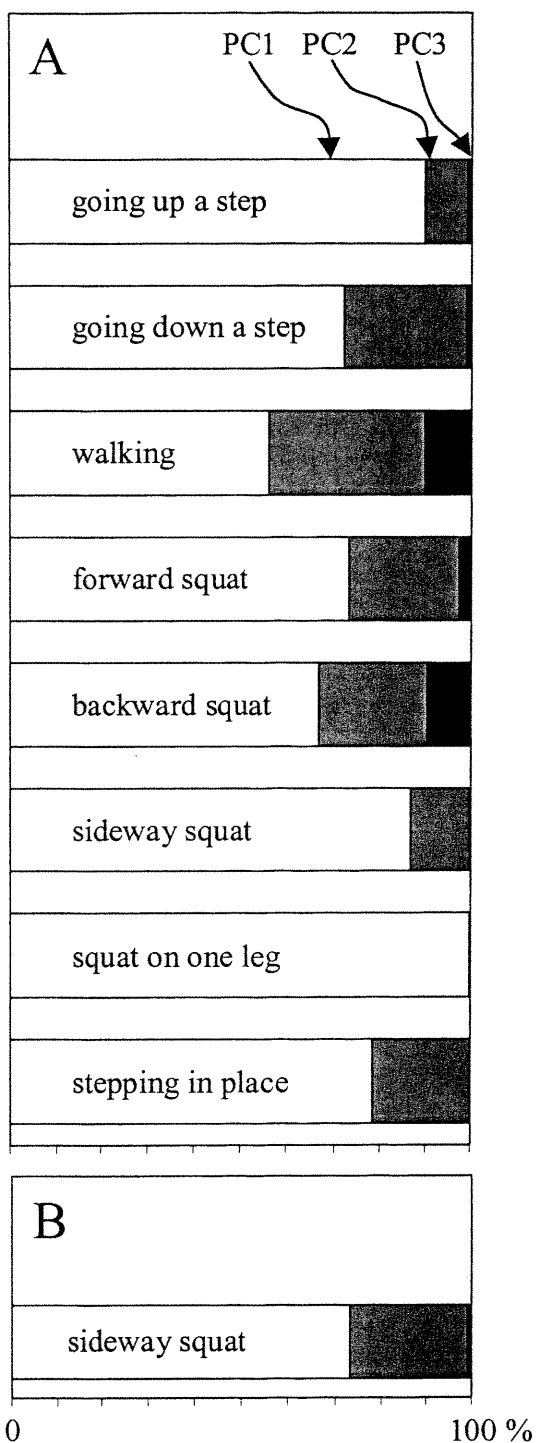
### **3.5.2 Principal component analysis and asymmetry index**

PCs were computed using non-standardized (Fig. 3.6) and standardized (Fig. 3.7) changes in DFs as variables. White, gray, and black areas of the histogram bars show the group average percentage of the movement accounted for by the first, second, and third PCs, respectively. For many movements, two PCs were enough to account for at least 95% of the movement whether non-standardized or standardized changes in DFs were used as variables. However, a smaller amount was explained by the first PC when DFs were standardized because the pattern of angular displacement is lost for DFs that go through small changes when PCs are computed using non-standardized DFs. Thus, PC analysis based on standardized DFs seems more informative in terms of the patterns of interjoint coordination. We therefore chose to present the data obtained using standardized DFs. Fig. 3.8 shows the group average asymmetry index between movements produced with the right and left legs. For this

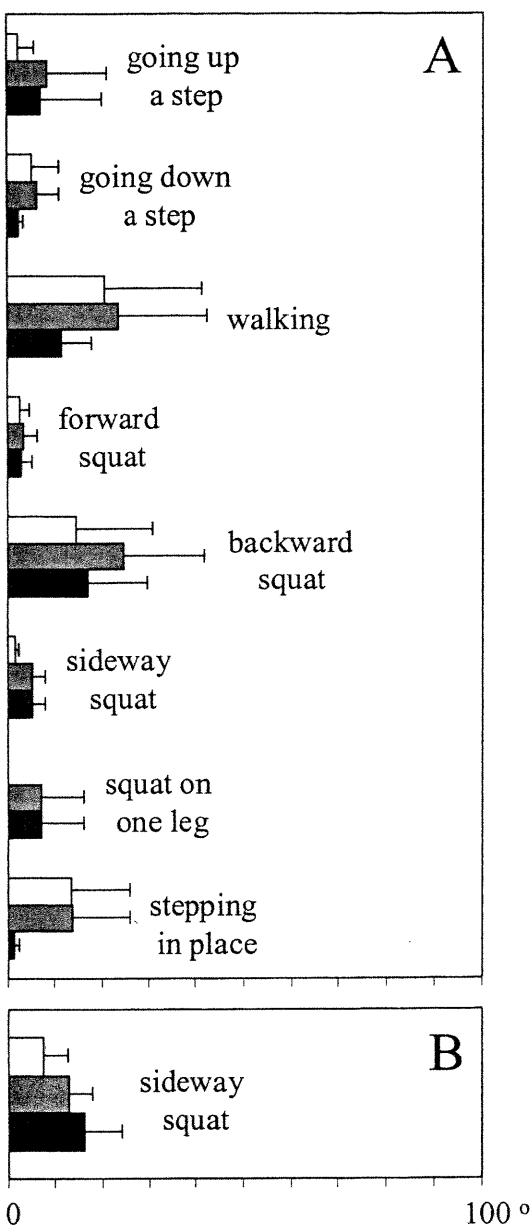




**Fig. 3.6** Group average percent of movement explained by each PC computed using non-standardized DFs. **A:** PCs for three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **B:** PCs for four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. White, gray, and black areas of histogram bars show the amount of movement accounted for by the first, second, and third PCs, respectively.



**Fig. 3.7** Group average percent of movement explained by each PC computed using standardized DFs. **A:** PCs for three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **B:** PCs for four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. White, gray, and black areas of histogram bars show the amount of movement accounted for by the first, second, and third PCs, respectively.



**Fig. 3.8** Group average asymmetry index (angle between vectors representing PCs) for movements produced with the right and left legs. PCs were computed using standardized DFs. **A:** PCs for three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **B:** PCs for four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. White, gray, and black histogram bars show asymmetry index for the first, second, and third PCs, respectively.

analysis, PCs were computed using standardized DFs. White, gray, and black histogram bars show asymmetry index for the first, second, and third PCs, respectively.

For squats on one leg, joints were synchronized. Thus, the first PC explained more than 99% of the movement. Squats on one leg were very similar when generated on the right and the left sides: the asymmetry index for the first PC was  $0.04^\circ$ .

For stepping in place, the joints were also synchronized. Changes in direction of angular displacements occurred at the time when the foot attained its maximum height. However, ankle angular excursion was more complex than thigh and knee flexion/extension. This resulted in the first PC explaining 78% of the movement. Stepping in place was not very similar on the right and left sides: the asymmetry index for the first PC was  $13.5^\circ$ .

Changes in direction did not necessarily occur at the same moment in time for all DFs. For example, during going up or down a step, changes in direction for knee angular excursion occurred when the foot attained its maximum height, whereas changes occurred approximately 100 ms later for thigh angular excursion. Similar to stepping in place, ankle angular excursion was more complex than other DFs. Because of this desynchronization and of the complex pattern of ankle angular excursion, a smaller amount of movement was explained by the first PC: 90% for going up a step, and 72% for going down a step. The asymmetry index for going up and down a step was smaller than  $6^\circ$  for the first PC.

For sideway, forward, and backward squats, changes in direction did not necessarily occur at the same moment in time for all DFs. For sideway and forward squats, the first change in direction occurred first for ankle angular excursion. It was followed by knee, and finally by thigh angular excursions. However the second change in direction was more synchronized. For sideway squats, all DFs went through the second change in direction approximately at the same time. For forward squats, all DFs except ankle angular excursion changed direction approximately at the same time. Ankle angular excursion changed direction approximately 100-150 ms later. For backward squats, the first change in direction occurred first for thigh angular excursion. It was followed by ankle, and later by knee angular excursions. The second change in direction occurred first for ankle angular excursion. The second change in direction was sometimes synchronized for thigh and knee angular excursions and occurred approximately 100-150 ms later.

The desynchronization for squatting movements other than squatting on one leg led to a smaller amount of movement being explained by the first PC. Approximately 86% of movement was explained by the first PC for sideway squats, 73% for forward squats, and 66% for backward squats. The addition of thigh abduction/adduction as a variable for sideway squats decreased the amount of movement explained by the first PC (73%).

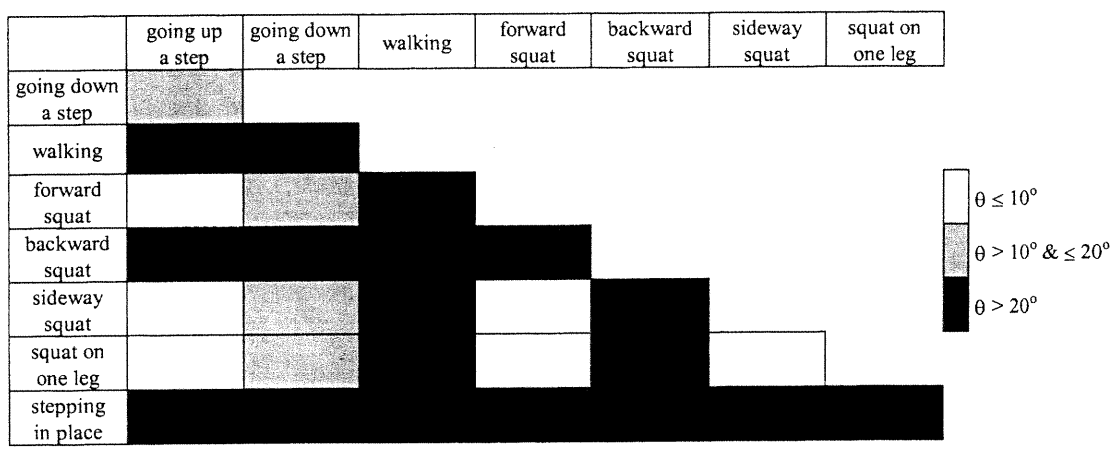
The asymmetry index for the first PC was low for forward and sideway squats ( $< 3^\circ$ ) when three DFs were used as variables. However, for backward squats, it was

much higher ( $14.5^\circ$ ). When thigh abduction/adduction was included as a variable, the asymmetry index went up to  $7.7^\circ$  for sideways squats.

For walking three steps, thigh angular excursion did not change direction as often as knee angular excursion. When thigh angular excursion changed direction, it happened later than for knee angular excursion. Ankle angular excursion was not synchronized with other DFs. Again desynchronization caused the first PC to explain only 56% of the movement. Asymmetry index of the first PC was high for walking ( $20^\circ$ ).

### **3.5.3 Similarities between different movements**

Fig. 3.9 shows the similarity between the first PCs of different types of movements produced on the right side. PCs were computed using standardized changes in DFs. White, gray, and black boxes represent angles smaller than  $10^\circ$ , angles ranging between 10 and  $20^\circ$ , and angles greater than  $20^\circ$ , respectively. The angle between the PCs of some movements was smaller than  $10^\circ$ . Those movements were thus performed using a similar synergy. The principal synergy to go up step and squat forward, to go up step and squat sideways, go up step and squat on one leg, squat sideways and squat on one leg, squat forward and squat sideways, as well as to squat forward and squat on one leg was similar.



**Fig. 3.9** Group average angle between the first PCs of different movements produced on the right side. PCs were computed using three standardized DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. White, gray, and black boxes represent angles smaller than  $10^\circ$ , angles ranging between  $10$  and  $20^\circ$ , and angles greater than  $20^\circ$ , respectively.

## 3.6 DISCUSSION

### 3.6.1 Basic findings

For each movement we studied, the patterns of angular displacement were similar in different trials for a given movement, even though the amplitude of movement varied from trial to trial. Thus, redundancy of DFs did not prevent the nervous system to use a stereotyped interjoint coordination when the movement was repeated.

Squatting on one leg (Fig. 3.4B), going up a step (Fig. 3.3B), going down a step (Fig. 3.3C), and stepping in place (Fig. 3.4A) all consisted basically of flexion followed by extension in all DFs. For going up a step, going down a step, and stepping in place, ankle angular excursion was more complex. For squatting on one leg and stepping in place, all DFs were synchronized. This was not the case for going up or down a step.

Sideway, forward, and backward squatting movements, but not squatting on one leg, consisted of preparation during which subjects flexed their joints, transfer during which they extended their joints in order to bring their legs sideways, forward, or backward, and landing during which they flexed their joints again. Sideway squat was the only movement involving thigh abduction/adduction. For the first change in direction, none of the DFs were synchronized for any of the movements. However, synchronization between DFs was greater for the second change in direction.



Walking three steps (Fig. 3.5C) was the movement for which the relationship between different DFs was most complex. For example, during the stance phase, knee and ankle angular excursions changed direction, while thigh extension was monotonic.

### 3.6.2 Synergies

We used PC analysis to explain the variance-covariance structure of our data. This enabled us to find synergies approximated by linear relationships between changes in different DFs. A similar method was used by Mah et al. (1994) for normal walking and stepping over obstacles, and by Alexandrov et al. (1998) and Vernazza-Martin et al. (1999) for trunk bending movements.

In pointing movements, wrist DFs practically remain unchanged (e.g. Pigeon et al., 2000). Such a 'freezing' strategy was not used with leg DFs in any of the movements evaluated in the present study. Nevertheless, different DFs were not independent but were interrelated, which is described by one or more PCs or vectors in joint space. In our study, it was possible to describe squatting on one leg using only one synergy because during that movement all DFs were synchronized, and the relationship between different DFs was kept constant. This finding is similar to that of Alexandrov et al. (1998) and Vernazza-Martin et al. (1999) who analyzed hip, knee, and ankle angular excursions during forward and backward trunk bendings. Note, however, that in these studies, PC analysis was performed using non-standardized DFs, that may underestimate the role of small changes in DFs (see above), and as a

result mask the presence of additional synergies. Alexandrov et al. (1998) found that one linear synergy could explain more than 99% of the movement for forward trunk bending, and more than 98% for backward bending. Vernazza-Martin et al. (1999) showed that when forward trunk bending was performed with a 10-kg load on the subject's shoulder there was also one linear synergy explaining 99% of the movement. However the relationship between the angles was different for the loaded and the unloaded condition, indicating that the movements were performed using different synergies.

In our study, squatting on one leg was the only movement which could be accounted for by only one synergy. This was not the case for going up a step, going down a step, and stepping in place since ankle angular excursion was more complex than thigh and knee flexion/extension. Also during up-step and down-step movements, DFs were not synchronized. For those movements, the addition of a second synergy was thus necessary to describe the relationship between different DFs. Note that ankle flexion/extension, which had a more complex pattern than other DFs during those movements, had a small angular excursion that would be unnoticed if non-standardized DFs were used for PC analysis. Therefore, had we used non-standardized DFs for the analysis, going up a step, going down a step, and stepping in place would have been described using only one synergy (see Fig. 3.6). Using the standardization technique we were thus able to identify a second PC for those movements.

One PC (synergy) was also not sufficient to describe sideways squats, forward squats, backward squats, and walking. Desynchronization between different DFs for those movements led to a smaller amount of movement being explained by the first PC. Note that not only desynchronization caused the first PC to explain a smaller amount of movement. DFs could be perfectly synchronized, but if the relationship between angular excursions changed through the movement, the first PC could not account for the entire movement, as was the case for squatting movements. For example, during preparation for forward squats, there was flexion of the thigh, knee, and ankle. During transfer, the thigh, knee, and ankle extended. Thigh extension was very small (even absent in some subjects), knee extended almost to its initial position, and ankle extended beyond its initial position. Therefore, the relationship between different DFs was different during preparation and transfer. Synchronization between DFs was poor in walking three steps. Also, the relationship between angular excursions changed during the movement. For some DFs, the relationship changed sign during the movement.

The results we obtained for sideways squats, forward squats, backward squats, and walking are similar to those of Mah et al. (1994) who analyzed normal walking and stepping over obstacles. In their study, at least 91%, and usually 98-99%, of the variation in the eight non-standardized DFs they computed was accounted for by three PCs. In our study, it was always possible to explain at least 97% of squatting sideways and squatting forward, and 90% of walking and squatting backward using two PCs.

### 3.6.3 Asymmetry index

The angle between PCs of the same movement performed on the right and left sides (asymmetry index) was computed to compare the behavior of the right and left legs. For some movements, asymmetry index was smaller than  $10^\circ$ . The nervous system may thus use a similar vector of weights for the relationship between DFs when it produces movements on the right and left sides for those movements. However, asymmetry index could be as high as  $25^\circ$  for the second PC of backward squats. For sideways squats, asymmetry index for the first PC increased from  $1.6^\circ$  to  $7.7^\circ$  when thigh abduction/adduction was added as a variable, indicating that this DF was more variable between sides than other DFs.

### 3.6.4 Different movements, similar synergies

The angle between the first PCs of different movements was computed in order to investigate the similarities between synergies used to produce different movements. Some movements had similar synergies involving thigh, knee, and ankle angular excursions. Similar synergies were found for going up step and squatting forward, going up step and squatting sideways, going up step and squatting on one leg, squatting sideways and squatting on one leg, squatting forward and squatting sideways, squatting forward and squatting on one leg. Note that very different movements such as, for example, going up a step which consists of flexion followed by extension, and squatting sideways which can be divided into preparation, transfer, and finally landing are produced using similar synergies. In this case, the transition

from one movement to the other can be produced by adjusting the parameters determining a common basic synergy.

The same synergy may be used for different movements in order to meet, for example, stability requirements. Most of the movements which were performed using a similar synergy in the present study were initiated by flexing leg joints in order to lift the foot from the ground. Flexion, and subsequent extension, might have been performed using a similar relationship between leg DFs for all the movements as long as the projection of the center of mass on the ground remains in the area of stability. With this constraint, it is still possible to adjust the coordination and jointly vary the amplitudes of all DFs in order to meet task-specific requirements. For example, in going up a step, flexion in the joints was greater in order to bring the foot over the step.

Note that, specific relationship between different DFs may result from the general tendency of the control system to share the task demands between different articulators, within the limits determined by some intrinsic and biomechanical constraints. This strategy is implied by the term 'coordinative structure' (Kelso et al., 1984; Saltzman and Kelso, 1987). Therefore, the synergies described above might be an emergent property of this strategy, not requiring a respective specification at a control level.

In conclusion, for many movements in the present study, two synergies were sufficient to account for more than 95% of DFs angular excursions. Squatting on one

leg could be described using only one synergy (99%). For some movements, the asymmetry index was less than  $10^\circ$ , whereas for other movements it could reach  $25^\circ$ . The nervous system may thus use somewhat different interjoint coordinations while producing movements on the right and left sides. The angle between the first PCs of different movements could be smaller than  $10^\circ$ . There may thus be a common but adjustable basic synergy that is used to produce different movements. This adjustment as well as addition of new synergies provide the transition from one movement to another.

