Récupération après reconstruction du ligament croisé antérieur et prévention des ruptures : étude biomécanique d'un mouvement pluri-articulaire

Benoît Pairot de Fontenay

▶ **To cite this version:**

Benoît Pairot de Fontenay. Récupération après reconstruction du ligament croisé antérieur et prévention des ruptures : étude biomécanique d'un mouvement pluri-articulaire. Education. Université Claude Bernard - Lyon I, 2014. Français. NNT : 2014LYO10212 . tel-01131351

HAL Id: tel-01131351

https://theses.hal.science/tel-01131351

Submitted on 13 Mar 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

N° d'ordre 212-2014 Année 2014

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

Ecole doctorale interdisciplinaire sciences et santé

DIPLOME DE DOCTORAT

(Arrêté du 7 août 2006)

Mention Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Soutenue publiquement le 22 octobre 2014

par

M. PAIROT DE FONTENAY Benoît

RECUPERATION APRES RECONSTRUCTION DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR ET PREVENTION DES RUPTURES :

ETUDE BIOMECANIQUE D'UN MOUVEMENT PLURI-ARTICULAIRE

Directeur de thèse : **Mme Karine MONTEIL**

JURY:

Mme Véronique FEIPEL (PU, MK), Université Libre de Bruxelles, Belgique, *Rapporteur*

M. Abderrahmane RAHMANI (PU), Université du Maine, *Rapporteur*

M. Philippe NEYRET (PU, PH), Université de Lyon

M. François FOURCHET (PhD, MK), Meyrin, Suisse

Mme Karine MONTEIL (MCU), Université de Lyon, *Directeur*

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université	**M. François-Noël GILLY**
Vice-président du Conseil d'Administration	M. le Professeur Hamda BEN HADID
Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire	M. le Professeur Philippe LALLE
Vice-président du Conseil Scientifique	M. le Professeur Germain GILLET
Directeur Général des Services	M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard	Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE
Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux	Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON
Faculté d'Odontologie	Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation	Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON
Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directeur : Mme. la Professeure A-M. SCHOTT

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies	Directeur : M. F. DE MARCHI
Département Biologie	Directeur : M. le Professeur F. FLEURY
Département Chimie Biochimie	Directeur : Mme Caroline FELIX
Département GEP	Directeur : M. Hassan HAMMOURI
Département Informatique	Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE
Département Mathématiques	Directeur : M. Georges TOMANOV
Département Mécanique	Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID
Département Physique	Directeur : M. Jean-Claude PLENET
UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. Y.VANPOULLE
Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon	Directeur : M. B. GUIDERDONI
Polytech Lyon	Directeur : M. P. FOURNIER
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique	Directeur : M. G. PIGNAULT
Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1	Directeur : M. C. VITON
Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education	Directeur : M. A. MOUGNIOTTE
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : M. N. LEBOISNE

Remerciements

Cette thèse a été réalisée au sein du Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport (CRIS) de l'université Claude Bernard Lyon 1. Ce travail n'aurait pas été possible sans l'aide d'un grand nombre de personnes que je souhaiterais remercier.

Je souhaiterais tout d'abord remercier le Professeur Thierry Terret, ancien directeur du CRIS, qui m'a donné l'opportunité de rejoindre l'UFR STAPS et la filière universitaire à la suite de mes études de masso-kinésithérapie.

Mes remerciements s'adressent particulièrement à Karine Monteil, ma directrice de thèse. Je lui suis très reconnaissant pour la confiance qu'elle me témoigne depuis mon entrée en Master 1. Tout au long de mon cursus, son soutien m'a permis de mener de front activité professionnelle et projet universitaire. Je tiens à mettre en avant ses qualités humaines, et je la remercie pour la liberté avec laquelle elle m'a permis d'orienter ce travail.

Je voudrais remercier les rapporteurs de mon travail de thèse, la Professeure Véronique Feipel, et le Professeur Abderrahmane Rahmani, d'avoir accepté d'évaluer mon travail et de venir en discuter lors de ma soutenance. Je remercie le Professeur Philippe Neyret et Monsieur François Fourchet qui ont également jugé ce travail.

J'aimerais remercier Christian Collet, qui m'a donné l'occasion de travailler avec Florent Lebon sur le protocole de prévention des ruptures. L'aide précieuse de Florent a permis la réalisation de ce projet et m'a fait découvrir le domaine de l'imagerie motrice.
Je souhaiterais remercier Stéphane Champely, pour ses compétences indispensables au traitement statistique des résultats, et le Docteur Jean-Yves Guincestre, président de la commission médicale de la FFBB, pour avoir soutenu ce projet.

Je remercie également la Professeure Elvire Servien, le Professeur Philippe Neyret ainsi que le docteur David Dejour. L'accès à leur bloc opératoire a été une expérience très instructive et leur aide quant au recrutement des patients a été primordiale pour mener à bien ce travail.

Merci,

A mon ami Sébastien, qui est également mon confrère et mon voisin de bureau au CRIS. Nous avons commencé cette aventure ensemble, toujours côte à côte pour avancer. Je lui suis très reconnaissant pour sa générosité, sa gentillesse et pour toute l'aide qu'il m'a apportée.
A Yoann Blache, voisin de bureau et maintenant ami, que je remercie pour son expertise scientifique, sa maitrise de Matlab sans laquelle mes données auraient été inexploitables.
A tous les deux pour ces bons moments passés ensemble au CRIS et en dehors.

A Mike, Fanny, Bapt, pour leur soutien, pour m'avoir changé les idées lors de nos aventures en mer et en montagne.
A mon associé et ami Alexandre, pour la relecture de mes articles et les questionnements pertinents.
A mes amis du CRIS, Nady, Camille, Michel, Damien, Franck, Emilie, François, … qui ont rendu le temps passé au laboratoire plus agréable.
A mes parents, pour leur aide précieuse dans la correction finale du manuscrit.
A Edwige ma femme, qui croit en moi, et qui m'a toujours soutenu quand il y avait des obstacles.

RECUPERATION APRES RECONSTRUCTION DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR ET PREVENTION DES RUPTURES :

ETUDE BIOMECANIQUE D'UN MOUVEMENT PLURI-ARTICULAIRE

Centre de **R**echerche et d'**I**nnovation sur le **S**port - CRIS - EA 647

Laboratoire de la **P**erformance **M**otrice, **M**entale et du **M**atériel (P3M)

UFR STAPS, Université Claude Bernard Lyon 1

27 - 29, boulevard du 11 novembre 1918

69622 Villeurbanne Cedex

Sommaire

Table des illustrations **11**

Liste des abréviations **14**

Introduction générale **15**

Chapitre 1 ..... **19**

Cadre théorique **19**

Le Ligament Croisé Antérieur (LCA) **20**

1. Anatomie 20
   1.1. Vascularisation 20
   1.2. Innervation 21
2. Rôle 21
3. Propriétés mécaniques 23

La rupture du LCA **25**

1. Epidémiologie 25
   1.1. Fonction du niveau et différence entrainement/compétition 25
   1.2. Fonction du genre 25
2. Les lésions associées 27
3. Mécanismes de rupture 28
   3.1. Mécanisme de rupture sans contact 28
   3.2. Mécanisme de rupture avec contact 29

Chapitre 2 ..... **30**

Reconstruction chirurgicale du LCA et rééducation post-opératoire **30**

Reconstruction chirurgicale du LCA **32**

1. Procédure chirurgicale 32
2. Ligamentisation du greffon et cicatrisation de la zone de prélèvement 34
   2.1. Ligamentisation du greffon 34
   2.2. Ancrage des fixations 34
   2.3. Cicatrisation de la zone de prélèvement 35

Rééducation post-opératoire **36**

1. Protocole de rééducation 36
2. Suivi de la récupération 36
   2.1. Paramètres cliniques 36
   2.2. Questionnaires d'évaluation subjective 37
   2.3. Paramètres objectifs 37
      2.3.1. Mesure de la laxité 37
      2.3.2. Evaluation de la récupération musculaire 37
3. Reprise du sport 38
4. Récidive et rupture contro-latérale 38

Problématique **40**

Méthodologie générale **41**

1. Populations expérimentales 41
2. Technique opératoire 42
3. Procédures des tests fonctionnels 42
   3.1. Squat jump unipodal 42
   3.2. Saut en longueur unipodal et triple saut en longueur unipodal 44
4. Analyse du squat jump unipodal 45

4.1. Etude cinématique ... 45
4.2. Etude dynamique ... 46
4.3. Traitement des données ... 46
4.3.1. Filtrage et synchronisation des données ... 46
4.3.2. Paramètres étudiés ... 47
5. Analyse statistique ... 48

Publication 1 : Altération du mouvement après ligamentoplastie du LCA : comparaison entre la jambe opérée et la jambe non-opérée au cours d'un saut unipodal. ... 49

1. Introduction ... 49
2. Matériel et méthode ... 50
2.1. Sujets ... 50
2.2. Procédure de test ... 50
2.3. Traitement des données ... 51
2.4. Analyses statistiques ... 51
3. Résultats ... 51
4. Discussion ... 54
4.1. Cinématique ... 54
4.2. Dynamique ... 55

Publication 2 : Asymétries du travail articulaire au cours d'un mouvement pluri-articulaire après ligamentoplastie du LCA : une étude pilote ... 58

1. Introduction ... 58
2. Matériel et méthode ... 59
2.1. Sujets ... 59
2.2. Procédure de test ... 60
2.3. Traitement des données ... 60
2.4. Asymétries ... 60
2.5. Analyses statistiques ... 60
3. Résultats ... 60
4. Discussion ... 63

Publication 3 : Altérations des stratégies de saut au niveau de la jambe non-opérée 7 mois après ligamentoplastie du LCA : comparaison entre patients et sujets sains lors de tests de sauts ... 66

1. Introduction ... 66
2. Matériel et méthode ... 67
2.1. Sujets ... 67
2.2. Procédure de test ... 67
2.3. Traitements des données ... 67
2.4. Analyse statistique ... 68
3. Résultats ... 68
3.1. Comparaison JNO / GC ... 68
3.2. Comparaison JO / GC ... 69
4. Discussion ... 70

Discussion chapitre 2 ... 73

1. Performance de saut ... 73
2. Moments de force articulaire ... 76
3. Synthèse ... 77

Conclusion du chapitre 2 ... 79

Chapitre 3 ... 80

Prévention des ruptures du LCA chez les athlètes féminines ... 80

Publication 4 : Rupture du LCA : cas de l'athlète féminine ... 82

1. Notion de « valgus dynamique » ... 82
2. Prédispositions féminines ... 83

2.1. Prédispositions hormonales ... 83
2.2. Prédispositions anatomiques ... 83
2.3. Prédispositions neuromusculaires ... 83
2.3.1. Ratio Ischio-Jambiers / Quadriceps ... 84
2.3.2. Activations musculaires ... 84
2.3.3. Déséquilibres des activations musculaires médiales et latérales ... 84
3. Programmes de prévention ... 85
3.1. Effet des protocoles sur le nombre de rupture du LCA. ... 87
3.2. Durée et planification des protocoles ... 87
3.3. Exercices ... 88
3.4. Encadrement des entrainements ... 88
4. Discussion ... 89
4.1. Détection des athlètes à risque ... 89
4.2. Encadrement et corrections techniques ... 90
4.3. Les exercices ... 91
4.4. La planification ... 92

Publication 5 : Diminution des facteurs de risque de rupture du LCA et amélioration de la performance de saut chez les jeunes basketteuses : une étude pilote ... 94

1. Introduction ... 94
2. Matériel et méthode ... 96
2.1. Approche expérimentale ... 96
2.2. Sujets ... 96
2.3. Programmes d'entraînement ... 96
2.4. Procédures du Drop jump test ... 98
2.5. Analyse des données ... 98
2.6. Analyses statistiques ... 99
3. Résultats ... 101
3.1. Statistiques descriptives ... 101
3.2. Tests de significativité ... 102
4. Discussion ... 103
4.1. Les facteurs de risque de rupture du LCA ... 103
4.2. Performance de saut ... 105
4.3. Synthèse ... 105

Conclusion du chapitre 3 ... 107

Chapitre 4 ... 108

Perspectives ... 108

Perspectives Cliniques ... 109

1. Amélioration de la récupération après rupture et reconstruction du LCA ... 109
2. Prévention des ruptures du LCA ... 113

Perspectives scientifiques ... 115

Conclusion générale ... 117

Références ... 119

Annexes ... 133

Annexe 1 : Anatomie du genou et des muscles péri-articulaires ... **134**

Annexe 2 : IKDC Subjective knee evaluation form ... **144**

Annexe 3 : Niveau d'activité selon l'échelle de Tegner *et al.* ... **148**

Annexe 4 : Motion alterations after ACL-R: comparison of the injured and non-injured lower limbs during a single-leg jump. ... **150**

Annexe 5 : Asymmetries in Joint Work during Multi-Joint Movement after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: a Pilot Study. ... **157**

Annexe 6 : Motion Alterations on the Non-Injured Leg 7 Months after ACL-Reconstruction..... **164**

Annexe 7 : Rupture du LCA : cas de l'athlète féminine..... **181**

Annexe 8 : ACL Injury Risk Factors Decrease & Jumping Performance Improvement in Female Basketball Players: A Prospective Study **190**

Annexe 9 : Programme de préparation physique spécifique **200**

Annexe 10 : Exemple de protocole de rééducation après reconstruction du LCA basé sur des critères de progression..... **230**

Annexe 11 : Grilles de score : Test du triple bond et Test de reception unipodale **236**

Annexe 12 : ACL-Return to Sport after Injury scale..... **239**

Annexe 13 : Programme de prévention des blessures « 11+ » **243**

Table des illustrations

Figures

Figure 1 : Vue médiale du LCA 20
Figure 2 : Action du quadriceps et des ischio-jambiers sur le tibia et le LCA..... 21
Figure 3 : Recul des condyles fémoraux lors de la mise en charge 22
Figure 4 : Insertions et orientations des deux faisceaux du LCA en extension du genou et à 90° de flexion.. 23
Figure 5 : Nombre de rupture du LCA pour 1000 expositions, pourcentage de rupture du LCA sur le nombre total de blessure. 26
Figure 6 : Pourcentage des lésions associées à la rupture du LCA. Arthroscopie réalisée dans les 21 jours après la rupture. 28
Figure 7 : Mécanismes de rupture du LCA sans contact..... 29
Figure 8 : Prélèvement du greffon..... 32
Figure 9 : Procédure chirurgicale de reconstruction du LCA 33
Figure 10 : Exemple de fixation directe : la vis d'interférence 35
Figure 11 : Taux en pourcentage (%) de récidives et de ruptures contro-latérales après reconstruction du LCA en fonction du délai post-opératoire (mois)..... 39
Figure 12 : Squat jump unipodal 43
Figure 13 : Saut en longueur unipodal et triple saut en longueur unipodal 44
Figure 14 : Repères anatomiques, segments et articulations lors du squat jump unipodal 46
Figure 15 : Puissance articulaire maximale (Watt/kg) de la hanche, du genou et de la cheville de la Jambe Opérée (JO) et de la Jambe Non-Opérée (JNO) au cours de la phase d'impulsion d'un squat jump unipodal. Puissance articulaire totale (Watt/kg) de la JO et de la JNO. ** p< 0,01 53
Figure 16 : kinogramme moyen en position initiale et au décollage d'un squat jump unipodal. 75
Figure 17 : Mouvement de « valgus dynamique » 82
Figure 18 : Drop jump 90
Figure 19 : Apprentissage de l'anti-» valgus dynamique »..... 90
Figure 20 : Mesure du « valgus dynamique » à la réception du saut en contrebas. 99
Figure 21 : Valeur du valgus " dynamique » (rad) lorsque toutes les joueuses sont regroupées. **p<0,01 pour l'effet condition, ... 102

Figure 22 : Valeurs pré-test et post-test pour le temps de vol (ms) dans le GC, le GPS et le GPM. *p<0,05 pour le test post-hoc. 103
Figure 23 : Side hop test..... 111
Figure 24 : Test de Triple bond..... 112
Figure 25 : Test de réception unipodale..... 114

Tableaux

Tableau 1 : Pic de force sur le LCA (N) et pourcentage d'élongation en fonction de l'activité. 24
Tableau 2 : Hauteur de saut (cm), durée de la phase d'impulsion (ms) et angles articulaires (°) au décollage de la hanche, du genou et de la cheville de la Jambe Opérée (JO) et de la Jambe Non-Opérée (JNO). Moment articulaire total (N.m/kg) et moment articulaire maximal (N.m/kg) de la hanche, du genou et de la cheville de la JO et de la JNO (moyenne ± écart-type).... 52
Tableau 3 : Vitesse angulaire articulaire (°/s) et moment articulaire (N.m/kg) lorsque la puissance articulaire est maximale pour la hanche, le genou et la cheville de la Jambe Opérée (JO) et de la Jambe Non-Opérée (JNO) (moyenne ± écart-type).... 53
Tableau 4 : Données descriptives des sujets dans les groupes GLCA et GC (moyenne ± écart-type).... 59
Tableau 5 : Valeurs absolues (moyenne ± écart-type) et Limb Symmetry Index (LSI) (Médiane (premier quartile – troisième quartile)) pour le déplacement vertical total (TVD) du centre de masse, le déplacement vertical du centre de masse pendant l'impulsion (H_{imp}), le déplacement vertical du centre de masse pendant le vol (H_{vol}), le travail mécanique articulaire total, et le travail articulaire, moment articulaire et amplitude articulaire de la hanche, du genou et de la cheville lors d'un squat jump unipodal dans le GLCA et le GC..... 62
Tableau 6 : Données descriptives pour les sujets du GLCA et du GC (moyenne ± écart-type). 67
Tableau 7 : Distance de saut (m) pour le saut en longueur unipodal et le triple saut en longueur unipodal sur la Jambe Non-Opérée (JNO), la Jambe Opérée (JO) et pour le Groupe Contrôle (GC).... 68