### 3.7 APPENDIX

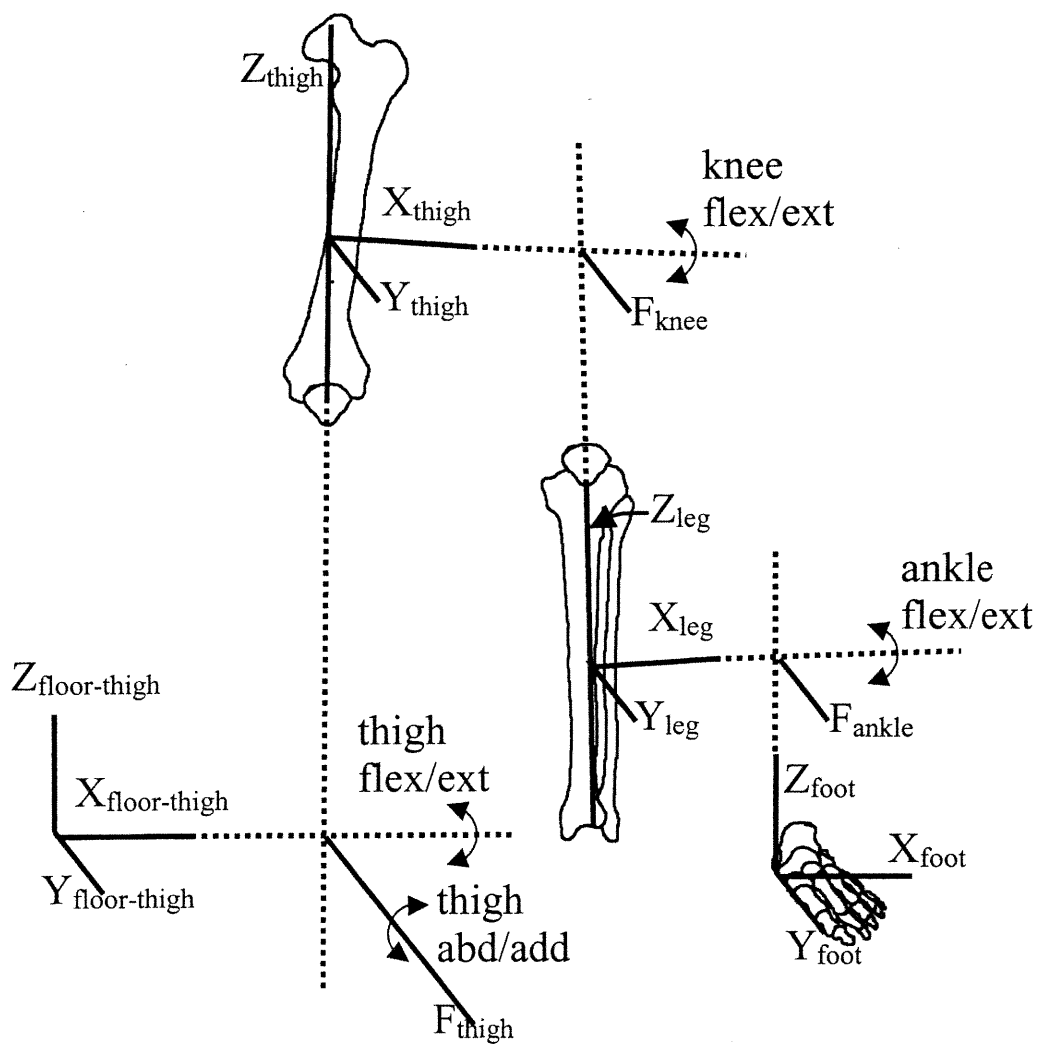
We computed thigh flexion/extension, thigh abduction/adduction, knee flexion/extension, and ankle flexion/extension using the method described by Grood and Suntay (1983), in which each segment is associated with a Cartesian coordinate system (Fig. 3.10).

In the local frame of reference (FR) for the foot, the Z-axis is defined as the normal to the floor (0,0,1) when the subject is standing up. The Y-axis is defined as a vector parallel to the floor and situated in the sagittal plane. The X-axis is perpendicular to the other axes to complete a right-hand coordinate system:

$Y_{\text{foot}} = [(\text{first metatarsophalangeal joint}) - (\text{medial calcaneus})]$  projected on ground

$Z_{\text{foot}} = (0,0,1)$

$X_{\text{foot}} = Y_{\text{foot}} \times Z_{\text{foot}}$



**Fig. 3.10** Coordinate systems for different bony segments used in PC analysis. Arched arrows show rotations about respective axes for different segments.

In the local FR for the lower leg, the Z-axis corresponds to its mechanical, longitudinal axis. It is defined by the bottom point of the patella and the middle point between the medial malleolus and the lateral malleolus. The Y-axis is defined as a vector orthogonal to the longitudinal axis of the lower leg and situated in the sagittal plane. The X-axis is orthogonal to the Z and Y-axes so that all axes represent a right-hand coordinate system:

$$Y_{\text{leg}} = Y_{\text{foot}}$$

$$Z_{\text{leg}} = [(\text{bottom of patella}) - (\text{middle point between lateral and medial malleoli})]$$

projected on the frontal plane

$$X_{\text{leg}} = Y_{\text{leg}} \times Z_{\text{leg}}$$

For the thigh, the femoral mechanical axis (Z-axis) passes through the center of the femoral head and the bottom point of the patella. The other two axes are defined in a way similar to that for the lower leg:

$$Y_{\text{thigh}} = Y_{\text{foot}}$$

$$Z_{\text{thigh}} = [(\text{anterior superior iliac spine}) - (\text{bottom of patella})]$$

projected on the frontal plane and rotated by  $3^\circ$  medially

$$X_{\text{thigh}} = Y_{\text{thigh}} \times Z_{\text{thigh}}$$

Another FR is determined at each instant during the movements, a FR associated with the floor and moving with the thigh:



$$Z_{\text{floor-thigh}} = (0,0,1)$$

$$Y_{\text{floor-thigh}} = Z_{\text{floor-thigh}} \times X_{\text{thigh}}$$

$$X_{\text{floor-thigh}} = Y_{\text{floor-thigh}} \times Z_{\text{floor-thigh}}$$

Three-dimensional angular position between two segments is specified by three independent degrees of freedom: flexion/extension, external/internal rotation, abduction/adduction. Thus, three spatial axes about which the corresponding rotational motions occur are specified. Two of the axes are embedded in the two segments. The third axis is a floating axis; it is the common perpendicular to the body-fixed axes.

At the ankle level, the fixed axes are defined as  $X_{\text{leg}}$  and  $Z_{\text{foot}}$ , at the knee level, as  $X_{\text{thigh}}$  and  $Z_{\text{leg}}$ , and at the thigh level, as  $X_{\text{floor-thigh}}$  and  $Z_{\text{thigh}}$ . The floating axes at each joint are thus defined as:

$$F_{\text{thigh}} = Z_{\text{thigh}} \times X_{\text{floor-thigh}}$$

$$F_{\text{knee}} = Z_{\text{leg}} \times X_{\text{thigh}}$$

$$F_{\text{ankle}} = Z_{\text{foot}} \times X_{\text{leg}}$$

Flexion/extension occurs about the upper segment's fixed axis, external/internal rotation about the lower segment's fixed axis and abduction/adduction about the floating axis. For example at the knee level, flexion/extension occurs about  $X_{\text{thigh}}$ , external/internal rotation about  $Z_{\text{leg}}$ , and abduction/adduction about  $F_{\text{knee}}$  (Fig. 3.10). The sign convention is as follows: flexion

is positive and extension is negative, external rotation is positive and internal rotation is negative; abduction is positive and adduction is negative. When the position of the thigh relative to the floor is computed, the floor coordinate system is considered as the upper segment coordinate system. We considered only thigh flexion/extension, thigh abduction/adduction, knee flexion/extension, ankle flexion/extension, because other angular displacements are very small and therefore very sensitive to errors in the definition of the local FRs.

## **CHAPITRE IV**

---

### **4. ARTICLE II : LA COORDINATION INTERARTICULAIRE DU MEMBRE INFÉRIEUR CHEZ LES PATIENTS AYANT UNE RUPTURE DU LIGAMENT CROISÉ ANTÉRIEUR DE L'ARTICULATION DU GENOU.**

#### **4.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THÈSE**

La redondance articulaire nous permet de choisir entre plusieurs coordinations interarticulaires ainsi qu'entre plusieurs trajectoires vers une même cible. Elle pourrait donc être utilisée pour modifier le mouvement lorsqu'il y a une blessure afin de compenser pour cette dernière. Ceci permettrait de modifier l'amplitude et/ou la direction de la charge imposée à l'articulation blessée.

Cet article répond au deuxième objectif de la thèse : évaluer les synergies utilisées par des sujets ayant une rupture unilatérale du ligament croisé antérieur et les comparer à celles utilisées par des sujets sains. Nous avons comparé l'indice d'asymétrie (angle entre vecteurs représentant les composantes principales du même mouvement exécuté du côté gauche et du côté droit) des patients avec celui des sujets sains. Puisqu'une blessure au genou peut affecter la cinématique de la jambe contralatérale, il est probable que l'indice d'asymétrie ne soit pas augmenté chez les patients. Nous avons donc comparé les synergies des jambes blessées et des jambes intactes des patients à celles des jambes des sujets sains. Afin d'étudier l'effet de la

gravité d'une blessure sur la cinématique nous avons évalué la relation entre l'indice d'asymétrie et le *knee injury and osteoarthritis outcome score*, un questionnaire évaluant la douleur, les symptômes, les activités quotidiennes, les activités sportives et récréatives, ainsi que la qualité de vie.

**Interjoint coordination in lower limbs in patients with a rupture of the  
anterior cruciate ligament of the knee joint**

Nancy St-Onge<sup>1,2,3</sup>, Nicolas Duval<sup>3</sup>, L'Hocine Yahia<sup>2,3</sup>, Anatol G. Feldman<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>Rehabilitation Institute of Montreal, 6300, Darlington ave., Montréal, Qué., Canada, H3S 2J4; <sup>2</sup>GRBB, Polytechnique, P.O. Box 6079, Centre-ville Station, Montréal, Qué., Canada, H3C 3A7; <sup>3</sup>LIO, Notre-Dame Hospital, CHUM, 1560, Sherbrooke St. E., Montréal, Qué., Canada, H2L 4M1; <sup>4</sup>Physiology Department, Montreal University, P.O. Box 6128, Centre-ville Station, Montréal, Qué., Canada, H3C 3J7.

**Keywords** Synergy, interjoint coordination, asymmetry, lower limb kinematics, ACL-deficiency

**Acknowledgements:** The authors would like to thank Dr. T. Heron for helping in recruiting patients. Supported by a research operating grant from Canadian Institutes of Health Research (Canada) and by a grant for graduate students from Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Canada).

Soumis à *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, le 11 mars 2002

## 4.2 ABSTRACT

Previous studies of movement kinematics in patients with a ruptured anterior cruciate ligament (ACL) have focused on changes in angular displacement in a single joint, usually flexion/extension of the knee. In the present study, we investigated the effect of an ACL injury on the overall limb interjoint coordination. We asked healthy and chronic ACL-deficient male subjects to perform eight types of movements: forward squats, backward squats, sideways squats, squats on one leg, going up a step, going down a step, walking three steps, and stepping in place. Depending on movements, we applied principal component (PC) analysis to three up to four degrees of freedom (DFs): thigh flexion/extension, knee flexion/extension, ankle flexion/extension, thigh abduction/adduction. The former three DFs were investigated in all movements. PC analysis identifies linear combinations of DFs. Movements with a fixed ratio between DFs are thus described by only one PC or synergy. PCs were computed for the entire movement as well as for the period of time when the foot was in contact with the ground. For both the control and the injured groups, two synergies (PC vectors) usually accounted for more than 95% of the DFs angular excursions. 95-99% of some movements could be described using only one synergy. Compared to control subjects, injured subjects employed different synergies for going up a step, walking three steps, squatting sideways, and squatting forward, both in the injured and uninjured legs. For going up a step and walking three steps, the effect was usually bilateral. However for squatting sideways and squatting forward, synergies were modified only in the uninjured legs. Going up a step, walking three steps, squatting sideways, and squatting forward may thus be more indicative of injury than other

movements. However, ACL-deficiency did not increase asymmetry (angle between the PCs of the same movement performed on the right and the left sides). This finding together with that of changes in synergies imply that injuries of one knee approximately equally affect the interjoint coordination of both legs. There was also a linear relationship between the asymmetry index for squatting on one leg and the clinical score or the knee injury and osteoarthritis outcome score, a questionnaire assessing five outcomes: pain, symptoms, activities of daily living, sport and recreation function, and knee-related quality of life. Synergies were not only modified in injured subjects, but also rearranged: the percentage of movement explained by the first PC was different for the injured and/or uninjured legs of patients as compared to the legs of the control group for going up a step, going down a step, walking three steps, and squatting forward. We concluded that the analysis of interjoint coordination may be efficient in characterizing motor deficits in people with knee injuries.

### 4.3 INTRODUCTION

The anterior cruciate ligament (ACL) goes from the femur to the tibia in an anteromedial direction (Arnoczky, 1983) and stabilizes anterior displacement and internal rotation of the tibia on the femur (Ahmed et al., 1987; Bach and Hull, 1998; Berns et al., 1992; Butler et al. 1980; Grood et al., 1984; Hsieh and Walker, 1976; Lipke et al., 1981; Markolf et al., 1995; More et al., 1993; Sakane et al., 1997). Therefore, rupture of the ACL often leads to instability of the knee joint. Most studies that have investigated the effect of ACL-deficiency on movement patterns have focused on single-joint kinematics, usually that of the knee joint. However, the knee

is mechanically related with other joints and its injury may have a non-local effect. To estimate these effects, we studied the interjoint coordination (synergies) in the lower limbs during different movements of the body.

Synergies are often identified based on principal component (PC) analysis (Alexandrov et al. 1998b; Mah et al., 1994; Santello et al. 1998; Vernazza-Martin et al. 1999). This method identifies linear coordinations between degrees of freedom (DFs). A synergy involving multiple DFs is thus a unit in which all DFs are controlled as if it were a single joint. A synergy can then be described by a set of ratios relating different DFs and by factors determining the magnitude and direction of the trajectory of the effector. Mah et al. (1994) analyzed PCs in normal walking and stepping over obstacles. At least 91% of the variation in eight DFs was accounted for by three PCs. These movements thus involve three synergies. Alexandrov et al. (1998b) and Vernazza-Martin et al. (1999) have also used PC analysis to define linear synergies. They analyzed hip, knee, and ankle angular excursions during trunk bending. Alexandrov et al. (1998b) found that one linear synergy could explain more than 98% of forward and backward trunk bending. Vernazza-Martin et al. (1999) showed that forward trunk bending performed with a 10-kg load on the shoulders was performed using practically one linear synergy (99%). However the ratio between the angles was different for the loaded and the unloaded conditions, indicating that the synergy changed when the load was added. These data suggest that some movements involving the lower limbs may employ a comparatively small number of synergies.



Synergies employed by the nervous system may be essentially different for different movements. In addition, synergies may be modified or replaced with different synergies in patients with injuries at one or several joints. To address this issue, we analyzed the interjoint coordination in different movements in patients with a rupture of the ACL, using healthy subjects as controls. We hypothesized that interjoint coordination might be modified to compensate for the injury. To test this hypothesis, we applied PC analysis to DFs of the lower limbs during eight types of movements. Since PC analysis deals with the overall behavior of the limb (interjoint coordination) it may be a more sensitive method for identification of modifications caused by ACL-deficiency than the analysis of movement at a single joint. Changes associated with this type of injury are usually small and might be hidden by variations in the performance when movements are analyzed in a single joint. Since synergies defined by PC analysis do not depend on the actual values of joint angles but on their relative changes in time, they may be less sensitive to variations of individual joint angles. We selected movements with different demands on the knee so that they could be produced differently by healthy subjects and patients with an injured knee. We analyzed forward, backward and sideway squats as well as squats on one leg. We also analyzed going up and down a step, walking three steps, and stepping in place. We calculated and analyzed four DFs: thigh flexion/extension and abduction/adduction, knee flexion/extension, ankle flexion/extension.

## 4.4 MATERIALS AND METHODS

### 4.4.1 Subjects

Male subjects ( $n=6$ ,  $27.7 \pm 7.5$  years old) with a symptomatic chronic rupture of the ACL and healthy male subjects ( $n=9$ ,  $25.3 \pm 7.4$  years old) participated in this study. Neither group had back pain problems. The nature of their participation was explained to them and they gave their written consent by signing the forms approved by the institutional Ethics Committee. Healthy subjects had never suffered from leg injuries. For the injured group, rupture of the ACL had occurred at least one year earlier. A complete rupture of the ACL was verified at the time of surgery in five of the subjects. The other subject did not go through surgery. However, he had a 3+ instability with the Lachman test, a 2+ instability with the anterior drawer test, and a 1+ instability with the pivot shift test, also indicating a complete rupture of the ACL. They had never suffered from injury to the contralateral knee. Also, they had never suffered from injury to hips and ankles on either side. Injured subjects were evaluated using the knee injury and osteoarthritis outcome score (KOOS). This is a questionnaire that assesses five outcomes: pain, symptoms, activities of daily living, sport and recreation function, and knee-related quality of life. Each outcome is scored from 0-100, zero representing extreme knee problems. The five outcomes are added to give a score with a maximum value of 500. The mean KOOS score for the group was  $318.6 \pm 103.4$ .

#### **4.4.2 Experimental procedures**

Subjects initially were standing up with their arms behind their back and then performed the movements in that order: 1- going up a step, 2- going down a step, 3- walking three steps, 4- forward squats, 5- backward squats, 6- sideways squats, 7- squats on one leg, and 8- stepping in place. The first seven movements were repeated ten times on the right side and ten times on the left side. Stepping in place was executed only twice for 20-30 s, so that we could record both legs. Squats consisted of lifting one leg, moving it forward, backward or sideways; and transferring body weight on it without lifting the other leg from the floor. Squats on one leg consisted of standing on one leg and moving the body down and up, by first flexing and then extending the lower limb joints. In going up a step, subjects put the leg that was being recorded on a step and lifted the body up in order to bring the opposite leg on the step. In going down a step, subjects moved from standing on a step to standing on the floor, initiating the movement with the leg that was not being recorded. In walking three steps, subjects started walking with the leg that was being recorded. Note that stepping in place was analyzed in four injured subjects, and that squatting on one leg was analyzed in eight control and five injured subjects due to recording problems that occurred during experimentation.

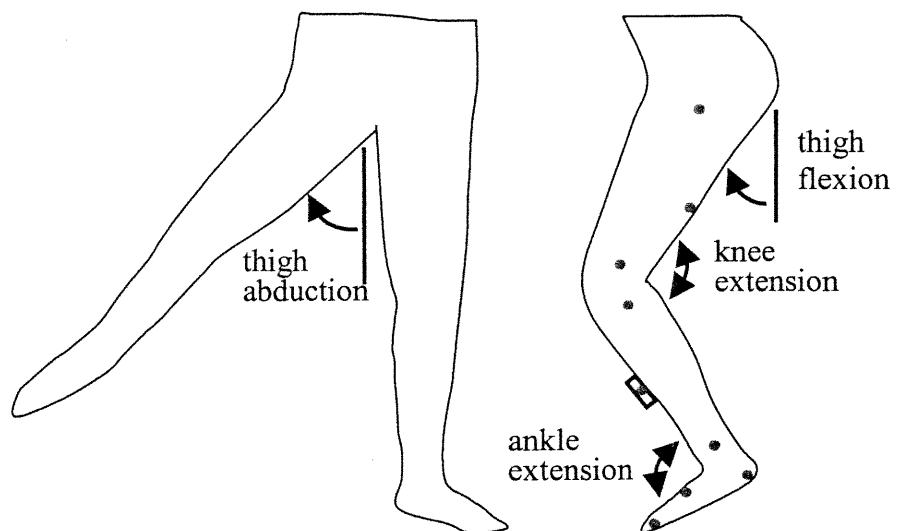
#### **4.4.3 Data recording**

Movement kinematics was recorded using an Optotrak system (three cameras, sampling rate 100 Hz). In order to record the three-dimensional position of each

segment (thigh, lower leg, foot), three infrared light-emitting diodes were placed on each of them in a triangular shape (Fig. 4.1). Six calibration points (bony landmarks) were recorded using a digitizing pointer in order to define a coordinate system for each segment: first metatarsophalangeal joint, medial calcaneus, medial malleolus, lateral malleolus, bottom point of patella, anterior superior iliac spine. Calibration points were digitized with the subject standing in the upright position with his feet pointing forward and positioned approximately 15 cm apart. The coordinates of markers were recorded while the person was in the same position. These calibration procedures allowed us to determine the motion of the local coordinate systems in an external (motionless) frame of reference (FR) and compute the changes in each DF of the leg during the movement.

#### **4.4.4 Data analysis**

Kinematic data were analyzed using Labview software (National Instruments). After interpolating data for occasionally missing markers, the data were filtered (fourth order Butterworth filter, 8-Hz cut-off frequency). They were filtered twice, once in each direction, in order to exclude a delay. Movements that had more than five successive missing markers were excluded from the analysis (approximately 8%). The markers positions were then used to compute changes in four DFs (Fig. 4.1): thigh flexion/extension, thigh abduction/adduction, knee flexion/extension, ankle flexion/extension, as defined by the method described by Grood and Suntay (1983), in which each segment is represented by a Cartesian coordinate system.



**Fig. 4.1** Position of markers and measured degrees of freedom (DFs). Three markers (infrared light-emitting diodes, filled circles) were placed on each leg segment in a triangular shape.

In the local FR for the foot, the Z-axis is defined as the normal to the floor (0,0,1) when the subject is standing up. The Y-axis is defined as a vector parallel to the floor and situated in the sagittal plane. The X-axis is a vector defined such that all the axes represent a right-hand coordinate system:

$Y_{\text{foot}} = [(\text{first metatarsophalangeal joint}) - (\text{medial calcaneus})]$  projected on ground

$Z_{\text{foot}} = (0,0,1)$

$X_{\text{foot}} = Y_{\text{foot}} \times Z_{\text{foot}}$

In the local FR for the lower leg, the Z-axis corresponds to its mechanical, longitudinal axis. It is defined by the bottom point of the patella and the middle point between the medial malleolus and the lateral malleolus. The Y-axis is defined as a vector orthogonal to the longitudinal axis of the lower leg and situated in the sagittal plane. The X-axis is orthogonal to the Z and Y-axes so that all axes represent a right-hand coordinate system:

$Y_{\text{leg}} = Y_{\text{foot}}$

$Z_{\text{leg}} = [(\text{bottom of patella}) - (\text{middle point between lateral and medial malleoli})]$   
projected on the frontal plane

$X_{\text{leg}} = Y_{\text{leg}} \times Z_{\text{leg}}$

For the thigh, the femoral mechanical axis (Z-axis) passes through the center of the femoral head and the bottom point of the patella. The other two axes are defined in a way similar to that for the lower leg:

$$Y_{\text{thigh}} = Y_{\text{foot}}$$

$Z_{\text{thigh}}$  = [(anterior superior iliac spine) - (bottom of patella)] projected on the frontal plane and rotated by  $3^\circ$  medially

$$X_{\text{thigh}} = Y_{\text{thigh}} \times Z_{\text{thigh}}$$

Another FR is determined at each instant during the movements, a FR associated with the floor and moving with the thigh:

$$Z_{\text{floor-thigh}} = (0,0,1)$$

$$Y_{\text{floor-thigh}} = Z_{\text{floor-thigh}} \times X_{\text{thigh}}$$

$$X_{\text{floor-thigh}} = Y_{\text{floor-thigh}} \times Z_{\text{floor-thigh}}$$

Three-dimensional angular position between two segments is specified by three independent DFs: flexion/extension, external/internal rotation, abduction/adduction. Thus, three spatial axes about which the corresponding rotational motions occur are specified. Two of the axes are embedded in the two segments. The third axis is a floating axis; it is the common perpendicular to the body-fixed axes.

At the ankle level, the fixed axes are defined as  $X_{\text{leg}}$  and  $Z_{\text{foot}}$ , at the knee level, as  $X_{\text{thigh}}$  and  $Z_{\text{leg}}$ , and at the thigh level, as  $X_{\text{floor-thigh}}$  and  $Z_{\text{thigh}}$ . The floating axes at each joint are thus defined as:

$$F_{\text{thigh}} = Z_{\text{thigh}} \times X_{\text{floor-thigh}}$$

$$F_{\text{knee}} = Z_{\text{leg}} \times X_{\text{thigh}}$$

$$F_{\text{ankle}} = Z_{\text{foot}} \times X_{\text{leg}}$$

Flexion/extension occurs about the upper segment's fixed axis, external/internal rotation about the lower segment's fixed axis and abduction/adduction about the floating axis. For example at the knee level, flexion/extension occurs about  $X_{\text{thigh}}$ , external/internal rotation about  $Z_{\text{leg}}$ , and abduction/adduction about  $F_{\text{knee}}$ . The sign convention is as follows: flexion is positive and extension is negative, external rotation is positive and internal rotation is negative; abduction is positive and adduction is negative. When the position of the thigh relative to the floor is computed, the floor coordinate system is considered as the upper segment coordinate system. We considered only thigh flexion/extension, thigh abduction/adduction, knee flexion/extension, and ankle flexion/extension because other angular displacements are very small and therefore very sensitive to errors in the definition of the local FRs.

We estimated heel and fifth metatarsophalangeal displacements using the vertical component of markers positioned on the lateral calcaneus and on the side of the fifth metatarsophalangeal joint, respectively. For each type of movement, angular displacements as well as heel and metatarsophalangeal displacements were averaged across trials. Displacements in each trial were aligned according to knee flexion/extension angular velocity best cross-correlation before averaging. The beginning of angular displacements of the averaged curves was defined as the instant



when the velocity exceeded 5% of its maximum, and the end when it decreased below 5% of its maximum. Heel and fifth metatarsophalangeal joint were considered leaving the ground when their respective velocities reached 5% of their maxima, and landing on the ground after they decreased below 5% of their maxima.

#### **4.4.5 Principal component analysis**

PC analysis is concerned with explaining the variance-covariance structure through a few linear combinations of the original variables (Johnson and Wichern, 1988). Geometrically, these linear combinations represent the selection of a new coordinate system obtained by rotating the original system with the variables as the coordinate axes. The new axes represent the directions with maximum variability. Mathematically, PCs are defined as the eigenvectors of the variables covariance matrix. The eigenvalues of the variables covariance matrix represent the weight of each component. Note that PCs accounting for less than 1% of the movement were not analyzed. In the present study, PC analysis was applied to joint DFs. For each type of movement, PCs were found by determining the linear combination of DFs explaining the maximal fraction of data variance. We computed PCs using averaged DFs as variables. For all the movements, PCs were computed using only thigh flexion/extension, knee flexion/extension, and ankle flexion/extension as variables. For sideways squats, PCs were also computed using the four DFs: thigh flexion/extension, knee flexion/extension, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. PCs were computed from beginning to end of movement, and also for the period during which the foot was in contact with the ground. PCs were

computed using non-standardized as well as standardized DFs as variables. DFs were standardized in the following way:

$$q_i(t) = [p_i(t) - \bar{p}_i] / \sigma_i$$

where  $q_i(t)$  is the  $i^{\text{th}}$  standardized DF at time  $t$ ,  $p_i(t)$  is the  $i^{\text{th}}$  non-standardized DF at time  $t$ ,  $\bar{p}_i$  is the average of the  $i^{\text{th}}$  non-standardized DF,  $\sigma_i$  is the standard deviation of the  $i^{\text{th}}$  non-standardized DF. When non-standardized DFs are used as variables, DFs with smaller displacements are less important for the determination of PCs. However, when standardized DFs are used as variables, all DFs have equal importance and the determination of PCs depends on timing between DFs, as well as on the pattern of coordination between different DFs throughout the movement. The angle between the components of the same movement performed on the right and the left sides was computed to compare the behavior of the right and left legs. This angle will be referred to as the asymmetry index.

#### 4.4.6 Statistics

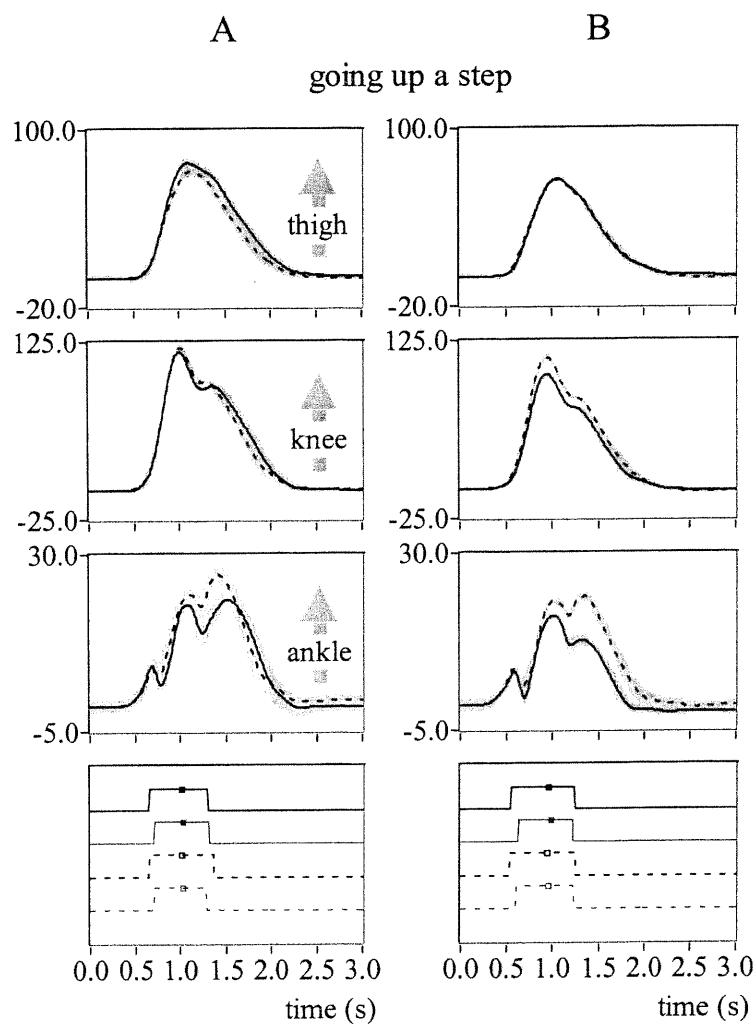
Comparisons between the healthy and injured groups were made using Student's  $t$ -tests. Hotelling's  $T^2$ -tests were used to compare vectors representing PCs between and within groups. For the injured group, correlations between the asymmetry index and the KOOS score were calculated using Pearson's product-moment statistics. A level of  $p < 0.05$  was chosen for statistical significance.

## 4.5 RESULTS

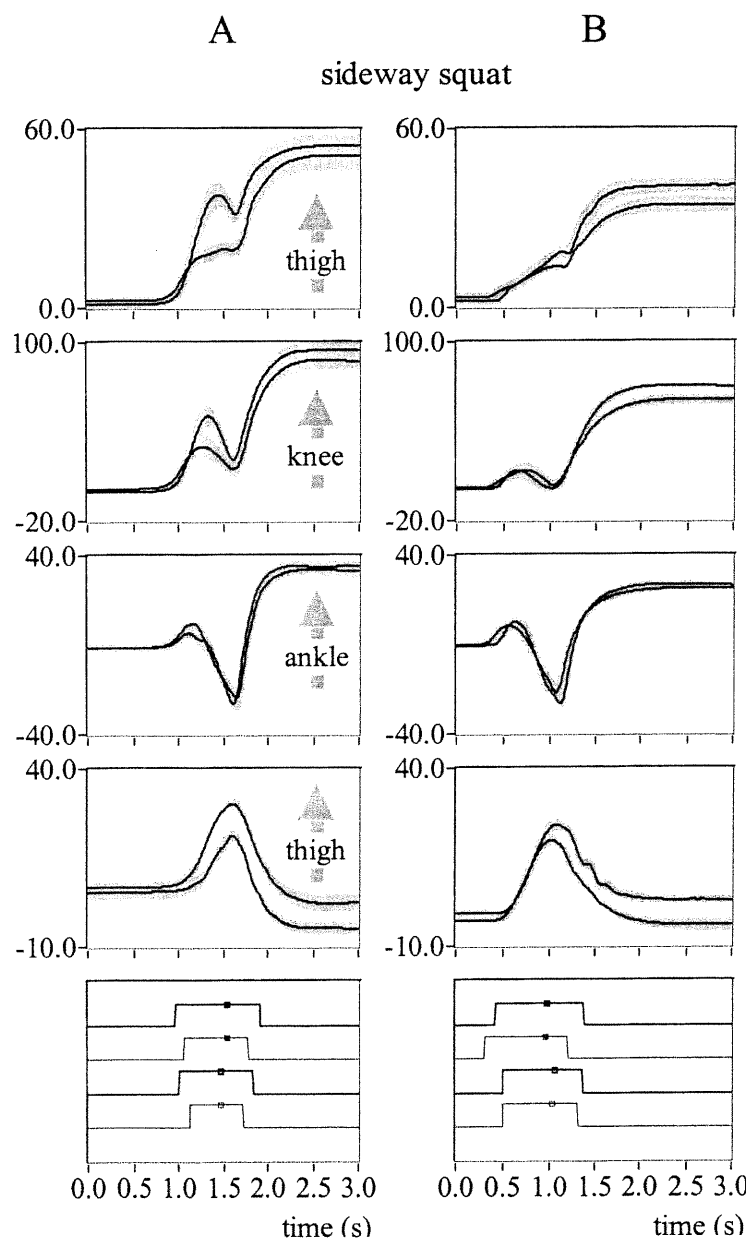
### 4.5.1 Qualitative description of movement patterns

Such movements as going up a step, going down a step, squatting on one leg, and stepping in place basically consisted of two phases as illustrated for going up a step for one control and one injured subject (Fig. 4.2, left and right panels, respectively). The movement started with a flexion of all joints, followed by extension. However, for going up a step and going down a step, smaller flexion/extension movements were superimposed on the two major flexion/extension phases of ankle angular excursion. For stepping in place, ankle angular excursion was also more complex than that in other DFs. During flexion of the thigh and knee, the ankle went through flexion, extension, flexion. Also, during extension of the thigh and knee, the ankle went through extension, flexion, extension. For squatting on one leg and stepping in place, all DFs were synchronized. For stepping in place, changes in the direction of angular displacements occurred at the time when the foot attained its maximum height. However, this was not the case for going up or down a step. For going up or down a step, changes in direction of knee motion occurred when the foot attained its maximum height, whereas changes occurred approximately 100 ms later for thigh angular excursion.

Such movements as sideways squats, forward squats, and backward squats basically consisted of three phases as illustrated for squatting sideways for one control and one injured subject (Fig. 4.3). The movement started with a preparatory phase



**Fig. 4.2** Averaged angular excursions for going up a step for a control subject (A) and an injured subject (B). The solid and dotted curves represent movements on the right and left sides, respectively for control subjects, and injured and uninjured sides, respectively for anterior cruciate ligament-deficient group. The gray areas are standard deviations. Arrows show flexion of thigh, knee and ankle. Bottom panels show the time when the heel (or fifth metatarsophalangeal joint) is on the ground (lowest level of the curve), and off the ground (highest level). Square symbols show the time when the heel (or fifth metatarsophalangeal joint) reaches its maximum height. Black and gray curves show data for the heel and fifth metatarsophalangeal joint, respectively.



**Fig. 4.3** Averaged angular excursions for squatting sideways for a control subject (A) and an injured subject (B). Line types and symbols as in Fig. 4.2. Arrows show flexion of knee and ankle. In the top panel, arrow shows thigh flexion, whereas in the fourth panel, it shows thigh abduction.

during which subjects flexed their joints. In the next transfer phase, they extended their joints in order to bring their legs sideways, in front, or backward. In the landing phase, they flexed their joints again, likely yielding to the weight of the body. Sideway squat was the only movement involving thigh abduction/adduction. During the first reversal in direction, DFs were not synchronized for squatting movements. For sideway and forward squats, change in direction occurred first at the ankle. It was followed by knee, and finally by thigh excursion. For backward squats, change in direction occurred first at the thigh. It was followed by ankle, and later by knee angular excursion. However, the second change in direction was more synchronized. For sideway squats, the second changes in direction at all DFs occurred approximately simultaneously. For forward squats, only the ankle joint was not synchronized with the other DFs. Change in the direction at this joint occurred approximately 100-150 ms later than in the other DFs. For backward squats, the second change in direction occurred first for ankle angular excursion. The second changes in direction were sometimes synchronized for the thigh and knee excursions but occurred approximately 100-150 ms later.