Tableau 8 : Hauteur de saut (m), angles articulaires initiaux (°) et angles articulaires au décollage (°) de la hanche, du genou et de la cheville sur la Jambe Non-Opérée (JNO) la Jambe Opérée (JO) et dans le Groupe Contrôle (GC) lors d'un squat jump unipodal. 69
Tableau 9 : Moment articulaire maximal (N.m/kg) de la hanche, du genou et de la cheville, et moment articulaire total (N.m/kg) sur la Jambe Non-Opérée (JNO) la Jambe Opérée (JO) et dans le Groupe Contrôle (GC) lors d'un squat jump unipodal. 69
Tableau 10 : Synthèse des différents programmes de prévention des ruptures du LCA 86
Tableau 11 : Données pré-test et post-test du « valgus dynamique » (rad), du taux de développement de la force (RFD) (Bw/ms), du Pic de Force de Réaction du Sol (PVIF) (Bw), du temps de vol (ms), le pourcentage de changement (Delta) [moyenne (95% IC)] et les tailles d'effet (Δ de Glass) pour le Groupe préparation Physique Spécifique (GPS), le Groupe préparation Physique et Mentale (GPM) et le Groupe Contrôle (GC). 101
Tableau 12 : Résultats de l'ANOVA à mesures répétées (groupes * conditions) : « valgus dynamique », taux de développement de la force (RFD), Pic de Force de Réaction du Sol (PVIF) et temps de vol. 102

Liste des abréviations

AM : Anterior-Medial bundle (faisceau antéro-médial)

BPTB : Bone Patellar Tendon Bone (os-tiers central du tendon patellaire-os)

Bw : Body weigth (poids corporel)

CCI : Coefficient de Corrélation Intra-classe

GLCA : Groupe LCA

GC : Groupe Contrôle

GPS : Groupe préparation Physique Spécifique

GPM : Groupe préparation Physique et Mentale

H_{imp} : déplacement vertical du centre de masse pendant l'impulsion

H_{vol} : déplacement vertical du centre de masse pendant la phase de vol

IC : Intervalle de Confiance

JO : Jambe Opérée

JNO : Jambe Non-Opérée

LCA : Ligament Croisé Antérieur

LSI : Limb Symetry Index

PL : Postero-Lateral bundle (faisceau postéro-latéral)

PVIF : Peak Vertical Impact force (pic de la force vertical d'impact)

RFD : Rate of Force development (taux de production de la force)

STG : tendons des muscles Semi-Tendineux et Gracile

TVD : Total Vertical Displacement of the body mass center (Déplacement vertical total du centre de masse)

W_{total} : travail mécanique articulaire total rapporté à la masse du sujet

Introduction générale

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur. C'est une articulation très mobile et peu congruente. La stabilité du genou est essentiellement assurée par les ligaments et les muscles péri-articulaires. Les principaux ligaments du genou sont au nombre de quatre, dont les deux ligaments croisés (antérieur et postérieur) qui sont intra-articulaires.

La rupture du Ligament Croisé Antérieur (LCA) est la plus fréquente des entorses graves du genou [1]. C'est une pathologie associée à la pratique sportive [2], la plupart des accidents survenant au cours de la pratique de sports à pivots, avec ou sans contact (football, basketball, ski, …). La rupture du LCA engendre une laxité antéro-postérieure et rotatoire du genou, responsable d'épisodes d'instabilité qui empêchent la poursuite de la pratique sportive. De plus, à long terme, cette laxité entraine une détérioration des structures avoisinantes (ménisques, cartilage, …) [3].

Après rupture du LCA, le ligament lésé n'a qu'un très faible potentiel de cicatrisation. Le traitement conservateur est basé sur la capacité du patient à compenser l'absence de ligament en stabilisant activement le genou (grâce aux muscles péri-articulaires) afin de limiter les épisodes d'instabilité. Cependant, dans le cas des patients sportifs qui souhaitent reprendre leur pratique, le traitement chirurgical est préconisé pour retrouver la stabilité passive du genou [4]. Il consiste en une reconstruction du LCA, principalement à partir d'une autogreffe de tendon (tendon patellaire, ou l'association des tendons du gracile et du semi-tendineux). Après l'opération, s'en suit une longue période de rééducation, primordiale pour récupérer la mobilité, la force et la stabilité active au niveau du genou. L'objectif des séances de rééducation est de retrouver la symétrie entre la jambe opérée et la jambe non-opérée [5] afin de permettre la reprise du sport aux alentours des 7 mois post-opératoires [6].

L'avancée des connaissances sur l'anatomie (p. ex. le ligament antéro-latéral [7]), la physiologie et la biomécanique du genou et du LCA permettent aux chirurgiens de perfectionner les techniques de reconstruction. La préservation du site de prélèvement du greffon, la précision de la localisation des insertions et terminaisons du LCA natif, la qualité de reconstruction des différents faisceaux et la solidité des fixations du greffon ne cessent d'être améliorées. De plus, les progrès constants des connaissances dans le domaine de la rééducation permettent de préciser et d'individualiser les protocoles de rééducation après rupture du LCA par une meilleure compréhension des processus de cicatrisation et des déficits

présents après ligamentoplastie, et par l'amélioration des exercices de rééducation et des techniques d'évaluation [8, 9].
Cependant et malgré toutes ces avancées, les résultats après ligamentoplastie du LCA ne sont pas complètement satisfaisants. En effet, 37% des athlètes ne retrouvent pas leur niveau avant-blessure [6] et plus de 10% des patients subissent à nouveau une rupture du LCA [10].

L'objectif global des équipes médicales et paramédicales est de maintenir les capacités physiques des personnes. Une première manière de répondre à cet objectif est de permettre la récupération des capacités lorsque celles-ci sont réduites. En tant que masseur-kinésithérapeute, ma volonté est d'apporter de nouvelles connaissances dans le domaine de la rééducation après ligamentoplastie du LCA, dans le but d'améliorer la prise en charge et la récupération des patients. A cet effet, dans la première partie de ce travail, nous allons nous attacher à la récupération fonctionnelle, 7 mois après ligamentoplastie du LCA. Pour cela, nous allons déterminer les altérations présentes lors de mouvements pluri-articulaires proche de la pratique sportive. La symétrie entre la jambe opérée et la jambe non-opérée est l'objectif principal de la rééducation après l'opération. Nous allons donc étudier s'il existe des déficits sur la jambe opérée en comparaison avec la jambe non-opérée lors de la réalisation d'un squat jump unipodal. Dans un deuxième temps, étant donné que la symétrie parfaite n'existe pas, nous allons comparer les asymétries présentent chez les patients après ligamentoplastie du LCA et celles présentent chez des sujets sains. Enfin, après ligamentoplastie du LCA, la jambe non-opérée sert, actuellement, de référence à l'évaluation de la récupération de la jambe opérée. Cependant, il nous parait important d'étudier si et comment cette jambe non-opérée est affectée par la rupture contro-latérale du LCA.

Une deuxième manière de répondre à l'objectif global de maintien des capacités physiques des personnes est de développer des actions pour préserver les capacités physiques en prévenant les maladies et/ou les blessures (article R 4321-63 du code de déontologie des masseurs-kinésithérapeutes). Les conséquences des ruptures du LCA sont importantes, d'un point de vue santé publique (coût du traitement, arrêt de travail, …) et d'un point de vue sportif (interruption de carrière temporaire ou définitive, …). L'avancée récente des connaissances des facteurs de risque de lésion du LCA chez les athlètes féminines ouvre des perspectives très intéressantes dans le domaine de la prévention. La population féminine pratique de plus en plus une activité sportive [11] et présente un risque de rupture du LCA plus important que les hommes [12]. Dans cette population, il a été démontré, entre autres, des

facteurs de risque neuromusculaires de lésion du LCA. A partir de ces données, des interventions préventives spécifiques ont été élaborées dans le but de diminuer le nombre de rupture du LCA chez les athlètes féminines.

Dans la deuxième partie de ce travail, nous ferons la synthèse des facteurs de risque de lésion du LCA et des interventions préventives chez les athlètes féminines. Nous étudierons également les effets de deux protocoles de préventions sur les facteurs de risque neuromusculaires et la performance de saut chez de jeunes basketteuses.

Chapitre 1

Cadre théorique

Le Ligament Croisé Antérieur (LCA)

1. Anatomie

Le ligament croisé antérieur avec le ligament croisé postérieur se situent en interne au niveau du genou (anatomie du genou et des muscles péri-articulaires en Annexe 1). Ces deux ligaments sont intra-capsulaires même s'ils sont séparés de l'espace articulaire par une membrane synoviale. Le LCA s'insère au niveau du tibia sur la surface pré-spinale et se termine face postéro-médiale du condyle fémoral latéral (Figure 1). Il est constitué de fibres de directions et de longueurs différentes. Il est décrit deux principaux faisceaux : le faisceau antéro-médial et le faisceau postéro-latéral. La longueur des fibres diminue progressivement d'avant en arrière du ligament. Les fibres les plus antérieures ont une longueur de 37 ± 4 mm alors que les plus postérieures 24 ± 4 mm [13].

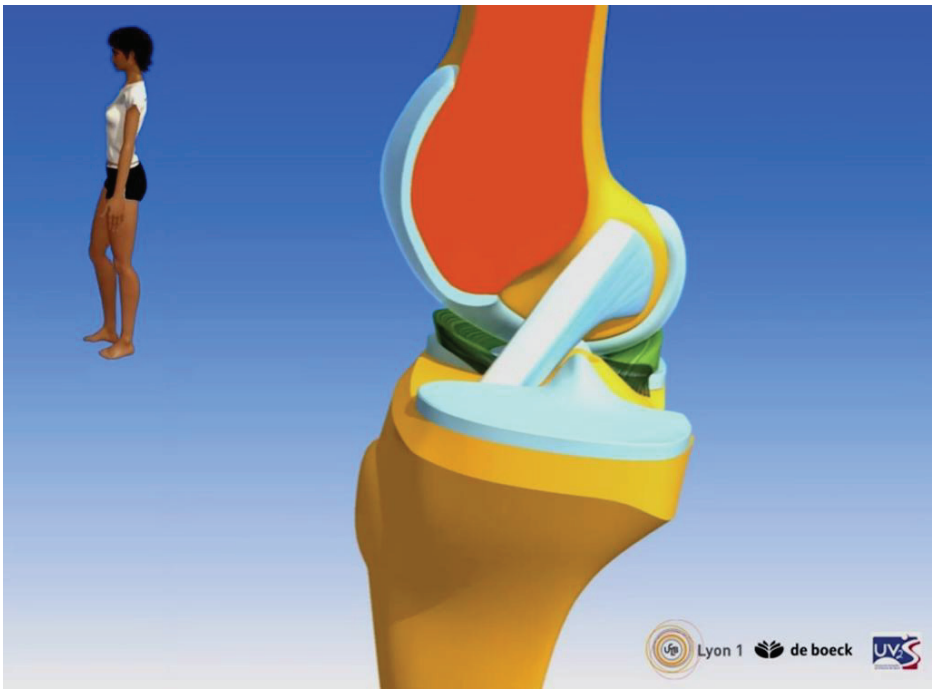


Figure 1 : Vue médiale du LCA. Adaptée du site internet www.anatomie3d.univ-lyon1.fr

1.1. Vascularisation

Le LCA est vascularisé essentiellement par l'artère géniculée moyenne qui nait de l'artère poplitée. La vascularisation n'est pas homogène avec une partie proximale mieux irriguée que la partie distale [14-16]. La vascularisation du LCA est plus faible que celle des autres ligaments du genou et en particulier celle du ligament croisé postérieur. Cette particularité explique en partie le faible potentiel de cicatrisation du LCA après rupture [17, 18].

1.2. Innervation

Le LCA est innervé par les branches articulaires postérieures du nerf tibial. Les structures nerveuses représentent près de 1% de la section du ligament [19]. Il a été décrit quatre types différents de récepteurs nerveux [20-22] : 1, les terminaisons de Ruffini, sensibles à l'angle articulaire ; 2, les corpuscules de Pacini, sensibles aux mouvements rapides ; 3, les organes tendineux de Golgi, sensibles à la tension ; et 4, les terminaisons libres (nocicepteurs).

2. Rôle

Le LCA sert de guide au condyle fémoral latéral lors des mouvements de flexion-extension du genou ; il est responsable du glissement du condyle vers l'avant lors de la flexion. De plus, le LCA est le frein primaire à la translation tibiale antérieure.

La translation tibiale antérieure a lieu :

- Lors de la contraction du quadriceps qui tracte la tubérosité tibiale antérieure en avant (Figure 2).

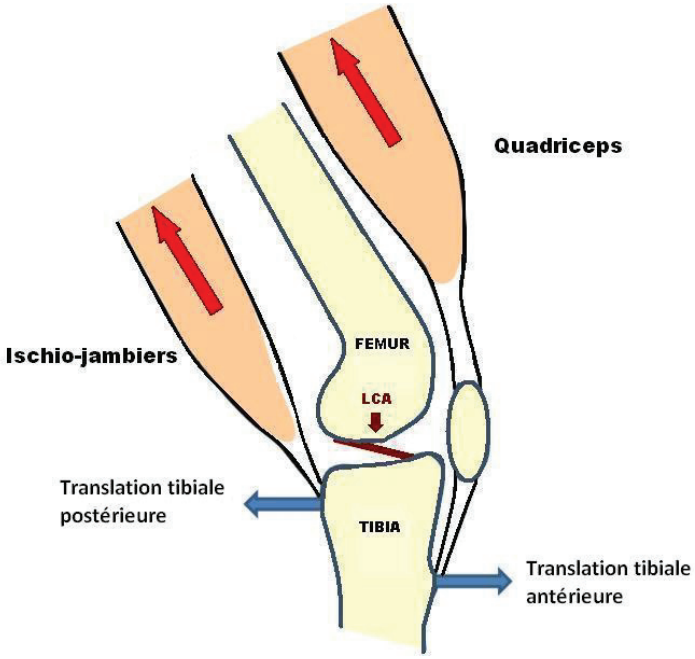


Figure 2 : Action du quadriceps et des ischio-jambiers sur le tibia et le LCA

- Au cours de l'appui, lorsque la force de compression verticale et l'orientation du plateau tibial (orienté en haut et en arrière) entrainent un glissement vers l'arrière des condyles fémoraux par rapport au tibia (Figure 3).

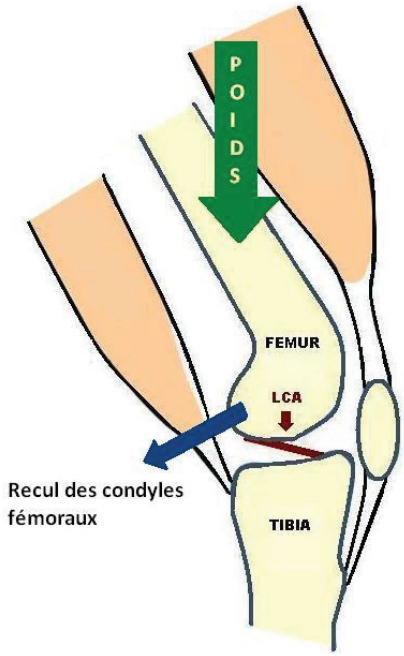


Figure 3 : Recul des condyles fémoraux lors de la mise en charge

Le LCA prend en charge 75% des contraintes de glissement antérieur du tibia par rapport au fémur à 0° et 85% entre 30° et 90° de flexion [23]. Les structures périphériques (ligaments collatéraux, points d'angle postéro-médial et postéro-latéral) et les ménisques sont les freins secondaires. Le contrôle de la translation tibiale antérieure est assuré de façon synergique par le faisceau antéro-médial et le faisceau postéro-latéral du LCA [24-27]. Le faisceau antéro-médial est le plus isométrique [28], il est tendu tout au long de la flexion avec un maximum à 60°, il limite la translation tibiale antérieure [29]. Le faisceau postéro-latéral quant à lui est anisométrique, il est tendu de 0 à 45° de flexion avec un maximum vers 15° de flexion [27], puis se retend en flexion maximale (Figure 4).