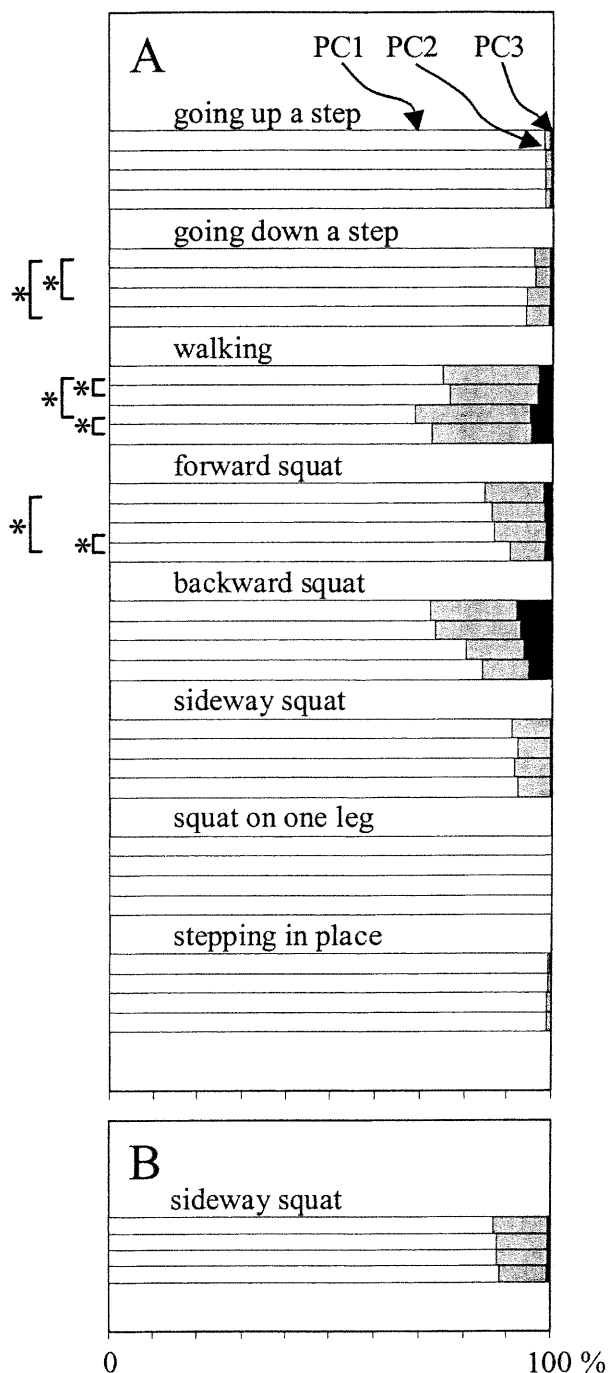
Walking three steps was different from other movements. The two swing phases consisted basically of flexion followed by extension, similar to going up a step, going down a step, squatting on one leg, and stepping in place. The stance phase was more complex. During that phase, the knee and ankle joint moved together, the knee flexed as the ankle extended, then the knee extended as the ankle flexed. The thigh, however, monotonically extended during stance phase.

#### 4.5.2 Principal component analysis

*PC content.* PCs were computed using non-standardized (Fig. 4.4) and standardized (Fig. 4.5) changes in DFs as variables (see Methods). White, gray, and black bars in each panel show, for each movement, the PC content, i.e. the percentage of motion accounted for by different PCs, for the first (PC1), second (PC2), and third (PC3) principal components, respectively. Two upper bars show data for the right and left legs of control subjects, and the two lower bars show data for the injured and uninjured legs of the patients.

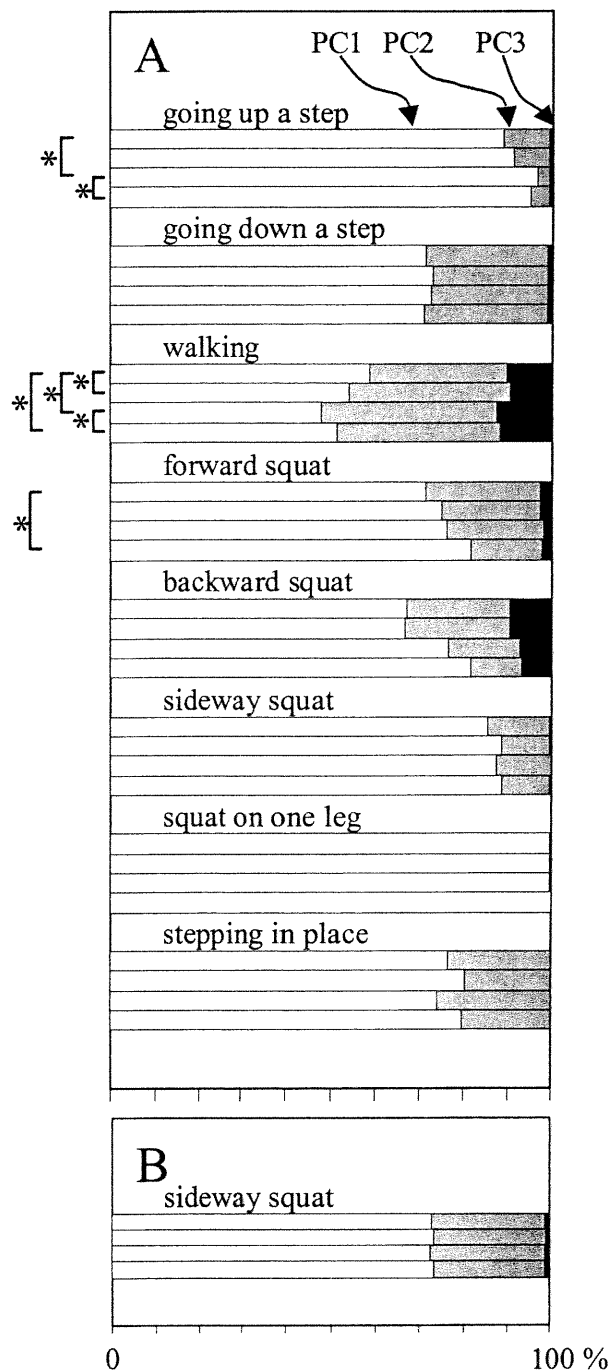
For both groups, when non-standardized changes in DFs were used to compute PCs, PC1 explained at least 95% of going up a step, squatting on one leg, and stepping in place. For the other movements, except backward squats, two components taken together (PC1 and PC2) were always sufficient to explain at least 95% of the movement.

Computations based on standardized changes in DFs were more efficient in revealing patterns characterized by small changes in DFs. For most movements, a smaller amount of motion was thus explained by the first PC when standardization was applied. Squatting on one leg was the only movement for which the method of PC computation made no difference, probably because movement in all DFs showed a similar pattern. A substantial percentage of movement (95% for going up a step, going down a step, forward squats, sideways squats, squats on one leg, stepping in place) could still be explained by only two PCs.



**Fig. 4.4** Group average percent of movement explained by each principal component (PC) computed using non-standardized DFs. **A:** PCs for three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **B:** PCs for four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. White, gray, and black areas of histogram bars show the amount of movement accounted for by the first, second, and third PCs, respectively. Two upper bars show data for the right and left legs of control subjects, and the two lower bars show data for the injured and uninjured legs of the patients. Asterisks show significant differences ( $p < 0.05$ ) between first PCs.





**Fig. 4.5** Group average percent of movement explained by each PC computed using standardized DFs. **A:** PCs for three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **B:** PCs for four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. Line types and symbols as in Fig. 4.4.

The mean difference in terms of the PC content for the left and right legs was always less than 6%, both in control and injured subjects. The difference between the injured and the non-injured sides in the patients was not statistically different ( $p > .05$ ) from the difference between both sides in control subjects.

We compared the PC content for PC1 within groups (movements of the right vs left legs of control subjects, and injured vs uninjured legs of patients) as well as between groups (movements of the injured and uninjured legs of patients vs legs of control subjects). Movements for which the difference was significant ( $p < 0.05$ ) are marked in Figs. 4.4 and 4.5 with asterisks. Differences were found for going up a step, going down a step, walking three steps, and squatting forward. For walking three steps, the PC content in the injured legs differed from those in the legs of control subjects. The PC content in the right and left legs of control subjects was also different. However, the differences for the injured legs compared to legs of the control group were more significant than those between the left and right legs of the control group ( $p = 0.008$  vs  $p = 0.038$  when changes in DFs were not standardized,  $p = 0.0002$  vs  $p = 0.007$  when changes in DFs were standardized).

PCs were computed for different movements for the period of time when the foot was in contact with the ground. The amount of movement explained by the first PC was always greater than 92% when changes in DFs were not standardized. For most movements it could explain 99% of the movement. Again, standardizing changes in DFs diminished the amount of movement explained by the first PC. However, for most movements it was still possible to explain more than 90% of the

movement with the first PC. There were no significant differences ( $p > 0.05$ ) between groups for the difference in PC content between both sides. Again, when the PC content for the first PCs was compared within groups as well as between groups, differences were revealed. There was a difference ( $p < 0.05$ ) between injured legs and legs of the control group for going up a step and for walking three steps when non-standardized changes in DFs were analyzed. Note however that the difference for going up a step was only 0.2%. When standardized changes in DFs were used for PC analysis, there was a difference ( $p < 0.05$ ) between injured legs and legs of the control group for going up a step as well as between uninjured legs of the patients and legs of the control group for walking three steps. Note that for going up a step there was a difference in terms of PC content not only between injured legs and legs of the control group but also between the right and left legs of the control group.

*Vector analysis.* PC vectors were compared within groups (movements of the right vs left legs of control subjects, and injured vs uninjured legs of patients) as well as between groups (movements of the injured and uninjured legs of patients vs legs of control subjects). We computed the coordinates of each PC vector as well as the angle between mean PC vectors (Table 4.I).

When non-standardized changes in thigh, knee, and ankle flexion/extension were used as variables, injury modified the coordinates of PC vectors for going up a step and walking three steps. For going up a step, only the first PC was modified, whereas for walking three steps the first, second, and third PCs were modified. The first PC vector for going up a step as well as the first and second PC vectors for

A	movement	PC	angle (deg)			
			contralateral vs right	injured vs right	right vs left	contralateral vs injured
	going up	PC1	2.9 *	3.8 *	2.1	1.0
	a step	PC2	7.7	10.3	10.8	2.6
		PC3				
	going down	PC1	2.2	2.9	0.9	0.7
	a step	PC2	3.3	5.6	7.0	2.4
		PC3				
	walking	PC1	8.0 *	10.3 *	3.9	2.4
		PC2	7.7 *	9.2 *	4.3	1.8
		PC3	4.7	5.1 *	4.5	0.9
	forward	PC1	4.5	2.9	0.8	1.7
	squat	PC2	5.1	4.0	4.0	1.6
		PC3				
	backward	PC1	14.4	14.4	2.8	8.6
	squat	PC2	31.8	28.7	17.7	4.5
		PC3				
	sideway	PC1	2.9	5.3	1.2	2.5
	squat	PC2	9.7	6.5	0.8	12.4
		PC3				
	squat on one leg	PC1	2.2	2.8	0.9	0.7
		PC2				
		PC3				
	stepping	PC1	1.2	0.7	1.1	0.8
	in place	PC2				
		PC3				

B	movement	PC	angle (deg)			
			contralateral vs right	injured vs right	right vs left	contralateral vs injured
	sideway	PC1	3.4	5.2	1.7 *	3.3
	squat	PC2	6.3	5.3	4.4	7.5
		PC3				

C	movement	PC	angle (deg)			
			contralateral vs right	injured vs right	right vs left	contralateral vs injured
	going up	PC1	1.5 *	1.6 *	2.5	0.0
	a step	PC2				
		PC3				
	going down	PC1	3.5	3.8	1.2	0.4
	a step	PC2				
		PC3				
	walking	PC1	14.6 *	17.9 *	9.8	3.3
		PC2				
		PC3				
	forward	PC1	3.3	3.9	0.8	1.0
	squat	PC2				
		PC3				
	backward	PC1	1.8	2.1	6.6	2.1
	squat	PC2				
		PC3				
	sideway	PC1	2.5	2.6	0.5	2.8
	squat	PC2				
		PC3				

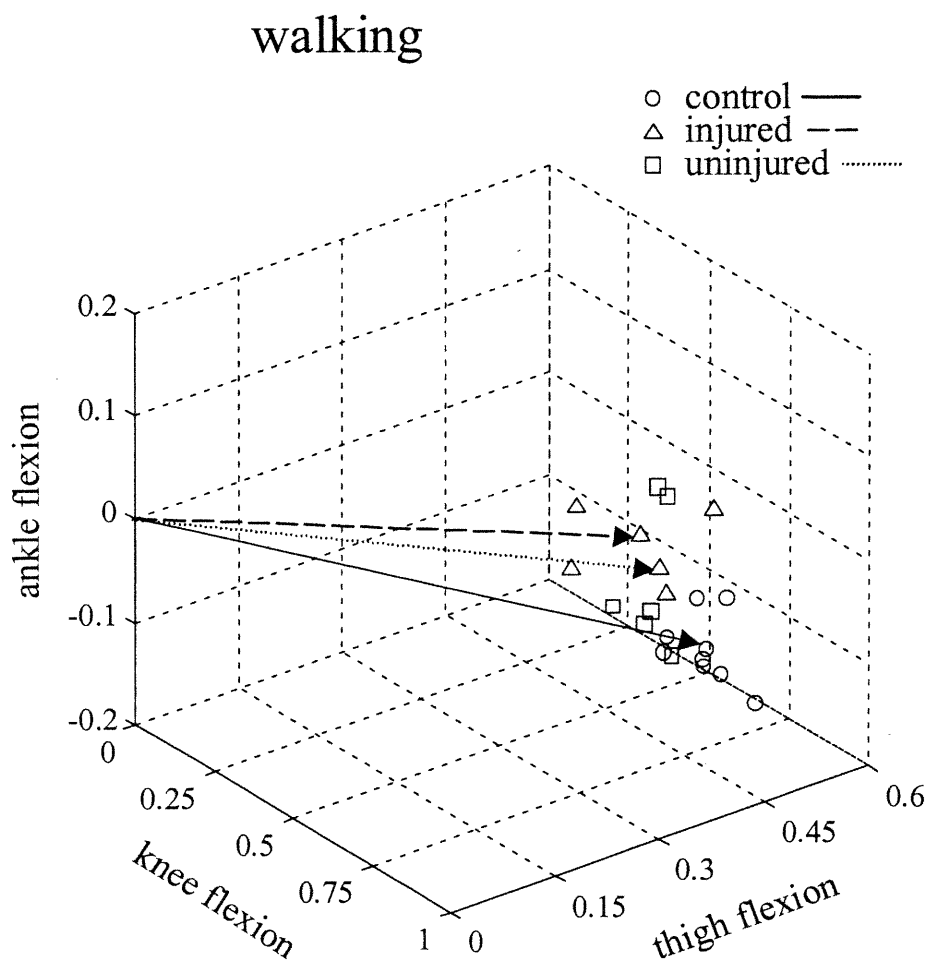
D	movement	PC	angle (deg)			
			contralateral vs right	injured vs right	right vs left	contralateral vs injured
	sideway	PC1	5.9 *	4.3	1.3	3.3
	squat	PC2				
		PC3				

**Table 4.I** Angle between mean non-standardized PCs. **A:** PCs for entire duration of movement and three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **B:** PCs for entire duration of movement and four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. **C:** PCs for contact time period and three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **D:** PCs for contact time period and four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. Injured = injured legs; contralateral = uninjured legs of patients, right = right legs of control group; left = left legs of control group. Asterisks show significantly different PCs ( $p < 0.05$ ). Note that PCs not representing at least 1% of the movement for all the subjects were not analyzed and are not shown in the table.

walking three steps in the injured and uninjured legs of patients were different compared to the respective PC vectors in control subjects ( $p < 0.05$ ), as illustrated for the first PC vectors for walking three steps in Fig. 4.6. However, those PC vectors were the same in the injured and uninjured legs in patients. The third PC vector for walking three steps in the injured legs was different from that in the legs of the control group ( $p < 0.05$ ) but there was no difference between the third PC vector for walking three steps in uninjured legs of the patients and that in the control group.

During the stance phase of going up a step and walking three steps, PC vectors in legs of patients and control subjects also differed. The first PC vector for going up a step as well as the first PC vector for walking three steps in the injured and uninjured legs of the patients were different from those in the legs of the control group ( $p < 0.05$ ). However, those PC vectors were the same in the injured and uninjured legs in patients.

Thigh abduction/adduction was analyzed only for squatting sideways. When it was included into PC analysis, the first PC vector for the period of time when the foot was in contact with the ground for squatting sideways was different ( $p < 0.05$ ) between the uninjured legs of the patients and the legs of the control group. There was however no difference between the injured legs of the patients and the legs of the control group.



**Fig. 4.6** Vectors representing first PCs for walking three steps. PCs for entire duration of movement and for three non-standardized DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. Circles, triangles, and squares represent vector components for right legs of control group, injured legs, and uninjured legs of patients, respectively. Solid, dashed, and dotted vectors show mean PC vectors for right legs of control group, injured legs, and uninjured legs of patients, respectively.

Vectors representing PCs computed using standardized changes in DFs were also compared within as well as between groups. Again, we computed the coordinates of each PC vector as well as the angle between mean PC vectors (Table 4.II).

Analyzing standardized changes in DFs also revealed differences ( $p < 0.05$ ) between injured and control groups for going up a step and walking three steps. However, standardizing changes in DFs revealed less difference for going up a step. The only difference was for the first PC of the stance phase of going up a step, and it was less significant. Also, for that PC, a difference was present between the right and left legs of the control group. For walking three steps, differences were usually more significant when changes in DFs were standardized. Standardization also revealed differences ( $p < 0.05$ ) between the uninjured legs of the patients and the legs of the control group for squatting forward and sideways.

Synergies (PC vectors) were different for the patients, at least for some movements. This was often the case for going up step and walking three steps, but also for squatting forward and squatting sideways. PC vectors in the injured and uninjured legs of patients were different from those in control subjects but not different from each other.