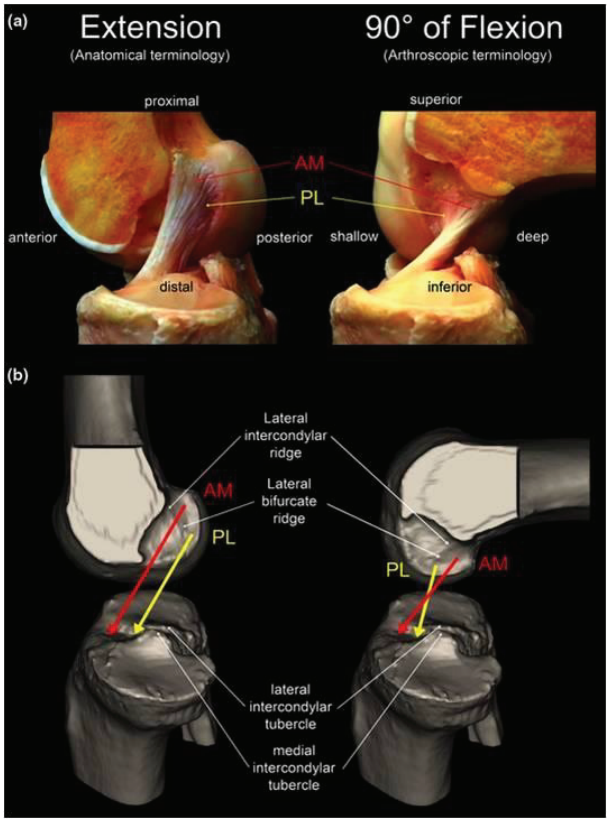


Figure 4 : Insertions et orientations des deux faisceaux du LCA en extension du genou et à 90° de flexion. AM : faisceau antéro-médial, PL : faisceau postéro-latéral. D'après Kopf *et al.* [30].

Le LCA intervient aussi dans le contrôle rotatoire du genou en tant que frein secondaire de la rotation médiale (le ligament collatéral tibial étant le frein primaire) [31]. Le LCA s'enroule autour du ligament croisé postérieur et entraine une coaptation fémoro-tibiale qui limite le mouvement. Le trajet oblique des fibres du faisceau postéro-latéral le rend plus apte à assurer la stabilité rotatoire du genou proche de l'extension et le contrôle de l'hyperextension [32].

3. Propriétés mécaniques

Le LCA est le tissu extensif le plus résistant du corps humain. La résistance à la rupture varie de 1119 à 2517 N chez les hommes et de 739 à 1793 N chez les femmes [33, 34]. Cette résistance est la plus importante à la fin de la maturité osseuse et diminue ensuite avec l'âge [35]. La capacité maximale d'élongation du LCA avant rupture varie de 19% à 36% [33]. Les propriétés mécaniques du LCA répondent aux contraintes qui sont imposées au ligament. Différentes études ont retrouvé une dégradation des propriétés mécaniques après une période d'inactivité ou d'immobilisation [36, 37], alors que la pratique régulière d'une activité physique permet au contraire de renforcer ces propriétés [38].

Les contraintes sur le LCA sain lors de différentes activités sont maintenant bien connues (pour revue, voir Escamilla *et al.* [8], Beynon *et al.* [39] et Taylor *et al.* [40]) et répertoriées dans le Tableau 1.

Tableau 1 : Pic de force sur le LCA (N) et pourcentage d'élongation en fonction de l'activité. D'après Escamilla *et al.* [8], Beynon *et al.* [39] et Taylor *et al.* [40].

Activité		Pic de force sur le LCA (N)	Elongation du LCA (%)
Fente avant		**0**	**1,8 - 2**
Vélo d'appartement			**1,7**
Squat		**28**	**3,6**
Squat à une jambe		**59 - 142**	**3,2**
Montée d'escaliers		**146**	**2,8**
Test de Lachman (150N)			**3,5 – 3,7**
Extension dynamique du genou avec résistance		**158 - 349**	**2,8 – 3,8**
Saut en contrebas à deux jambes		**253**	**12**
Extension isométrique du genou avec résistance	**30°**	**396 (35 - 40°)**	**2 - 3,2**
	60°		**-0,2**
	90°		**-2,5**
Arrêt de course à une jambe		**1294**	

La rupture du LCA

1. Epidémiologie

La rupture du LCA est la rupture ligamentaire complète la plus fréquente au niveau du genou [1]. C'est une pathologie du sport, avec plus de 70% des ruptures survenant au cours d'une activité sportive [2, 41] et chez les athlètes, c'est plus de 96% des ruptures du LCA qui surviennent lors de la pratique [2].

Dans l'étude épidémiologique de Joseph *et al.* [42] sur les athlètes universitaires aux Etats-Unis, la rupture du LCA représente 3% de toutes les blessures et 20,5% des blessures au genou. Les sports les plus incriminés sont les sports pivots contacts, comme le football, le basketball ou le handball, et les sports pivots sans contact comme le ski alpin [43].

Dans la littérature, le taux de rupture est décrit par le nombre de rupture du LCA pour 1000 expositions par athlète. L'exposition correspond à un match ou un entrainement pour les sports collectifs et à une journée de ski pour le ski alpin.

1.1. Fonction du niveau et différence entrainement/compétition

Il n'existe pas de relation entre le niveau de pratique et le nombre de rupture du LCA en football et basketball [44], par contre, le risque de rupture du LCA en ski alpin est beaucoup plus élevé dans les équipes de France que chez les skieurs occasionnels [12, 45]. En effet, le taux de lésion du LCA varie de 0,40 à 0,63 rupture pour 1000 jours de ski chez les skieurs occasionnels (pour revue, voir Prodromos *et al.* [12]) alors qu'il atteint 4,25 ruptures pour 1000 au sein des équipes de France (Figure 5).

Le nombre de rupture du LCA est en moyenne plus de 7 fois supérieur en compétition qu'à l'entrainement [42, 46]. Ceci s'explique par une intensité et un engagement beaucoup plus important en compétition. Par ailleurs, le temps consacré à l'échauffement et au travail technique (périodes où le risque de blessure est en général faible) est plus importants pendant les entrainements.

1.2. Fonction du genre

Dans l'étude de Joseph *et al.* [42], il a été retrouvé, au niveau global, un nombre de rupture du LCA équivalent chez les hommes et les femmes. Cependant, une analyse par sport, démontre que le risque de rupture du LCA chez les femmes est beaucoup plus grand que chez les hommes au football et au basketball.

Au football, la rupture du LCA représente moins de 1% des blessures chez les hommes (de 0,05 à 0,13 rupture pour 1000 expositions) [42, 47, 48] alors qu'elle représente 6% des blessures lors des matchs (0,97/1000) et 2% lors des entrainements (0,11/1000) chez les femmes [46] (Figure 5).

Chez les hommes, la rupture du LCA pendant les matchs de basketball représente 1,8% des blessures (0,06 - 0,18/1000) [49, 50] et chez les femmes, elle représente 8% de toutes les blessures (0,27 - 0,66/1000) [42, 51] (Figure 5).