#### **4.5.3 Asymmetry index**

Asymmetry index was computed for PC analysis performed with both non-standardized (Fig. 4.7) and standardized (Fig. 4.8) changes in DFs. White, gray, and

A	movement	PC	angle (deg)			
			contralateral vs right	injured vs right	right vs left	contralateral vs injured
	going up	PC1	2.8	3.1	1.3	0.4
	a step	PC2	2.7	5.1	2.3	4.0
		PC3				
	going down	PC1	3.7	5.5	2.9	1.9
	a step	PC2	4.3	6.0	3.4 *	1.9
		PC3				
	walking	PC1	32.8 *	41.8 *	17.8	10.7
		PC2	4.3	18.2	17.4	13.9
		PC3	8.7	10.2 *	7.3 *	1.5
	forward	PC1	4.4 *	0.7	2.3	4.1
	squat	PC2	6.3	7.7	2.8	4.1
		PC3				
	backward	PC1	24.0	20.8	4.8	3.3
	squat	PC2	37.7	43.1	6.7	8.0
		PC3				
	sideway	PC1	1.1 *	0.7	0.8	0.4
	squat	PC2	1.3	0.9	1.2	0.3
		PC3				
	squat on one leg	PC1	0.0	0.0	0.0	0.0
		PC2				
		PC3				
	stepping	PC1	1.6	5.7	8.7	4.1
	in place	PC2	1.7	5.7	8.7	4.1
		PC3				

B	movement	PC	angle (deg)			
			contralateral vs right	injured vs right	right vs left	contralateral vs injured
	sideway	PC1	3.8	0.8	0.8	3.1
	squat	PC2	9.5	5.2	5.2	4.9
		PC3				

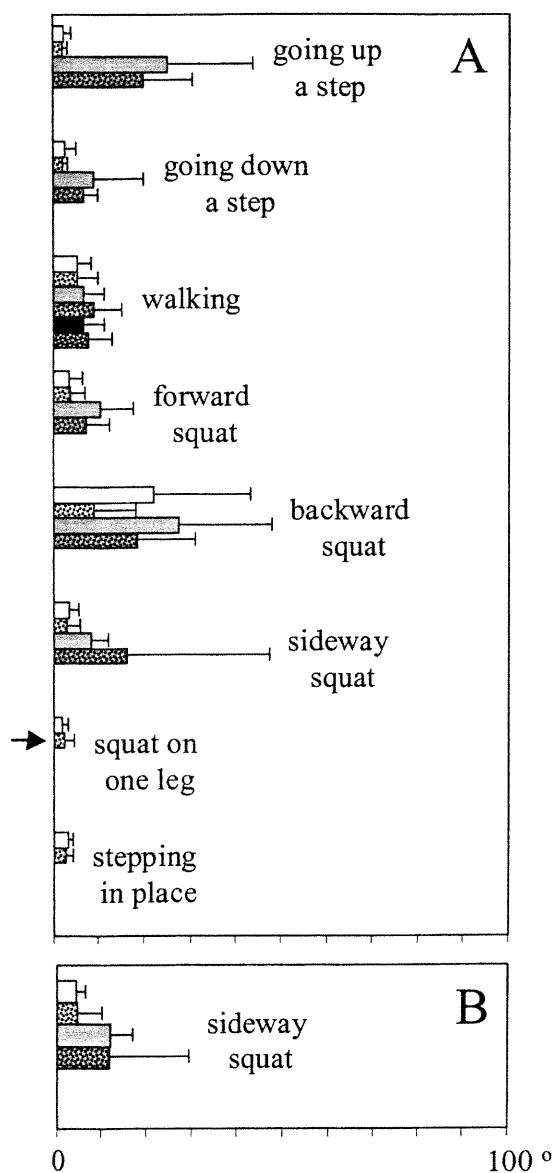
C	movement	PC	angle (deg)			
			contralateral vs right	injured vs right	right vs left	contralateral vs injured
	going up	PC1	0.3	0.5 *	0.3 *	0.2
	a step	PC2				
		PC3				
	going down	PC1	0.4	0.4	0.1	0.0
	a step	PC2				
		PC3				
	walking	PC1	14.9	27.1 *	14.6	12.2
		PC2	18.4 *	28.8 *	14.4	12.2
		PC3				
	forward	PC1	6.0	6.5	0.4	0.6
	squat	PC2				
		PC3				
	backward	PC1	2.4	2.5	8.8	0.1
	squat	PC2				
		PC3				
	sideway	PC1	0.2	0.0	0.1	0.2
	squat	PC2				
		PC3				

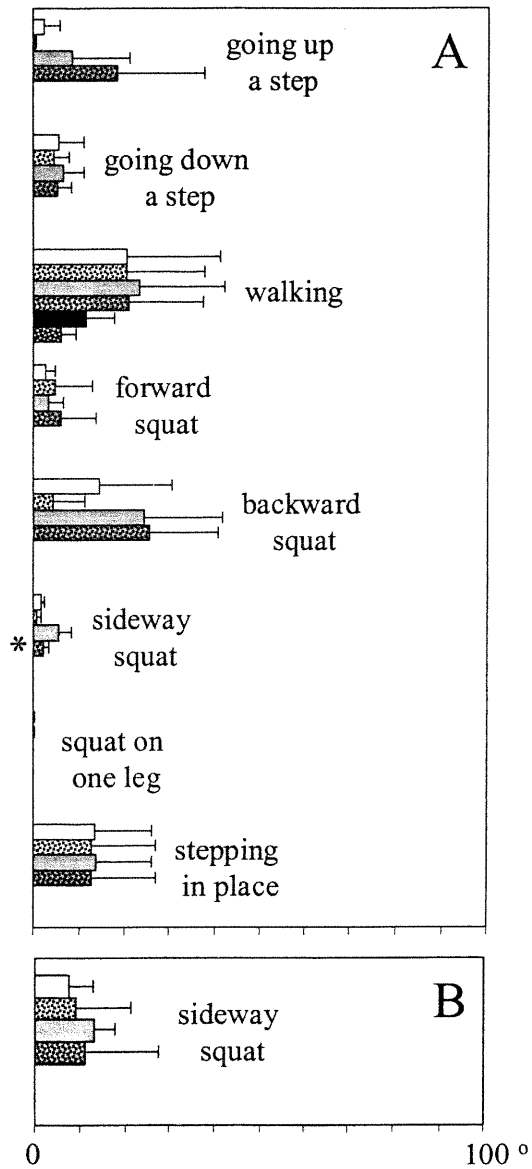
D	movement	PC	angle (deg)			
			contralateral vs right	injured vs right	right vs left	contralateral vs injured
	sideway	PC1	0.2	0.1	0.1	0.2
	squat	PC2				
		PC3				

**Table 4.II** Angle between mean standardized PCs. **A:** PCs for entire duration of movement and three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **B:** PCs for entire duration of movement and four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. **C:** PCs for contact time period and three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **D:** PCs for contact time period and four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/ adduction. Symbols as in Table 4.I.





**Fig. 4.7** Group average asymmetry index (angle between vectors representing PCs) for movements produced with the right and left legs. PCs computed using non-standardized DFs. **A:** PCs for three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **B:** PCs for four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. White, gray, and black histogram bars show results for the first, second, and third PCs, respectively. Open histogram bars show data for control subjects, whereas dotted histogram bars show data for patients. Arrow shows PC for which there is a linear relationship (Pearson,  $p < 0.05$ ) between asymmetry index and knee injury and osteoarthritis outcome score (KOOS) in patients. Note that PCs not representing at least 1% of the movement for all the subjects were not analyzed and are not shown in the figure.

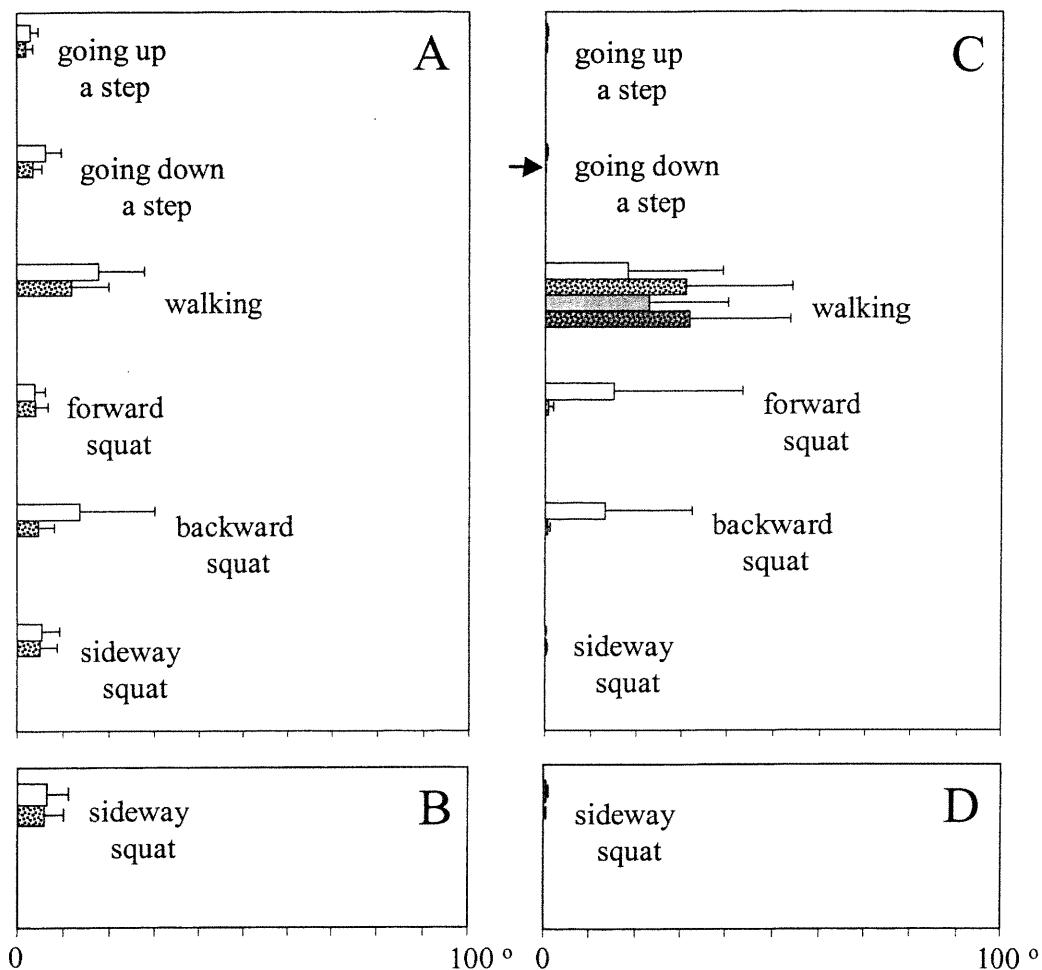


**Fig. 4.8** Group average asymmetry index for movements produced with the right and left legs. PCs computed using standardized DFs. **A:** PCs for three DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **B:** PCs for four DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. Line types and symbols as in Fig. 4.7. Asterisk shows PC for which there is a significant difference ( $p < 0.05$ ) between groups.

black bars show results for the first, second, and third PCs, respectively. Open bars show data for control subjects, and dotted bars for the patients. When changes in DFs were standardized, the asymmetry index was smaller ( $p < 0.05$ ) in the injured group for the second PC of squatting sideways when thigh, knee, and ankle flexion/extension were used for computations.

Asymmetry index was computed for the period of time when the foot was in contact with the ground (Fig. 4.9). No significant differences ( $p > 0.05$ ) were found between groups whether changes in DFs were standardized or not.

Even though there was no significant difference between the injured and control groups for the first PC for squatting on one leg, there was a linear relationship (Pearson,  $p < 0.05$ ) between the asymmetry index for injured subjects and KOOS score (Fig. 4.10). Squatting on one leg was the only movement for which there was a linear relationship between the KOOS score and the asymmetry index for non-standardized changes in DFs. When changes in DFs were standardized, there was a linear relationship (Pearson,  $p < 0.05$ ) between KOOS score and asymmetry index for injured subjects for the first PC for going down a step when computations were made only for the period of contact with the ground. Note, however, that asymmetry index was very small for that PC, never exceeding  $0.2^\circ$  for the injured group.



**Fig. 4.9** Group average asymmetry index for movements produced with the right and left legs. PCs computed for the period during which the foot was in contact with the floor. **A:** PCs for three non-standardized DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **B:** PCs for four non-standardized DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. **C:** PCs for three standardized DFs: thigh, knee, and ankle flexion/extension. **D:** PCs for four standardized DFs: thigh, knee, ankle flexion/extension, as well as thigh abduction/adduction. Line types and symbols as in Fig. 4.7.

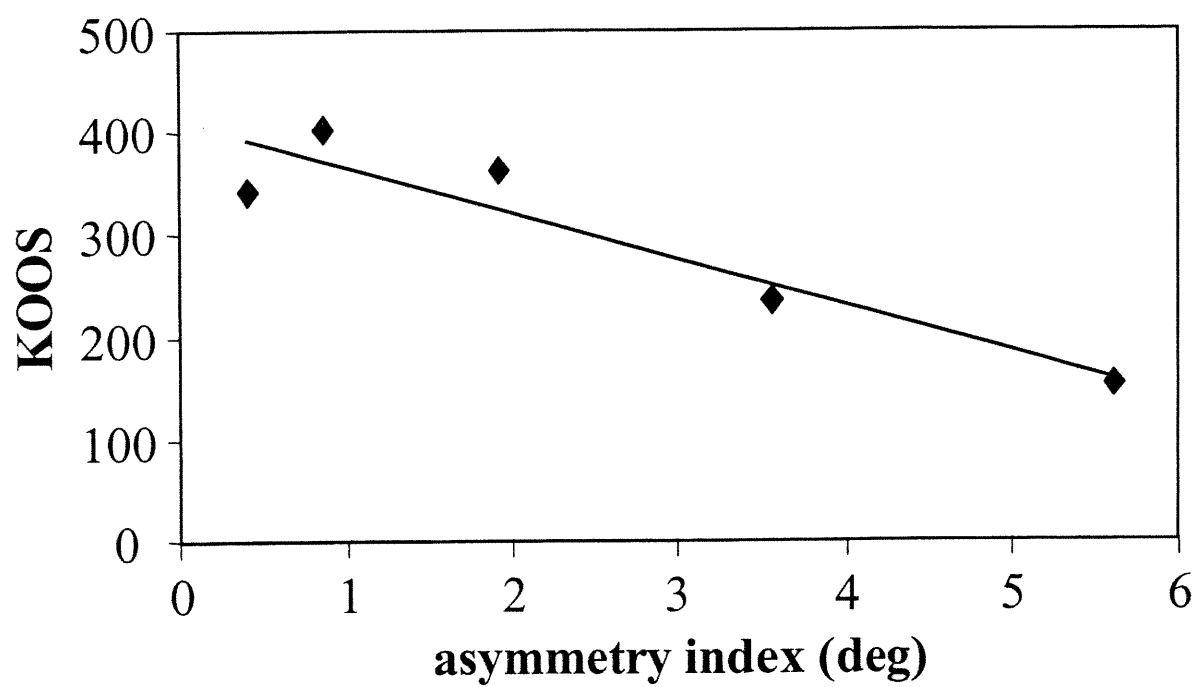


Fig 4.10 KOOS score vs asymmetry index for squatting on one leg in patients.

## **4.6 DISCUSSION**

### **4.6.1 Basic findings**

The patterns of movements were qualitatively similar in the knee-injured and control subjects. Quantitatively, however, for some movements, the two groups of subjects were different in terms of the PC content, i.e. in the percentage of movement explained by different PCs. In addition, compared to control subjects, PC vectors were different for some movements not only in the injured, but also in the uninjured legs of patients. This suggests that the knee injury might affect the interjoint coordination in both legs. The knee injury did not increase the asymmetry index, implying that injuries to one knee approximately equally affect the interjoint coordination in both legs. The ACL-deficiency resulted in a change in the PC content and PC vectors for going up a step, walking three steps, and squatting forward. For going down a step, the ACL-deficiency resulted in a change in PC content but not PC vectors, whereas for squatting sideways, it resulted in a change in PC vectors but not PC content. Finally, for squatting on one leg, the asymmetry index was linearly correlated with the KOOS score in patients.

### **4.6.2 Synergies may be affected by ligament-deficiency**

Our results show that ACL-deficiency changed the PC content for going up a step, going down a step, walking three steps, and squatting forward. Thereby, not only the injured but also the uninjured legs were affected as estimated by the PC content.

In other words, the PC content analysis indicates that knee injury influences the motor performance in both legs.

Compared to healthy subjects, PC vectors (synergies) were different in patients for going up step, walking three steps, squatting forward, and squatting sideways. For going up a step and walking three steps, PC vectors in both legs of patients were usually different from those in control subjects but those for the injured and uninjured legs in patients were similar. In other words, PC vectors for both legs were affected equally by the injury so that the asymmetry index was preserved despite the injury. Our findings are thus similar to those by Kvist and Gillquist (2001a). They found that motions in injured and uninjured knees in patients were not different from each other, but different compared to control subjects during stair ascent. In many studies it has been shown that the knee injury affects the kinematics of the knee during walking (Beard et al., 1996; Bulgheroni et al., 1997; Devita et al., 1997; Rudolph et al., 2001; Shiavi et al., 1987; Wexler et al., 1998), and pivoting (Shiavi et al., 1987). However, in these studies, no comparison has been made of motions of the uninjured knee in patients with those of the knees in healthy subjects. Note, however, that Rudolph et al. (2001) also observed differences when they compared injured knees to uninjured knees of patients.

When the method of PC analysis was changed (from non-standardized to standardized), less differences were revealed for going up a step, whereas differences became more significant for walking three steps. As mentioned in the Methods section, standardization emphasizes the role of synergies associated with

comparatively small changes in joint angles and therefore the determination of PCs depends on timing between DFs, as well as on the pattern of coordination between different DFs throughout the movement. It also reduces the role of magnitudes of changes in DFs so that their ratios become unessential. However, when changes in DFs are not standardized, DFs with smaller displacements are less important and the determination of PCs depends on the ratio between different DFs. Therefore, it seems that differences for going up a step are due to injured subjects using different ratios between DFs when performing the movement. On the other hand, differences for walking three steps would be due to injured subjects using different ratios between DFs, but also using a different relationship between the angular displacement patterns of different DFs when performing the movement.

The knee injury not always had a bilateral effect. For forward and sideway squats, only the kinematics of the uninjured legs was affected. This could be caused by the tendency of the subjects to modify the kinematics of their uninjured leg in order to minimize the forces acting on the injured knee. This finding is similar to that of Kvist and Gillquist (2001a) who observed an increase in knee flexion angle during stair descent when they compared flexion in the uninjured knees of patients to knee flexion in control subjects but found no difference between flexion of injured knees and those of control subjects.



#### 4.6.3 Asymmetry index is not increased by ACL-deficiency

The angle between PCs for the same movement performed on the right and left sides (asymmetry index) was computed to compare the behavior of the right and left legs. Even though PCs were different for some movements in subjects with ACL-deficiency, the asymmetry index was not increased for the patients whether PCs were computed from beginning to end of movement, or for the period during which the foot was in contact with the ground. Those results are in agreement with those of other groups who did not find any differences in angular displacements between injured and uninjured knees of patients during walking (Marans et al., 1989; Tibone et al., 1986), running (McNair et al., 1989; Tibone et al., 1986), stair ascent (Kvist and Gillquist, 2001a; Tibone et al., 1986), and jumping (Muneta et al., 1998). However, differences have been found during walking (Beard et al., 1996; Kvist and Gillquist, 2001a; Muneta et al., 1998; Rudolph et al., 1998, 2001), running (Rudolph et al., 1998), stair ascent (Rudolph et al., 1998), stair descent (Kvist and Gillquist, 2001a; Rudolph et al., 1998), and jumping (Gauffin and Tropp, 1992; Rudolph et al., 2000). Ligament-deficiency has also been shown to affect hip (Gauffin and Tropp, 1992) as well as ankle (Rudolph et al., 2000) angular motions during jumps. Note that, in the present study, asymmetry index was smaller in patients for the second PC of squatting sideways when standardized thigh, knee, and ankle flexion/extension were used for computations.

#### 4.6.4 Relationship between KOOS score and asymmetry index

Even though there was not a significant difference between the injured and control groups for the asymmetry index for squatting on one leg, there was a linear relationship between the asymmetry index for that movement in injured subjects and the KOOS score. This suggests that the injured subjects who participated in this study did not have a high level of knee problems. In fact they had an averaged KOOS score of  $318.6 \pm 103.4 / 500$ . Maybe if only subjects with a low KOOS score had participated in the study, there would have been a significant difference for the asymmetry index between the injured and control groups. This is in agreement with Rudolph et al. (1998) who showed that kinematics was modified only for non-copers, but not for copers, during walking and running. It is also possible that subjects compensated for their mechanical deficiencies by modifying muscle activation patterns. In fact many authors reported modulations in muscular activity after ACL rupture in walking (Beard et al., 1996; Boerboom et al., 2001; Bulgheroni et al., 1997; Ciccotti et al., 1994; Kuster et al., 1995; Lass et al., 1991; Limbird et al., 1988; Rudolph et al., 2001), running (Ciccotti et al., 1994; McNair et al., 1989; Rudolph et al., 2001; Tibone et al., 1986), jumping (Gauffin and Tropp, 1992), going up a step (Ciccotti et al., 1994; Tibone et al., 1986) and down a step (Ciccotti et al., 1994), and pivoting (Branch et al., 1989; Shiavi et al., 1991). Moreover, Boerboom et al. (2001) reported that in contrast to non-copers, copers showed an atypical semitendinosus activity during stance phase.

Most groups who observed modulations in muscular activity after ACL rupture showed increased, earlier and longer activation of the hamstrings which is thought to increase the stability of the knee in ACL-deficient people because hamstrings contraction diminishes anterior displacement of the tibia on the femur (Bagger et al., 1992; Li et al., 1999; More et al., 1993) as well as ACL deformation and tension (Draganich and Vahey, 1990; Li et al., 1999; More et al., 1993; Renström et al., 1986). Findings for quadriceps and gastrocnemius activity are more controversial. Some groups showed increased, earlier and longer activation of the quadriceps and/or gastrocnemius whereas other groups found opposite results. These contradictory findings could result from two different stabilizing strategies. Less quadriceps activity is thought to increase the stability of the knee in ACL-deficient people because quadriceps contraction pulls anteriorly on the tibia (Hirokawa et al., 1992; Torzilli et al., 1994) and thereby increases strain and tension in the ACL (Arms et al., 1984; Beynon et al., 1992; Draganich and Vahey, 1990; Dürselen et al., 1995; Renström et al., 1986). Less gastrocnemius activity should also increase the stability of the knee in ACL-deficient people because gastrocnemius contraction pulls posteriorly on the femur. However, Dürselen et al. (1995) reported that no strain was induced in the ACL by gastrocnemius simulation in a cadaveric model. On the other hand, increased quadriceps and/or gastrocnemius activation, if combined with hamstrings activity, might increase stability by applying a greater tibiofemoral contact force to the knee joint. In fact, according to Markolf et al. (1981) and Torzilli et al. (1994) the presence of a tibiofemoral contact force increases rigidity and decreases anteroposterior laxity. However, according to Torzilli et al. (1994), even though anteroposterior laxity decreased when a tibiofemoral contact force was applied, anterior displacement increased. This finding conflicts with

that of Amhed et al. (1987) who reported a decrease in anterior tibial translation when a tibiofemoral contact force was applied to the knee joint. Nonetheless, Ahmed et al. (1987) have shown that anterior tibial translation does not increase ACL tension as much when a tibiofemoral contact force is applied. Fleming et al. (2001) reported that when the anterior force applied to the tibia was smaller than 40 N, tibiofemoral contact force increased ACL deformation, whereas when it was greater than 40 N, it did not affect ACL deformation.

In summary, for both the control and the injured groups, two synergies (PC vectors) usually accounted for more than 95% of the DFs angular excursions. 95-99% of some movements could be described using only one synergy. Compared to controls, injured subjects employed different synergies for going up a step, walking three steps, squatting sideways, and squatting forward, both in the injured and uninjured legs. For going up a step and walking three steps, the effect was usually bilateral. However for squatting sideways and squatting forward, synergies were modified only in the uninjured legs. Going up a step, walking three steps, squatting sideways, and squatting forward may thus be more indicative of injury than other movements. However, ACL-deficiency did not increase asymmetry index. This finding together with that of changes in synergies imply that injuries of one knee approximately equally affect the interjoint coordination in both legs. There was also a linear relationship between the asymmetry index for squatting on one leg and the KOOS score. Synergies were not only modified in injured subjects, but also rearranged: the percentage of movement explained by the first PC was different for the injured and/or uninjured legs of patients as compared to the legs of the control

group for going up a step, going down a step, walking three steps, and squatting forward. We concluded that the analysis of interjoint coordination may be efficient in characterizing motor deficits in people with knee injuries.

## **CHAPITRE V**

---

### **5. ARTICLE III : UN FACTEUR GLOBAL POUR LE CONTRÔLE D'UN SYSTÈME MULTIMUSCULAIRE.**

#### **5.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THÈSE**

Lors de la production de mouvements, le système nerveux fait face non seulement à une redondance articulaire, mais aussi à une redondance musculaire. En effet puisque plusieurs muscles agissent sur une même articulation, il est possible de produire exactement les mêmes configurations articulaires en utilisant des patrons musculaires différents. Feldman et Levin (1995) ont proposé une solution au problème de la redondance en étendant le modèle  $\lambda$  de l'hypothèse du point d'équilibre (Feldman, 1986) au contrôle multiarticulaire et multimusculaire. Cette approche, nommée principe de correspondance biomécanique, permettrait au système nerveux de contrôler un système redondant en spécifiant une configuration de référence qu'il déplacerait lors de la production de mouvements. En l'absence de coactivation, lorsque le corps coïncide avec la configuration de référence, tous les muscles se trouvent à leur longueur seuil respective et sont donc inactifs. Cependant, à cause de la coactivation, les muscles ne sont pas totalement inactifs, mais plutôt minimalement actifs lorsque la position du corps et la configuration de référence sont identiques. Lors de mouvements cycliques (c.-à-d. frapper un clou à plusieurs reprises pour l'enfoncer) ou de mouvements comportant un retour à la position initiale (c.-à-d.

se lever et se rasseoir), la position de référence devrait croiser la position du corps lors du retour. À cet instant, l'activité musculaire globale devrait donc être minimale.

Cet article répond au troisième et dernier objectif de la thèse : évaluer la présence d'un minimum global des signaux électromyographiques (EMG) lors de la marche sur place et de sauts. Nous avons étudié la présence d'un minimum global de plusieurs muscles se situant du côté droit ainsi que du côté gauche du corps. La marche sur place étant un mouvement alternant entre la jambe droite et la jambe gauche, le minimum global de l'activité EMG pourrait alterner entre les muscles se situant du côté droit et ceux se situant du côté gauche, masquant ainsi la présence d'un minimum global de tous les muscles. Lors de sauts, le minimum global de tous les muscles devrait survenir au même moment.

## A global factor in the control of multiple skeletal muscles

Nancy St-Onge<sup>1,2,3</sup>, Anatol G. Feldman<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>Rehabilitation Institute of Montreal, 6300, Darlington ave., Montréal, Qué., Canada, H3S 2J4; <sup>2</sup>GRBB, Polytechnique, P.O. Box 6079, Centre-ville Station, Montréal, Qué., Canada, H3C 3A7 ; <sup>3</sup>LIO, Notre-Dame Hospital, CHUM, 1560, Sherbrooke St. E., Montréal, Qué., Canada, H2L 4M1; <sup>4</sup>Physiology Department, Montreal University, P.O. Box 6128, Centre-ville Station, Montréal, Qué., Canada, H3C 3J7.

**Keywords** electromyographic activity, referent body configuration, global minimum

**Acknowledgements:** Supported by CIHR and NSERC (Canada).

Soumis à *Experimental Brain Research*, le 22 janvier 2002.



## 5.2 ABSTRACT

It is possible that, in addition to local biomechanical and reflex factors characteristic of each muscle, there are global factors controlling all muscles in a coherent and task-specific way. It has been hypothesised that the activity of each muscle depends on the difference between the actual configuration and a referent body configuration related to muscle recruitment thresholds. The referent configuration may be modified by the nervous system to produce active movements. In movements with reversal in direction, the two configurations may match each other, resulting in a minimum in the electromyographic activity of all muscles involved, regardless of their biomechanical function. We tested this prediction by recording the activity of 16-21 functionally diverse muscles of the legs, trunk, and arms during jumping and stepping in place. A global minimum in the activity of all muscles occurred near the apex of the jump. During stepping in place, we observed global minima alternating between the muscles of the right and left sides, and occurring near the maximal elevation of the respective foot. These findings are consistent with the referent configuration hypothesis and also illustrate how the nervous system may take advantage of muscle properties and external forces, including gravity, in movement production.

## 5.3 INTRODUCTION

The finding that the electromyographic (EMG) activity of multiple muscles and the associated activity of cortical neurones correlate with the direction of

movement or force production (Georgopoulos et al., 1982, 1992; Hasan and Karst, 1989; Sergio and Kalaska, 1998; Tax et al., 1989; Weijs et al., 1999) implies that there are global factors that the nervous system may use to control all muscles in a coherent and task-specific way. These factors may be combined with local biomechanical, reflex and neural factors to diversify the activity of muscles (Lacquaniti, 1992 ; Loeb and Levine, 1990; Nichols, 1994; Tax et al., 1989). One global factor may be related to the finding that activity of numerous, functionally diverse muscles can globally be minimised during the reversal phase of head movements in monkeys, jaw movements in rabbits, and sit-to-stand movements in humans (Feldman et al., 1998; Lestienne et al., 2000; Weijs et al., 1999). In the present study, we extend this finding to jumping and stepping in place to illustrate that EMG minimisation manifests the capacity of the neuromuscular system to take advantage of muscle properties and external forces, including gravity, in movement production.

#### **5.4 MATERIALS AND METHODS**

Healthy male subjects (age 21–52 yrs) participated in this study. The nature of their participation was explained to them and they gave their written consent by signing the forms approved by the institutional Ethics Committee.

*Jumping.* Subjects (n=2) initially were standing and, after flexing the body, jumped vertically in a self-paced way (2-3 times in a single trial; 5 trials in total). Subjects were not required to reach a maximal height. A marker (infrared light-

emitting diode, LED) was placed on the acromion to record the shoulder position. Surface EMG activity of several muscles was recorded on both sides (external oblique, EO; erector spinae, ES; gluteus medius, Gm; lateral gastrocnemius, LG; tibialis anterior, TA; rectus femoris, RF) or only on the right side (extensor carpi radialis, ECR; flexor carpi radialis, FCR; biceps brachii, BB; triceps brachii, TB; brachioradialis, BR; pectoralis major, PM; deltoid anterior, DA; upper trapezius, UT; middle trapezius, MT).

*Stepping in place.* Subjects (n=5) initially were standing with their arms behind their back and then performed stepping in place continuously for 20-30 s (about 15 cycles in total). A LED-marker was placed on the lateral calcaneus to record the position of the heel. EMGs of the erector spinae (ES), gluteus maximus (GM), tensor fascia latae (TFL), rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), medial gastrocnemius (MG), tibialis anterior (TA) were recorded bilaterally.

Before placing EMG electrodes the skin was locally shaved and rubbed with alcohol. Gains were chosen to avoid saturation. EMG was recorded using a sampling rate of 1000 or 1500 Hz. EMG filtering was used to avoid movement artefacts (low cut-off frequency 30 Hz) and aliasing (high cut-off frequency 300-500 Hz). Movements were recorded from the right side of the body using an Optotrak system (three cameras, sampling rate 200 Hz for jumping and 100 Hz for stepping in place).

Kinematic and EMG data were analysed using Labview software (National Instruments). After interpolating for missing points, the marker's position was filtered (cut-off frequency 8 Hz; 4<sup>th</sup> order Butterworth filter). Muscle activity was filtered using a 4<sup>th</sup> order Butterworth filter with a band-pass of 50-500 Hz. Data were filtered twice, once in each direction to avoid a delay. EMG signals were full-wave rectified and root-mean-square (RMS) was computed using a 10-ms window. The RMS values of the background noise signals were subtracted from their respective EMG signals.

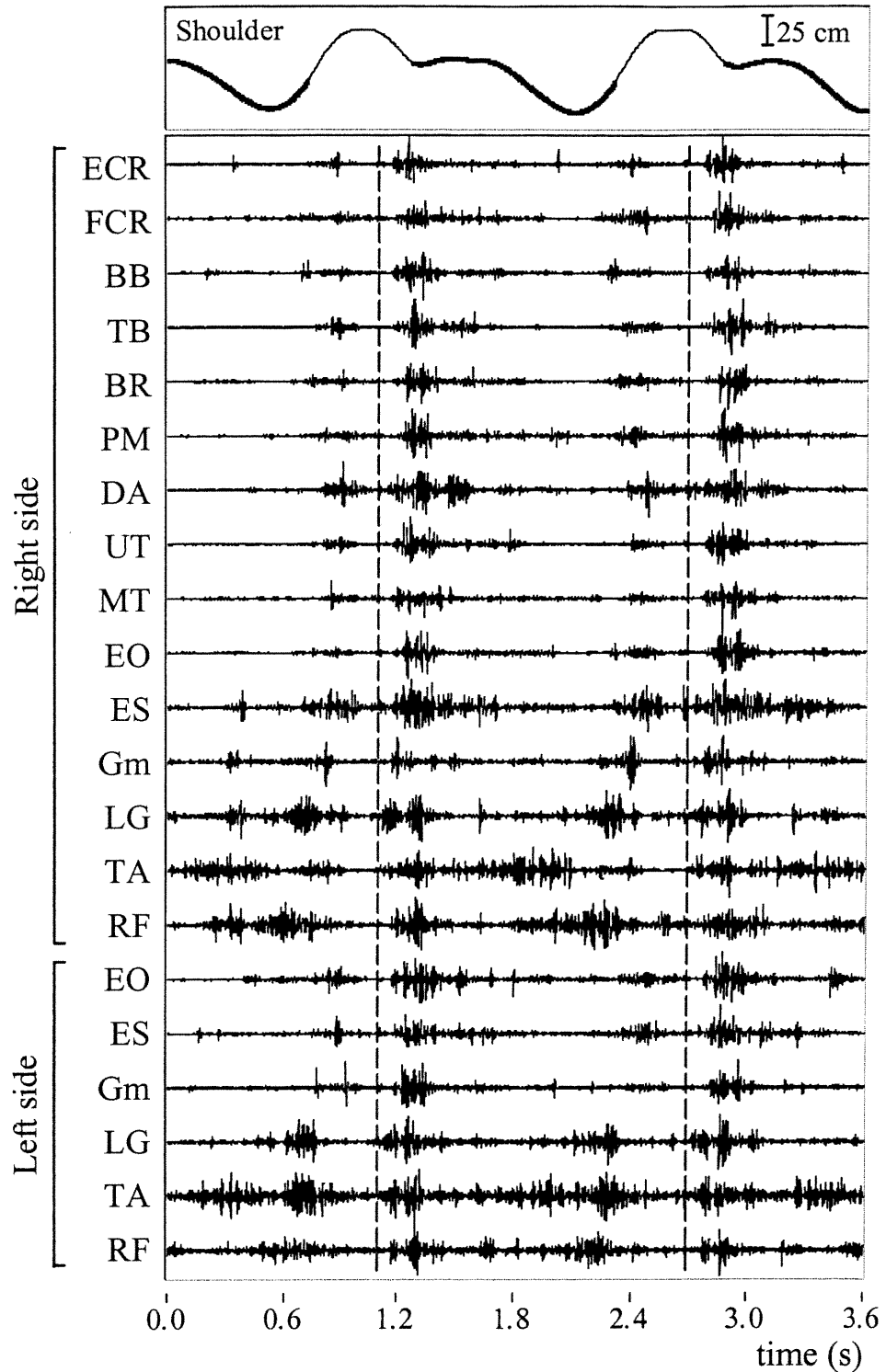
The rectified EMG signals of each muscle were normalised to their maximal amplitudes in the same trial. Two integral curves were then computed. First, normalised EMG signals of all muscles were averaged for each moment of the trial. Second, using normalised EMG signals, we computed, in percents, the maximal EMG amplitude across all the muscles for each moment of time. For example, if at a given moment in time, max EMG = 5 then the EMG activity of each muscle at this time did not exceed 5% of its individual maximal magnitude during the movement. The mean and max EMG curves were computed not only for all muscles but also separately for the muscles of the right and left sides.

Global EMG minima were identified as the points at which both the mean and maximal signals reached their smallest values in the vicinity of movement reversal. The first and the last cycles were complicated by the necessity to initiate and terminate the movement and were excluded from the analysis. Therefore, in jumping, the second cycle in each trial and, in stepping in place, the second to the sixth cycles were analysed.

## 5.5 RESULTS

Vertical jumps were performed by bending the knees (see shoulder position, upper panel) before pushing upwards to leave the ground. After landing, the knees were bent again to prepare for the next jump. A global minimum can be seen in all the muscles near the apex of the jump (Fig. 5.1). After that, before landing the burst activity of muscles either resumed immediately after the minimum (e.g. LG, TA in Fig. 5.1) or after some delay (e.g. EO, Gm). The max values of EMGs at the point of the minimum was in the range of 3-11% for muscles of the right side, for all cycles and subjects, and in the range of 4-15% when EMGs of all muscles were used in computation.

Stepping in place (Fig. 5.2) is a movement alternating between the right and left legs. The heel (upper panel) was lifted from and returned to the ground while the weight of the body was supported by the contralateral leg. The constant position of the heel between the two cycles shown in Fig. 5.2 represents the period during which the opposite leg was lifted from the ground. In this movement, muscles of each side minimised their activity when the appropriate heel was in the swing phase, near the point of reversal in the heel movement direction. Thus the EMG minima basically alternated between both sides although some muscles minimised their activity both during swing and stance phases of movements (e.g. VM, TFL). The max values of EMGs at the point of the minimum for muscles of the right side was in the range of 1-9% across all cycles and subjects and 2-19% when EMGs of all muscles were used in computation of each minimum.



**Fig. 5.1** Shoulder vertical position and normalized EMG activity of individual muscles during jumps in one subject. Thick segments on the position curve mark the heel contact with the ground. Global minima in the multiple EMG activity (dashed vertical lines) occur near the point of movement reversal. For EMG abbreviations see Methods.