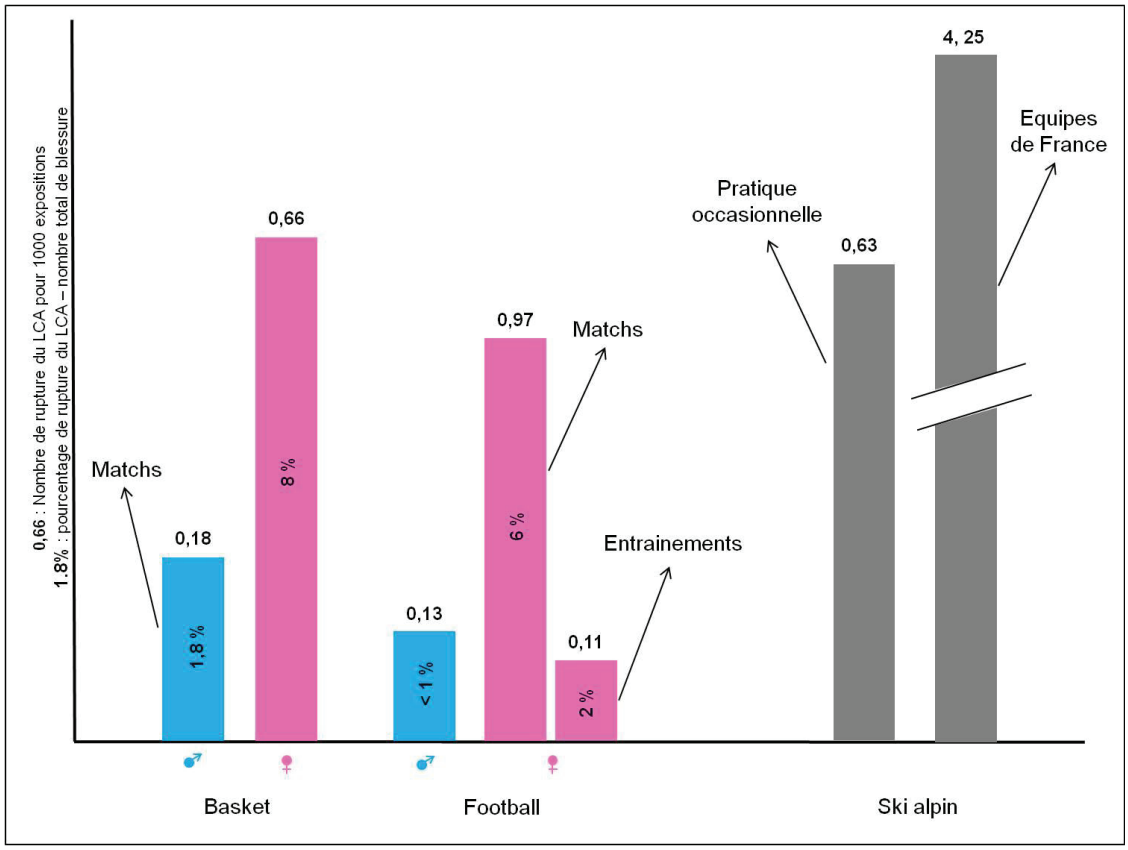


Figure 5 : Nombre de rupture du LCA pour 1000 expositions, pourcentage de rupture du LCA sur le nombre total de blessure. D'après Arendt *et al.* [48], Joseph *et al.* [42], Dick *et al.* [46, 49], et Agel *et al.* [47, 51].

A partir des données de plusieurs études [12, 42, 46-49, 51], le ratio femmes/hommes de rupture du LCA a pu être calculé. Ce ratio femmes/hommes varie de 2,89 à 4,80 au basketball et de 2,54 à 2,75 au football.

Au contraire de ces deux sports, le ratio femmes/hommes de rupture du LCA en ski alpin est de 1 [45, 52].

2. Les lésions associées (Figure 6)

Le mécanisme lésionnel du LCA peut entrainer des contusions osseuses fémorale et tibiale. Ces contusions sont les lésions associées les plus fréquentes, elles sont retrouvées dans 80% des ruptures du LCA [43]. Généralement, c'est l'impact du condyle fémoral latéral sur le bord postérieur du plateau tibial latéral qui est à l'origine de la contusion [53].

Les ménisques sont aussi très souvent touchés. Il est reporté une lésion méniscale dans plus de 70% des ruptures du LCA [43]. Lorsque la reconstruction est effectuée moins de 22 jours après la rupture, il est retrouvé 50% de lésions du ménisque latéral et 32% du ménisque médial au cours de l'opération [2]. A plus long terme, la laxité antéro-postérieure et rotatoire liée à l'absence du LCA augmente les contraintes sur les ménisques et donc le nombre de lésions méniscales (en particulier pour le ménisque médial) [2, 54]. La lésion de la corne postérieure du ménisque médial représente 40% des lésions méniscales associées à une rupture du LCA [55] et engendre une augmentation de la laxité antéro-postérieure [56, 57].
Les lésions méniscales seront traitées au cours de la reconstruction du LCA. Le chirurgien a pour objectif de préserver au maximum le ménisque afin de limiter l'augmentation des contraintes sur le cartilage et diminuer (dans le cas d'une lésion du ménisque médial) les contraintes sur le greffon [58]. La suture méniscale peut être utilisée dans les zones à fort potentiel de cicatrisation (zones rouge-rouge ou rouge-blanche) sinon, une méniscectomie partielle ou totale sera effectuée (pour revue, voir Antonio *et al.* [59]).

Il est retrouvé une atteinte cartilagineuse chez 45% des patients qui se font opérer dans les 21 jours qui suivent la rupture du LCA [2]. Ces lésions cartilagineuses augmentent progressivement avec le délai rupture/reconstruction pour atteindre 82% cinq ans après la rupture du LCA [2].

Une lésion des ligaments collatéraux peut être associée à la lésion du LCA. Le ligament collatéral tibial est atteint dans 6% des cas et le ligament collatéral fibulaire dans moins de 1% des cas [2].

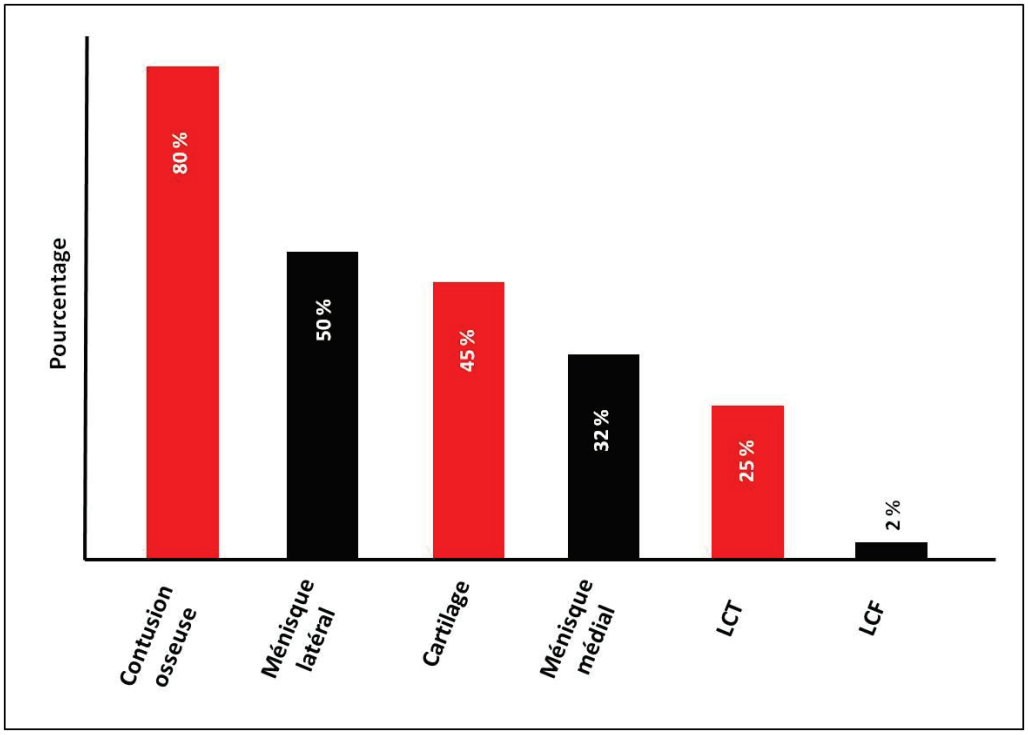


Figure 6 : Pourcentage des lésions associées à la rupture du LCA. Arthroscopie réalisée dans les 21 jours après la rupture. D'après Laprade *et al.* [43] et Mei *et al.* [2]

3. Mécanismes de rupture (ski alpin exclu)

D'après les résultats de l'étude de Joseph *et al.* [42], 43% des ruptures du LCA sont liées à un contact entre joueurs et 38% sont sans contact. Chez les hommes, dans 60% des cas le mécanisme de rupture du LCA pendant les matchs de basketball est sans contact [49], et ce taux est de 36% au football [47].

Chez les femmes, le mécanisme de rupture du LCA est sans contact dans 64% des cas pendant les matchs de basketball [51], 53% lors des matchs de football et 65% lors des entrainements de football [46].

3.1. Mécanisme de rupture sans contact

La rupture du LCA arrive dans 54% des cas lors d'une décélération (avec ou sans changement de direction), dans 36% des cas lors d'une réception, dans 3% des cas lors d'une hyperextension du genou et dans 3% des cas lors d'une chute en arrière [60] (Figure 7).