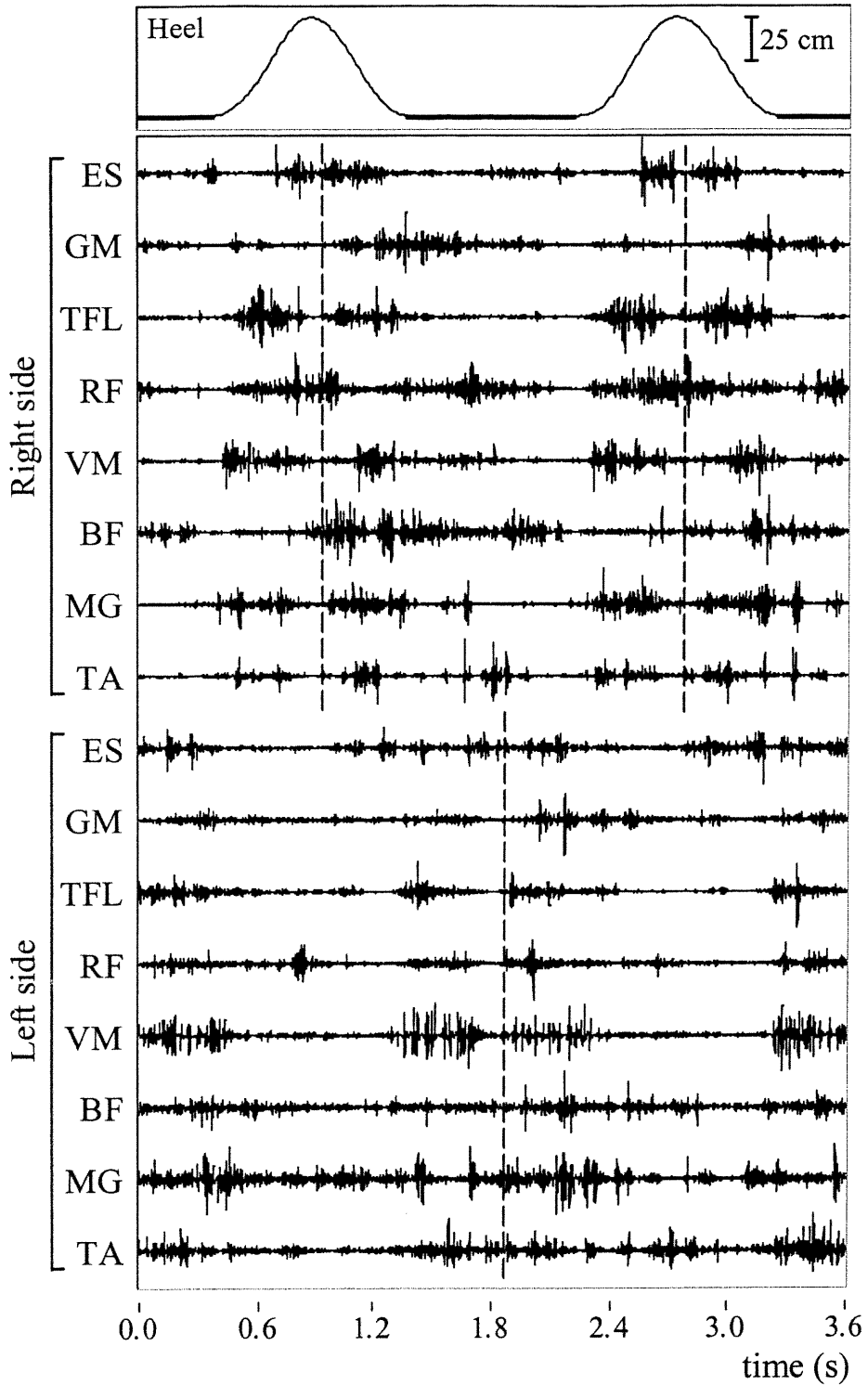


Fig. 5.2 Heel vertical position and EMG activity during stepping in place in one subject. Thick segments on the position curve mark the heel contact with the ground. Global minima in EMG activity (dashed vertical lines) alternate between the muscles of the right and left sides.

## 5.6 DISCUSSION

Several hypotheses relate muscle activation with the control of body posture. According to some of them, various postures of the limb are produced by vector summation of several basic force fields, attractors, or primitives (Bizzi et al., 1992) or are combination of memorised postures with some weight coefficients (Rosenbaum et al., 1993). Consider, for example, two force fields that in the absence of external loads stabilise the limb at two different configurations. Summation of these fields will produce an intermediate configuration with zero net torques at each joint. The resulting zero torque, created by the summation of opposing torques from the two fields, implies coactivation of two opposing muscle groups. This means that many postures of the body cannot be maintained without coactivation although empirical observations show that coactivation and postural control are in principle separate. One can easily co-activate and de-activate opposing muscle groups of the arm without changing arm configuration.

Thus, control levels likely reset the initial postural attractor to a new point in space, rather than combine different attractors. Such postural resetting mechanism for movement production was postulated based on the finding (Matthews, 1959; Feldman and Levin, 1995) that EMG activity of a single muscle occurs when its length exceeds a referent (threshold) length. It has been suggested that, by appropriate tuning of the intermuscular interaction mediated by proprioceptive afferents and appropriate spinal and supra-spinal neurones, the nervous system specifies a single threshold configuration of the body for all skeletal muscles. This threshold configuration may



be considered a virtual, referent configuration (R) with which actual body configuration (Q) is compared. The muscles will be silent at the R configuration but will generate EMG activity and forces resisting deviations of the body from it (Feldman and Levin, 1995; Feldman et al., 1998; Lestienne et al., 2000). Physiologically, this resistance results from position- and velocity-dependent muscle forces strengthened by homonymous and heteronymous proprioceptive reflexes functioning according to the spatial thresholds determined by the R configuration. Control levels may change the R configuration and thus influence the difference between Q and R, resulting in the generation of muscle forces. The system will then move until a final body posture is reached.

According to the R hypothesis, in conditions in which the referent and actual configurations match each other ( $R = Q$ ), a global minimum in the EMG activity of all muscles involved, regardless of their biomechanical function, should occur. Our findings confirm this prediction. In the framework of the R hypothesis, jumping is produced by specifying a R configuration that is associated with flexion of hip, knee and ankle joints. The actual body configuration follows, with some lag resulting from body inertia, the changes in R so that the body is prepared for a jump. Then control levels rapidly change the R configuration to that associated with a complete extension of the body. EMG activity and forces producing the jump are generated due to the difference between the initial flexor configuration of the body and the new R configuration. Since the actual configuration lags the referent configuration the body will still continue to extend when the R configuration begins to flex to prepare the body for landing. Thus, at some point near the movement reversal, the R and Q

configurations should match each other, resulting in a global minimisation of EMG activity. At the minimum, some muscles were slightly active (about 3-11% for the muscles of the right side and 4-15% for all the muscles), implying some residual muscle coactivation that might be necessary to stabilise the movement of the body. EMG bursts resumed before landing either immediately after the minimum or after some delay. Note that, in the presence of coactivation, R can no longer be considered as purely a threshold configuration (zero activity in all muscles) but may be more generally regarded as the configuration at which muscles generate minimal activity with the depth of the minimum defined by a coactivation command.

Stepping in place can be produced by alternating shifts in the R configurations of the two legs resulting in lifting and lowering of the feet. Like in jumping, this may lead to temporary matching between the R and Q configurations near movement reversal, producing a global EMG minimum alternating between the two legs. Like in jumping, the minima were associated with some residual coactivation not exceeding 1-9% of the maximal amplitude of EMG bursts that occurred far from the point of EMG minima.

Our data do not rule out the possibility that EMG minimisation is produced in time by some descending synchronising signal, rather than from matching between the actual and the referent configurations. There are however data demonstrating that even in fastest arm movements the timing of agonist EMG bursts is not pre-determined by a central generator but emerge from the comparison of the threshold

with the actual muscle lengths (Adamovich et al., 1997), which is consistent with the R hypothesis.

One can suggest that each time the actual and referent configurations match each other, the movement is guided by external (gravity) and residual muscle forces. This may explain how the nervous system takes advantage of external forces in movement production (Bernstein, 1967).

## **CHAPITRE VI**

---

### **6. DISCUSSION**

Nous avons choisi de structurer la discussion générale de la thèse en présentant les résultats principaux (1-11) que nous avons obtenus lors de la présente étude. Lors de la production de mouvements, le système nerveux fait face à une redondance articulaire. Il est possible que le système nerveux maîtrise un nombre redondant de degrés de liberté (DLs) en organisant ceux-ci en synergies. Les cinq premiers points portent donc sur les synergies utilisées par des sujets sains lorsqu'ils effectuent des mouvements impliquant les jambes. Les synergies utilisées pourraient être modifiées par la présence d'une blessure afin de modifier la charge imposée à l'articulation blessée. Les points six à dix portent donc sur l'effet d'une rupture du ligament croisé antérieur (LCA) sur les synergies utilisées. Lors de la production de mouvements, le système nerveux fait face non seulement à une redondance articulaire, mais aussi à une redondance musculaire. Il est possible que le système nerveux contrôle un nombre redondant de muscles en spécifiant une configuration de référence pouvant être comparée à la configuration réelle. Le dernier point porte donc sur la présence d'un minimum global des signaux électromyographiques (EMG).

1- Les synergies utilisées sont stéréotypées pour un mouvement donné malgré un nombre redondant de DLs.

En effet pour tous les mouvements étudiés, les essais étaient qualitativement semblables. L'amplitude du mouvement pouvait varier d'un essai à l'autre. Cependant, les patrons des déplacements angulaires étaient similaires pour tous les essais d'un même mouvement.

Le mouvement le plus simple était le squat sur une jambe. Il était séparé en deux phases : une phase de flexion, suivie d'une phase d'extension.

La montée de marche, la descente de marche et la marche sur place étaient aussi séparées en une phase de flexion et une phase d'extension. Cependant, lors de ces mouvements, le déplacement angulaire de la cheville était plus complexe que lors du squat sur une jambe.

Les fentes vers l'avant, vers l'arrière, et de côté étaient séparées en trois phases : une phase préparatoire pendant laquelle les sujets fléchissaient leurs articulations, une phase de transfert pendant laquelle ils étendaient leurs articulations afin de déplacer la jambe vers l'avant, vers l'arrière ou sur le côté, une phase d'atterrissage pendant laquelle ils fléchissaient leurs articulations afin d'amortir le poids de leurs corps lors du contact avec le sol.

Le mouvement le plus complexe concernait les trois pas de marche. Il était séparé en trois phases : une première phase d'oscillation, une phase d'appui, une deuxième phase d'oscillation. Ces trois phases étaient très différentes les unes des autres.

2- La standardisation des DLs permet d'obtenir plus d'informations sur les patrons de coordination interarticulaire.

Lorsque les composantes principales (CPs) sont calculées avec les DLs non standardisés, les DLs de faibles amplitudes sont moins importants. Les résultats dépendent donc du ratio entre les divers DLs. Cependant lorsque les DLs sont standardisés, tous les DLs ont la même importance; les résultats dépendent alors de la synchronisation ainsi que des patrons de coordination entre les divers DLs. Lorsque les DLs étaient standardisés, la première CP représentait donc souvent une plus petite proportion du mouvement. Cependant, même lorsque les DLs étaient standardisés, deux synergies ou CPs étaient suffisantes pour décrire au moins 95 % des déplacements angulaires de plusieurs mouvements.

3- Les mouvements peuvent être décomposés en synergies. Les mouvements les plus simples peuvent être expliqués par une seule synergie, alors que les mouvements plus complexes nécessitent deux ou trois synergies.

Le mouvement le plus simple était le squat sur une jambe. Puisque les DLs avaient le même patron de coordination et qu'ils étaient bien synchronisés, il était

possible de décrire plus de 99 % de ce mouvement en utilisant seulement une synergie.

Le déplacement angulaire de la cheville étant plus complexe que celui des autres DLs lors de la montée de marche, de la descente de marche et de la marche sur place, il n'était pas possible de décrire ces mouvements avec seulement une synergie. Il était donc possible d'expliquer seulement 90 % du mouvement pour la montée de marche, 72 % pour la descente de marche, et 78 % pour la marche sur place avec seulement une synergie.

Étant donné que les DLs n'étaient pas synchronisés et que la relation entre les DLs n'était pas fixe lors des fentes vers l'avant, vers l'arrière et de côté ainsi que lors des trois pas de marche, il n'était pas possible de décrire ces mouvements avec seulement une synergie. En effet la première CP expliquait 86 % du mouvement pour les fentes de côté, 73 % pour les fentes vers l'avant, 66 % pour les fentes vers l'arrière et 56 % pour les trois pas de marche.

4- Les synergies utilisées par les côtés droit et gauche peuvent être différentes.

L'angle entre les CPs des mêmes mouvements effectués du côté gauche et du côté droit (indice d'asymétrie) était inférieur à  $10^{\circ}$  pour certains mouvements, alors qu'il pouvait atteindre  $25^{\circ}$  pour la deuxième CP des fentes vers l'arrière. Le système nerveux peut donc prendre en compte la redondance et utiliser des coordinations

articulaires différentes lorsqu'il effectue des mouvements du côté droit et du côté gauche.

5- Les mouvements différents peuvent être effectués en utilisant des synergies similaires.

L'angle entre la première CP de mouvements différents était parfois inférieur à  $10^\circ$ . Ces mouvements pourraient donc être effectués en utilisant une synergie commune, mais ajustable. Des mouvements pourtant bien différents comme la montée de marche, les fentes vers l'avant, les fentes sur le côté, et les squats sur une jambe étaient produits avec des synergies similaires.

6- Certaines synergies sont modifiées par une rupture du LCA.

Le pourcentage du mouvement expliqué par la première CP était différent pour les jambes blessées ainsi que pour les jambes intactes des patients, comparativement aux jambes du groupe témoin pour certains mouvements. Nous avons trouvé des différences pour la montée de marche, la descente de marche, les trois pas de marche ainsi que pour les fentes vers l'avant.

Les sujets ayant une rupture du LCA utilisaient aussi des synergies différentes de celles des sujets sains pour effectuer certains mouvements. Ces différences étaient présentes pour la montée de marche, les trois pas de marche, les fentes vers l'avant ainsi que pour les fentes de côté.



7- Les synergies peuvent être affectées du côté blessé ainsi que du côté opposé.

Pour la montée de marche et les trois pas de marche, il y avait souvent une différence entre les synergies des jambes blessées et des jambes contralatérales du groupe de blessés ligamentaires comparativement à celles des jambes du groupe témoin, alors qu'il n'y avait pas de différence entre les jambes blessées et les jambes intactes des sujets ayant une rupture du LCA.

8- Pour certains mouvements, une rupture du LCA peut modifier la cinématique de la jambe contralatérale, alors que celle de la jambe blessée demeure inchangée.

Pour les fentes vers l'avant ainsi que pour les fentes de côté, les patients utilisaient une synergie différente seulement avec leur jambe intacte, et non avec leur jambe blessée. Il est possible que les sujets blessés modifient la cinématique de la jambe intacte afin de minimiser les forces agissant sur le genou blessé.

9- L'asymétrie n'est pas augmentée par une rupture du LCA.

Il n'y avait pas d'augmentation de l'indice d'asymétrie chez les patients, et ce que les CPs soient calculées du début à la fin du mouvement ou seulement pour la période de contact avec le sol. Ce résultat, combiné à l'observation que les synergies peuvent être affectées des deux côtés, suggère qu'une blessure à un genou affecte de façon similaire la coordination interarticulaire des deux jambes.

10- Il y a une relation linéaire entre le résultat clinique et l'indice d'asymétrie pour le squat sur une jambe.

Bien qu'il n'y avait pas de différence entre les deux groupes pour l'indice d'asymétrie, il y avait une relation linéaire entre le résultat clinique (KOOS, *knee injury and osteoarthritis outcome score*) et l'indice d'asymétrie pour le squat sur une jambe. Ceci suggère que si des patients ayant un genou plus instable avaient participé à cette étude, il y aurait peut-être eu une différence entre les sujets blessés et les sujets sains. En effet, les patients qui ont participé à cette étude n'avaient pas un niveau d'instabilité très élevé, le résultat KOOS moyen étant de  $318.6 \pm 103.4 / 500$ .

11- Il y a un minimum global de l'activité EMG lors des sauts et de la marche sur place.

Lors des sauts, il y avait un minimum global d'activité musculaire qui se situait près de la position verticale maximale de l'épaule. Lors de la marche sur place, le minimum global alternait entre les muscles du côté droit et du côté gauche, et se situait près de l'élévation maximale du pied. Le système nerveux pourrait donc contrôler un nombre redondant de muscles en spécifiant une configuration de référence à laquelle la configuration réelle serait comparée.

## **CHAPITRE VII**

---

### **7. CONCLUSIONS**

La redondance articulaire permet de choisir entre plusieurs coordinations interarticulaires. Afin de contrôler un système redondant, il est possible que le système nerveux combine les degrés de liberté en synergie. De plus, lors de la production de mouvements, le système nerveux fait face non seulement à une redondance articulaire, mais aussi à une redondance musculaire.

Nous avons démontré que pour plusieurs mouvements, deux synergies ou composantes principales (CPs) étaient suffisantes pour décrire au moins 95 % du mouvement chez les sujets sains ainsi que chez les sujets ayant une rupture du ligament croisé antérieur. De plus certains mouvements, pourtant bien différents, étaient effectués en utilisant une synergie commune, mais ajustable.

Nous avons aussi démontré que les synergies utilisées par les sujets blessés étaient différentes de celles utilisées par les sujets sains pour certains mouvements. Il arrivait que l'effet soit bilatéral, c'est-à-dire que les synergies étaient différentes non seulement pour les jambes blessées, mais aussi pour les jambes contralatérales. Les sujets blessés n'ont pas seulement utilisé des synergies différentes, mais ont aussi réorganisé les synergies : le pourcentage du mouvement expliqué par la première CP de certains mouvements était différent pour les jambes blessées ainsi que pour les

jambes intactes des patients, comparativement aux jambes du groupe témoin. Nous en sommes donc venus à la conclusion que l'analyse de la coordination interarticulaire pourrait être efficace pour décrire les déficits moteurs de gens ayant une blessure au genou.

Lors des sauts ainsi que lors de la marche sur place, il y avait un minimum global d'activité musculaire qui se situait près du point de retour du mouvement. Il est donc possible que le système nerveux contrôle un système multimusculaire en spécifiant une configuration de référence à laquelle la configuration réelle peut alors être comparée. Selon cette hypothèse, lorsque la configuration réelle correspond à la configuration de référence, l'activité musculaire de tous les muscles impliqués devrait être minimale.

Les résultats de cette étude soulèvent quelques questions et mènent à la formulation de nouvelles questions expérimentales. D'abord, les sujets blessés qui ont participé à cette étude étaient très actifs et possédaient donc une bonne musculature. Il est donc probable que plusieurs patients compensaient musculairement pour leur instabilité mécanique. Il pourrait être intéressant d'évaluer des patients moins actifs et/ou ayant de la difficulté à effectuer les activités quotidiennes. Cela nous permettrait peut-être de trouver des différences plus importantes. De plus, l'indice d'asymétrie serait peut-être augmenté pour une telle population. En effet, lors de cette étude, il y avait une relation linéaire entre l'indice d'asymétrie pour les squats sur une jambe et le résultat clinique. Il serait aussi intéressant d'évaluer l'activité musculaire des sujets pour voir si les mouvements qui ne semblent pas affectés par la rupture ligamentaire

sont effectués avec des patrons musculaires différents par les patients. Enfin, des mouvements imposant une plus forte charge au genou, comme les sauts, ainsi que des situations imprévisibles, comme l'ajout de perturbations, permettraient peut-être de faire ressortir des différences entre la population saine et les sujets blessés.

## **CHAPITRE VIII**

---

### **8. RÉFÉRENCES**

Abdusamatov RM, Adamovich SV, Berkinblit MB, Chernavsky AV, Feldman AG (1988) Rapid one-joint movements: a qualitative model and its experimental verification. In: Gurfinkel VS, Ioffe ME, Massion J, Roll JP (eds) *Stance and Motion. Facts and Concepts*. Plenum Press, New York and London, pp 261-270

Adamovich SV, Archambault PS, Ghafouri M, Levin MF, Poizner H, Feldman AG (2001) Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. *Exp Brain Res* 138: 288-303

Adamovich SV, Levin MF, Feldman AG (1997) Central modifications of reflex parameters may underlie the fastest arm movements. *J Neurophysiol* 77: 1460-1469

Ahmed AM, Hyder A, Burke DL, Chan KH (1987) In-vitro ligament tension pattern in the flexed knee in passive loading. *J Orthop Res* 5: 217-230

Alexandrov A, Aurenty R, Massion J, Mesure S, Viallet F (1998a) Axial synergies in parkinsonian patients during voluntary trunk bending. *Gait Posture* 8: 124-135

Alexandrov A, Frolov A, Massion J (1998b) Axial synergies during human upper trunk bending. *Exp Brain Res* 118: 210-220

Arms SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson I, Eriksson E (1984) The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med* 12: 8-18

Arnoczky SP (1983) Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 19-25

Asytryan DG, Feldman AG (1965) Functional tuning of nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture - I. Mechanographic analysis of the work of the joint on execution of a postural task. *Biofizika* 10: 837-846

Bach BR Jr, Warren RF, Flynn WM, Kroll M, Wickiewicz TL (1990) Arthrometric evaluation of knees that have a torn anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 72: 1299-306

Bach JM, Hull ML (1998) Strain inhomogeneity in the anterior cruciate ligament under application of external and muscular loads. *J Biomech Eng* 120: 497-503

Bagger J, Ravn J, Lavard P, Blyme P, Sorensen C (1992) Effect of functional bracing, quadriceps and hamstrings on anterior tibial translation in anterior cruciate ligament insufficiency: a preliminary study. *J Rehabil Res Dev* 29: 9-12

Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R (1988) Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 16: 113-122

Beard DJ, Soundarapandian RS, O CJJ, Dodd CAF (1996) Gait and electromyographic analysis of anterior cruciate ligament deficient subjects. *Gait Posture* 4: 83-88

Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B (1990) Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 72: 871-877

Berns GS, Hull ML, Patterson HA (1992) Strain in the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament under combination loading. *J Orthop Res* 10: 167-176

Bernstein NA (1967) *The coordination and regulation of movements*. Pergamon, London

Beynon B, Howe JG, Pope MH, Johnson RJ, Fleming BC (1992) The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop* 16: 1-12

Bizzi E, Hogan N., Mussa-Ivaldi FA, Giszter S (1992) Does the nervous system use equilibrium-point control to guide single and multiple joint movements? *Behav Brain Sci* 15: 603-613

Boerboom AL, Hof AL, Halbertsma JP, van Raaij JJ, Schenk W, Diercks RL, van Horn JR (2001) Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 211-216

Branch TP, Hunter R, Donath M (1989) Dynamic EMG analysis of anterior cruciate deficient legs with and without bracing during cutting. *Am J Sports Med* 17: 35-41

Bulgheroni P, Bulgheroni MV, Andrini L, Guffanti P, Castelli C (1997) Walking in anterior cruciate ligament injuries. *The Knee* 4: 159-165

Butler DL, Noyes FR, Grood ES (1980) Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am* 62: 259-270

Ciccotti MG, Kerlan RK, Perry J, Pink M (1994) An electromyographic analysis of the knee during functional activities. II. The anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed profiles. *Am J Sports Med* 22: 651-658

Daniel DM, Stone ML, Sachs R, Malcom L (1985) Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. *Am J Sports Med* 13: 401-7

Devita P, Hortobagyi T, Barrier J, Torry M, Glover KL, Speroni DL, Money J, Mahar MT (1997) Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Med Sci Sports Exerc* 29: 853-859

Draganich LF, Vahey JW (1990) An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *J Orthop Res* 8: 57-63

Dürselen L, Claes L, Kiefer H (1995) The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sports Med* 23: 129-136



Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L (1999) Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. *Med Sci Sports Exerc* 31: 210-5

Feldman AG (1966a) Functional tuning of nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture - II. controllable parameters of the muscles. *Biofizika* 11: 498-508

Feldman AG (1966b) Functional tuning of nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture - III. Mechanographic analysis of the execution by man of the simplest motor tasks. *Biofizika* 11: 667-675

Feldman AG (1986) Once more on the equilibrium-point hypothesis ( $\lambda$  model) for motor control. *J Motor Behav* 18: 17-54

Feldman AG, Levin MF (1993) Control variables and related concepts in motor control. *Concepts in Neurosci* 4: 25-51

Feldman AG, Levin MF (1995) The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behav Brain Sci* 18: 723-806

Feldman AG, Levin MF, Mitnitski AM, Archambault P (1998) 1998 ISEK Congress Keynote Lecture: Multi-muscle control in human movements. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology. J Electromyogr Kinesiol* 8: 383-390

Fleming BC, Renstrom PA, Beynon BD, Engstrom B, Peura GD, Badger GJ, Johnson RJ (2001) The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech* 34: 163-170

Galway HR, MacIntosh DL (1980) The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop* 45-50

Garces GL, Perdomo E, Guerra A, Cabrera-Bonilla R (1995) Stress radiography in the diagnosis of anterior cruciate ligament deficiency. *Int Orthop* 19: 86-8

Gauffin H, Tropp H (1992) Altered movement and muscular-activation patterns during the one-legged jump in patients with an old anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med* 20: 182-192

Georgopoulos AP, Ashe J, Smyrnis N, Taira M (1992) The motor cortex and the coding of force. *Science* 256: 1692-1695

Georgopoulos AP, Kalaska JF, Caminiti R, Massey JT (1982) On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex. *J Neurosci* 2: 1527-1537

Girgis FG, Marshall JL, Monajem A (1975) The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop* 216-231

Grabiner MD, Weiker GG (1993) Anterior cruciate ligament injury and hamstrings coactivation. *Clin Biomech* 8: 215-219

Gray J, Taunton JE, McKenzie DC, Clement DB, McConkey JP, Davidson RG (1985) A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. *Int J Sports Med* 6: 314-6

Grood ES, Noyes FR, Butler DL, Suntay WJ (1981) Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees. *J Bone Joint Surg Am* 63: 1257-1269

Grood ES, Suntay WJ (1983) A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 105: 136-144

Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, Butler DL (1984) Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 66: 725-734

Guitton D (1992) Control of eye-head coordination during orienting gaze shifts. *Trends Neurosci* 15: 174-179

Hasan Z, Karst GM (1989) Muscle activity for initiation of planar, two-joint arm movements in different directions. *Exp Brain Res* 76: 651-655

Hirokawa S, Solomonow M, Lu Y, Lou ZP, D'Ambrosia R (1992) Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *Am J Sports Med* 20: 299-306

Houck J, Yack HJ (2001) Giving way event during a combined stepping and crossover cutting task in an individual with anterior cruciate ligament deficiency. *J Orthop Sports Phys Ther* 31: 481-9; discussion 490-495

Hsieh HH, Walker PS (1976) Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg Am* 58: 87-93

Hsieh YF, Draganich LF (1998) Increasing quadriceps loads affect the lengths of the ligaments and the kinematics of the knee. *J Biomech Eng* 120: 750-756

Jeannerod M (1984) The timing of natural prehension movements. *J Mot Behav* 16: 235-254

Johansson H, Lorentzon R, Sjolander P, Sojka P (1990a) The anterior cruciate ligament. A sensor acting on the gamma-muscle-spindle systems of muscles around the knee joint. *Neuro-Orthop* 9: 1-23

Johansson H, Sjolander P, Sojka P (1986) Actions on gamma-motoneurons elicited by electrical stimulation of joint afferent fibres in the hind limb of the cat. *J Physiol* 375: 137-152

Johansson H, Sjolander P, Sojka P (1990b) Activity in receptor afferents from the anterior cruciate ligament evokes reflex effects on fusimotor neurones. *Neurosci Res* 8: 54-59

Johansson H, Sjolander P, Sojka P (1991) Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Crit Rev Biomed Eng* 18: 341-368

Johnson JL, Sharpe JA (1994) The initial vestibulo-ocular reflex and its visual enhancement and cancellation in humans. *Exp Brain Res* 99: 302-308

Johnson RA, Wichern DW (1988) *Applied multivariate statistical analysis*. Prentice Hall, New Jersey

Jonsson H, Karrholm J (1994) Three-dimensional knee joint movements during a step-up: evaluation after anterior cruciate ligament rupture. *J Orthop Res* 12: 769-779

Jonsson H, Karrholm J, Elmqvist LG (1989) Kinematics of active knee extension after tear of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 17: 796-802

Kahle W, Leonhardt H, Platzer W (1982) *Anatomie 1. Appareil locomoteur*. Flammarion Medecine-Sciences, Paris

Kålund S, Sinkjaer T, Arendt-Nielsen L, Simonsen O (1990) Altered timing of hamstring muscle action in anterior cruciate ligament deficient patients. *Am J Sports Med* 18: 245-248

Kapandji IA (1977) *Physiologie articulaire : schémas commentés de mécanique humaine. II. Membre inférieur*. Maloine, Paris

Kärrholm J, Selvik G, Elmqvist LG, Hansson LI (1988) Active knee motion after cruciate ligament rupture. *Stereoradiography. Acta Orthop Scand* 59: 158-164

Kelso JA, Tuller B, Vatikiotis-Bateson E, Fowler CA (1984) Functionally specific articulatory cooperation following jaw perturbations during speech: evidence for coordinative structures. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 10: 812-832

Kuster M, Sakurai S, Wood GA (1995) The anterior cruciate ligament-deficient knee: compensatory mechanisms during downhill walking. *The Knee* 2: 105-111

Kvist J, Gillquist J (2001a) Anterior positioning of tibia during motion after anterior cruciate ligament injury. *Med Sci Sports Exerc* 33: 1063-1072

Kvist J, Gillquist J (2001b) Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *Am J Sports Med* 29: 72-82

Kvist J, Karlberg C, Gerdle B, Gillquist J (2001) Anterior tibial translation during different isokinetic quadriceps torque in anterior cruciate ligament deficient and nonimpaired individuals. *J Orthop Sports Phys Ther* 31: 4-15

Lacquaniti F (1992) Automatic control of limb movement and posture. *Curr Opin Neurobiol* 2: 807-814

Lass P, Kaalund S, leFevre S, Arendt-Nielsen L, Sinkjaer T, Simonsen O (1991) Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament. Electromyographic studies of 14 patients. *Acta Orthop Scand* 62: 9-14

Lestienne FG, Thullier F, Archambault P, Levin MF, Feldman AG (2000) Multi-muscle control of head movements in monkeys: the referent configuration hypothesis. *Neurosci Lett* 283: 65-68

Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL (1999) The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech* 32: 395-400

Limbird TJ, Shiavi R, Frazer M, Borra H (1988) EMG profiles of knee joint musculature during walking: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. *J Orthop Res* 6: 630-638

Lipke JM, Janecki CJ, Nelson CL, McLeod P, Thompson C, Thompson J, Haynes DW (1981) The role of incompetence of the anterior cruciate and lateral ligaments in anterolateral and anteromedial instability. A biomechanical study of cadaver knees. *J Bone Joint Surg Am* 63: 954-960

Loeb GE, Levine WS (1990) Linking musculoskeletal mechanics to sensorimotor neurophysiology. In: Winters JM, Woo SLY (eds) *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*. Springer-Verlag, New York, pp 165-181

Lysholm M, Messner K (1995) Sagittal plane translation of the tibia in anterior cruciate ligament-deficient knees during commonly used rehabilitation exercises. *Scand J Med Sci Sports* 5: 49-56

Ma S, Feldman AG (1995) Two functionally different synergies during arm reaching movements involving the trunk. *J Neurophysiol* 73: 2120-2122

Mah C. D., Hulliger M., Lee R. G., O'Callaghan I. S. (1994) Quantitative analysis of human movement synergies: constructive pattern analysis for gait. *J Mot Behav* 26: 83-102

Marans HJ, Jackson RW, Glossop ND, Young C (1989) Anterior cruciate ligament insufficiency: a dynamic three-dimensional motion analysis. *Am J Sports Med* 17: 325-332

Markolf KL, Bargar WL, Shoemaker SC, Amstutz HC (1981) The role of joint load in knee stability. *J Bone Joint Surg Am* 63: 570-585

Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL (1995) Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res* 13: 930-935

Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS (1990) Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg Am* 72: 557-567

Matthews PBC (1959) The dependence of tension upon extension in the stretch reflex of the soleus muscle in the decerebrated cat. *J Physiol (Lond)* 147: 521-546

McNair PJ, Marshall RN (1994) Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. *Arch Phys Med Rehabil* 75: 584-589

McNair PJ, Marshall RN, Matheson JA (1989) Gait of subjects with anterior cruciate ligament deficiency. *Clin Biomech* 4: 243-248

Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML (1991) The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg* 4: 3-8

More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo SL, Daniel DM (1993) Hamstrings--an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *Am J Sports Med* 21: 231-237

Muneta T, Ogiuchi T, Imai S, Ishida A (1998) Measurements of joint moment and knee flexion angle of patients with anterior cruciate ligament deficiency during level walking and on one leg hop. *Biomed Mater Eng* 8: 207-218

Nichols TR (1994) A biomechanical perspective on spinal mechanisms of coordinated muscular action: an architecture principle. *Acta Anat (Basel)* 151: 1-13

Pigeon P, Yahia LH, Mitnitski AB, Feldman AG (2000) Superposition of independent units of coordination during pointing movements involving the trunk with and without visual feedback. *Exp Brain Res* 131: 336-349

Renström P, Arms SW, Stanwyck TS, Johnson RJ, Pope MH (1986) Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am J Sports Med* 14: 83-87

Roos EM, Roos HP, Lohmander LS, Ekdahl C, Beynnon BD (1998) Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)--development of a self-administered outcome measure. *J Orthop Sports Phys Ther* 28: 88-96

Rosenbaum DA, Engelbrecht SE, Bushe MM, Loucopoulos LD (1993) Knowledge model for selecting and producing reaching movements. *J Mot Behav* 25: 217-227

Rossi E, Mitnitski A, Feldman AG (2002) Sequential control signals determine arm and trunk contributions to hand transport during reaching in humans. *J Physiol* 538: 659-671

Rudolph KS, Axe MJ, Buchanan TS, Scholz JP, Snyder-Mackler L (2001) Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 62-71

Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L (2000) Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8: 262-269

Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L (1998) 1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. *J Electromyogr Kinesiol* 8: 349-362

Sakane M, Fox RJ, Woo SL, Livesay GA, Li G, Fu FH (1997) In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res* 15: 285-293

Saling M, Stelmach GE, Mescheriakov S, Berger M (1996) Prehension with trunk assisted reaching. *Behav Brain Res* 80: 153-160

Saltzman E, Kelso JA (1987) Skilled actions: a task-dynamic approach. *Psychol Rev* 94: 84-106

Santello M, Flanders M, Soechting JF (1998) Postural hand synergies for tool use. *J Neurosci* 18: 10105-10115

Scholz JP, Schoner G (1999) The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res* 126: 289-306

Scholz JP, Schoner G (1999) The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res* 126: 289-306

Scholz JP, Schoner G, Latash ML (2000) Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Exp Brain Res* 135: 382-404

Sergio LE, Kalaska JF (1998) Changes in the temporal pattern of primary motor cortex activity in a directional isometric force versus limb movement task. *J Neurophysiol* 80: 1577-1583



Shiavi R, Limbird T, Borra H, Edmondstone MA (1991) Electromyography profiles of knee joint musculature during pivoting: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. *J Electromyogr Kinesiol* 1: 49-57

Shiavi R, Limbird T, Frazer M, Stivers K, Strauss A, Abramovitz J (1987) Helical motion analysis of the knee--II. Kinematics of uninjured and injured knees during walking and pivoting. *J Biomech* 20: 653-665

Sisk TD (1987) Knee injuries. In: Crenshaw AH (ed) *Campbell's operative orthopedics*. The C.V. Mosby Company, St.Louis, pp 2283-2496

Sjölander P, Djupsjobacka M, Johansson H, Sojka P, Lorentzon R (1994) Can receptors in the collateral ligaments contribute to knee joint stability and proprioception via effects on the fusimotor-muscle-spindle system? An experimental study in the cat. *Neuro-Orthop* 15: 65-80

Smeets JB, Brenner E (1999) A new view on grasping. *Motor Control* 3: 237-271

Snyder-Mackler L, Fitzgerald GK, Bartolozzi AR 3rd, Ciccotti MG (1997) The relationship between passive joint laxity and functional outcome after anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 25: 191-5

Sojka P, Johansson H, Sjolander P, Lorentzon R, Djupsjobacka M (1989) Fusimotor neurones can be reflexly influenced by activity in receptor afferents from the posterior cruciate ligament. *Brain Res* 483: 177-183

Sojka P, Sjolander P, Johansson H, Djupsjobacka M (1991) Influence from stretch-sensitive receptors in the collateral ligaments of the knee joint on the gamma-muscle-spindle systems of flexor and extensor muscles. *Neurosci Res* 11: 55-62

Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, D'Ambrosia R (1987) The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med* 15: 207-213

Souryal TO, Freeman TR (1993) Intercondylar notch size and anterior cruciate ligament injuries in athletes. A prospective study. *Am J Sports Med* 21: 535-9

Souryal TO, Moore HA, Evans JP (1988) Bilaterality in anterior cruciate ligament injuries: associated intercondylar notch stenosis. *Am J Sports Med* 16: 449-54

Tax AA, Denier van der Gon JJ, Gielen CC, van den Tempel CM (1989) Differences in the activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. *Exp Brain Res* 76: 55-63

Tibone JE, Antich TJ, Fanton GS, Moynes DR, Perry J (1986) Functional analysis of anterior cruciate ligament instability. *Am J Sports Med* 14: 276-284

Torg JS, Conrad W, Kalen V (1976) Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete. *Am J Sports Med* 4: 84-93

Torzilli PA, Deng X, Warren RF (1994) The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee. *Am J Sports Med* 22: 105-112

Tsetlin ML (1969) Theory of automata and modeling of biological systems. Nauka, Moscow

Vergis A, Hindriks M, Gillquist J (1997) Sagittal plane translations of the knee in anterior cruciate deficient subjects and controls. *Med Sci Sports Exerc* 29: 1561-1566

Vernazza-Martin S, Martin N, Massion J (1999) Kinematic synergies and equilibrium control during trunk movement under loaded and unloaded conditions. *Exp Brain Res* 128: 517-526

Vernazza-Martin S, Martin N, Massion J (2000) Kinematic synergy adaptation to microgravity during forward trunk movement. *J Neurophysiol* 83: 453-464

Wang J, Stelmach GE (1998) Coordination among the body segments during reach-to-grasp action involving the trunk. *Exp Brain Res* 123: 346-350

Weijts WA, Sugimura T, van Ruijven LJ (1999) Motor coordination in a multi-muscle system as revealed by principal components analysis of electromyographic variation. *Exp Brain Res* 127: 233-243

Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, Andriacchi TP, Bach BR Jr (1998) Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. Clin Orthop 166-175

Wojtys EM (1994) The ACL-deficient knee. AAOS Monograph Series. Rosemont, IL

Yack HJ, Collins CE, Whieldon TJ (1993) Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. Am J Sports Med 21: 49-54