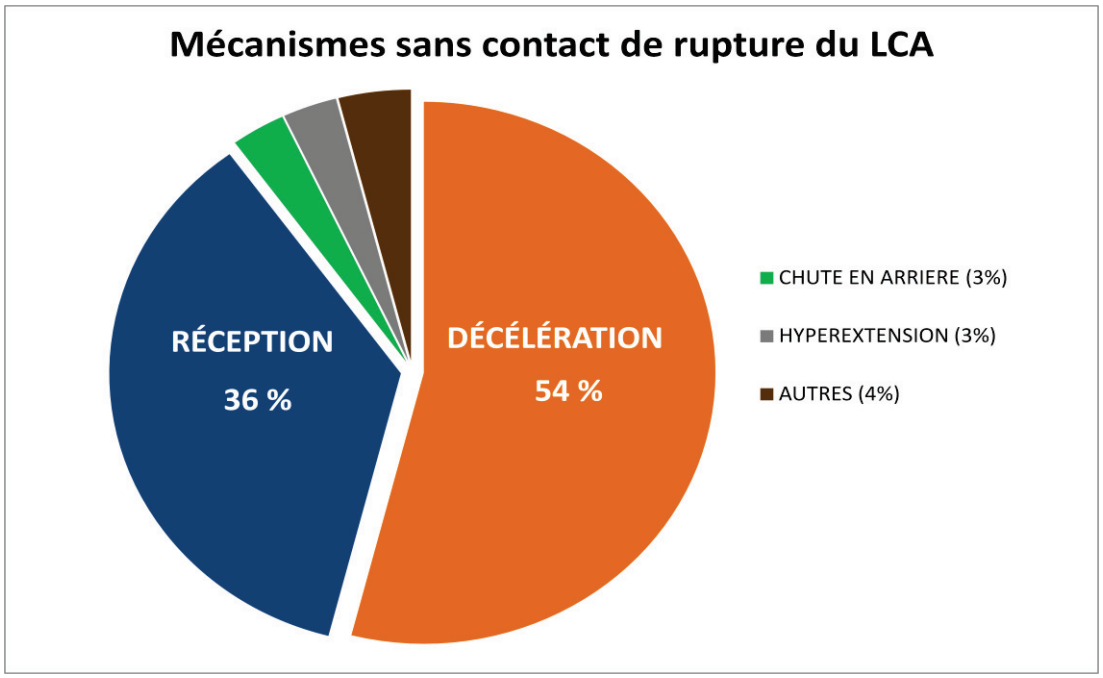


Figure 7 : Mécanismes sans contact de rupture du LCA. D'après Boden *et al.* [60]

La position du genou, qui provoque la rupture du LCA au cours d'une décélération ou d'une réception, a pu être étudiée à partir d'analyses vidéo effectuées au handball et basketball. Le genou se trouve alors en flexion, cependant, l'amplitude de ce mouvement ne fait pas consensus. Les analyses vidéos révèlent un degré de flexion faible (inférieure à 30°), pour lequel les contraintes sur le LCA sont maximales de par la contraction du quadriceps [60], mais cette valeur angulaire serait sous-estimée au regard du travail de Krosshaug *et al.* [61].
Le degré de rotation médiale ou latérale du genou est minimal au moment de la rupture du LCA [60], par contre le valgus du genou est visualisable dans la majorité des ruptures survenant lors d'une décélération brutale avant un changement de direction ou lors d'une réception à une jambe [60].

3.2. Mécanisme de rupture avec contact

La rupture du LCA arrive dans 46% des cas lors d'un valgus forcé de genou, dans 21% des cas lors d'un varus forcé, dans 14% des cas lors d'une hyperextension, dans 11% des cas lors d'un changement de direction et dans 7% des cas lors d'une chute en arrière [60].

Chapitre 2

Reconstruction chirurgicale du LCA et rééducation post-opératoire

Cet axe d'étude a fait l'objet de publications disponibles en annexes :

- Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Blache, Y., Monteil, K. (2014) Motion alterations after ACL-R: comparison of the injured and non-injured lower limbs during a single-leg jump. *Journal of Athletic Training*, 49(3), doi : 10.4085/1062-6050-49.3.11 (Annexe 4)
- Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Blache, Y., Monteil, K. (2014) Asymmetries in Joint Work during Multi-Joint Movement after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: a Pilot Study. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, doi :10.1111/sms.12207 (Annexe 5)
- Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Monteil, K. Motion Alterations on the Non-Injured Leg 7 Months after ACL Reconstruction, *The Knee* (en révision - Annexe 6)

Reconstruction chirurgicale du LCA

1. Procédure chirurgicale

Chez les sportifs qui souhaitent reprendre leur activité sportive, le traitement chirurgical est préconisé pour éviter les épisodes d'instabilité et la dégénérescence méniscale puis cartilagineuse au niveau du genou [2, 62, 63].

Le principe du traitement chirurgical consiste à remplacer, sous arthroscopie, le LCA par une autogreffe de tendon. La reconstruction du LCA est l'une des plus fréquentes interventions en chirurgie orthopédique en France avec plus de 32 000 opérations/an en 2005 et 2006 (Source – HAS).

Il existe plusieurs sites de prélèvement du greffon, les principaux étant l'association des tendons du Gracile et du Semi-Tendineux (GST ou DIDT en ancienne nomenclature anatomique) (80% des reconstructions) ou l'ensemble os-tiers central du tendon patellaire-os (BPTB) (16% des reconstructions) [2, 4] (Figure 8).

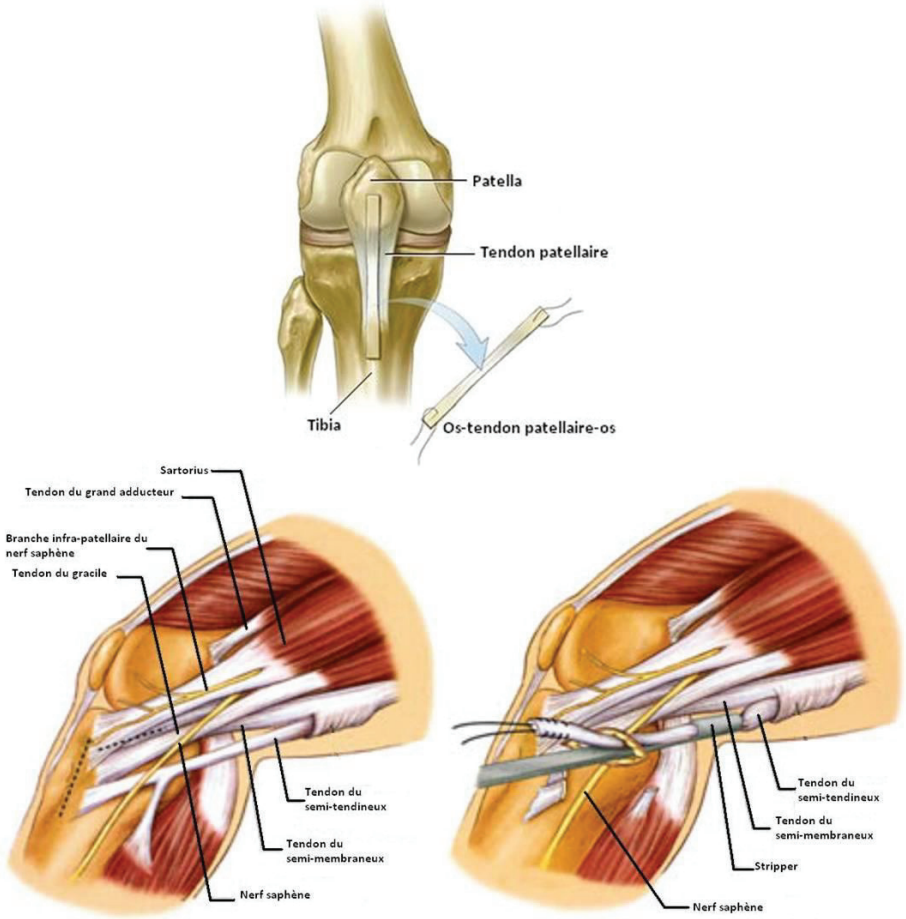


Figure 8 : Prélèvement du greffon. Adaptée du site internet www.chirurgie-orthopedique.fr.

Le choix du transplant et de la technique opératoire dépendent de la pratique sportive du patient, de sa profession, de l'importance de la laxité et des préférences du chirurgien. Il n'existe à l'heure actuelle aucune différence en termes de résultats post-opératoires entre ces deux techniques chirurgicales [4].

Il n'y a pas d'urgence à effectuer la reconstruction chirurgicale. En effet, opérer un genou en état inflammatoire expose à un certain nombre de complications qui risquent de retarder la récupération. Cependant, il est recommandé de ne pas attendre plus de 6 mois après l'accident pour éviter des lésions secondaires du ménisque médial [64]. En effet, la ligamentoplastie du LCA permet de diminuer les contraintes sur le ménisque médial et donc limite l'apparition de lésions secondaires [58]. La reconstruction chirurgicale a donc lieu lorsque les douleurs et l'épanchement sont minimes, l'inflammation absente, la mobilité complète, et le contrôle neuromusculaire suffisant (p. ex. un schéma de marche correct) [65-68] (Figure 9).

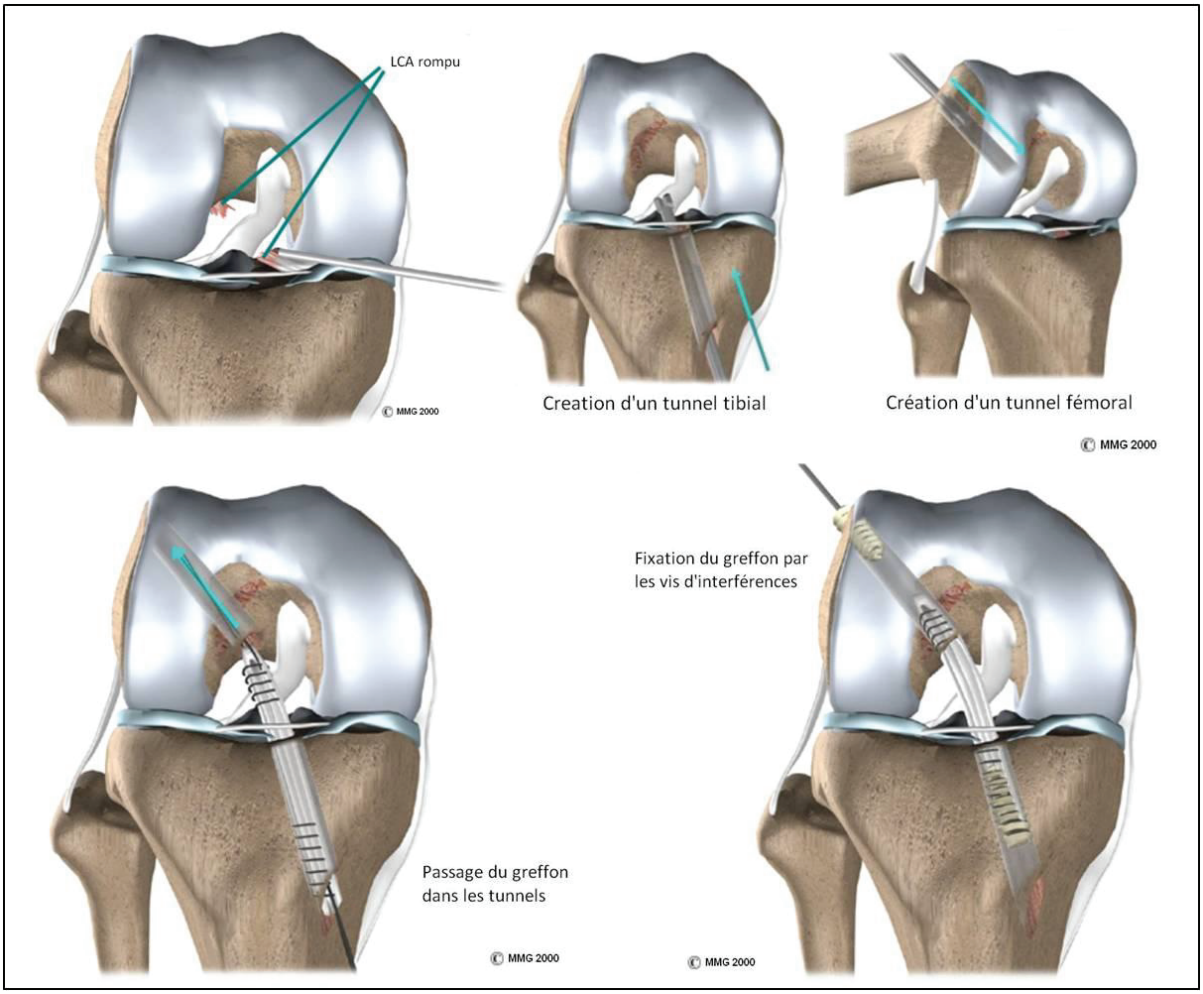


Figure 9 : Procédure chirurgicale de reconstruction du LCA. Adaptée du site internet www.chirurgie-sport.com.

2. Ligamentisation du greffon et cicatrisation de la zone de prélèvement

2.1. Ligamentisation du greffon

Le processus de ligamentisation chez l'homme s'effectuerait en trois phases [68-75] :

Une phase précoce (de 0 à 2 mois) avec une augmentation du nombre de fibroblastes, de l'activité métabolique et de la néovascularisation. Il existe des zones de dégénérescence collagénique et cellulaire, et la résistance du greffon diminue. Cependant, la cellularité ne diminue pas, les autogreffes ne nécrosent pas et sont nourries à partir de la synoviale.

Une phase de remodelage (de 3 à 6 mois) : le nombre de fibroblastes augmente de manière importante tandis que l'activité métabolique et la néovascularisation restent élevées. Il existe davantage de zones de dégénérescence tandis que le collagène mature est toujours présent mais diminue.

Une phase de maturation (de 6 mois à 3 ans) : La néovascularisation diminue et la structure collagénique se normalise. Entre 6 mois et 1 an, la plastie présente des terminaisons nerveuses et sa structure est considérée comme assez résistante pour subir des contraintes importantes comme la pratique du sport sans protection. Après un an, la greffe devient lentement moins cellulaire, moins vascularisée et moins active métaboliquement. La matrice collagénique mature est évidente à ce stade et se rapproche progressivement de celle d'un ligament. Trois ans après implantation, les autogreffes présentent une véritable structure ligamentaire et apparaissent, sur le plan histologique, identiques au LCA.

Le greffon est, après l'opération, d'une résistance supérieure à celle d'un LCA natif. Sa résistance diminue progressivement au cours du processus de ligamentisation pour atteindre finalement une résistance égale à 50% de sa résistance initiale [76, 77]. Au contraire de chez les animaux, il n'existerait pas, chez l'homme, une période pendant laquelle la résistance du greffon chuterait de manière dramatique avant de ré-augmenter (pour revue, confère Beynnon *et al.* [68]).

L'application de contraintes sur le greffon semble nécessaire au bon déroulement du processus de ligamentisation [78, 79]. En effet, elles permettent de stimuler la formation de collagène et sa réorganisation au sein du greffon. Cependant, les valeurs optimales de ces contraintes, pour ne pas être délétères, restent à déterminer.

2.2. Ancrage des fixations

L'incorporation du greffon dans les tunnels osseux dépend du système de fixation et du greffon utilisé. Les systèmes de fixation permettent le maintien du greffon en attendant la

création d'un ancrage biologique. Ces systèmes sont nombreux (systèmes directs, corticaux,…) avec des propriétés mécaniques différentes (Figure 10).

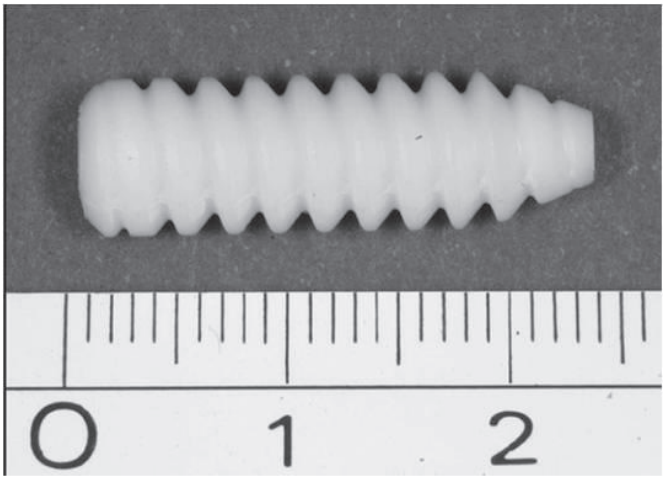


Figure 10 : Exemple de fixation directe : la vis d'interférence. Adaptée du site internet www.medicalexpo.fr.

Ils permettent de résister à des contraintes d'environ 500 – 700 N (pour revue, voir Harvey *et al.* [80]). Une fixation corticale distale confère une plus grande résistance à l'arrachement. Au niveau tibial, cette fixation distale n'est pas réalisable, ce qui constitue le point faible de la reconstruction, en particulier pour une fixation os-tendon (greffon de GST).

La fixation d'une baguette osseuse (greffon de BPTB) aux parois du tunnel suit les délais habituels de consolidation osseuse. 12 semaines après l'opération, l'incorporation de la baguette osseuse dans le tunnel est complète [80].
La fixation d'un tendon (greffon de GST) met plus de temps avec l'apparition de fibres de Sharpey à 12 semaines et une fixation mature à 26 semaines après l'opération [80].

2.3. Cicatrisation de la zone de prélèvement

Le prélèvement du greffon au niveau du tendon patellaire entraine un rétrécissement et un raccourcissement de ce tendon [81, 82]. De plus, la régénération demeure incomplète et anormale jusqu'à 6 ans après l'opération [83-85].
En ce qui concerne le prélèvement des tendons du gracile et du semi-tendineux, les études rapportent une régénération partielle de l'insertion tendineuse. Cependant, cette insertion est souvent différente de l'insertion anatomique et les propriétés mécaniques du néo-tendon et du muscle sont réduites [86-90].

Rééducation post-opératoire

1. Protocole de rééducation

De très nombreux protocoles de rééducation post-ligamentoplastie du LCA existent. Même si des différences existent, ils suivent tous, de façon globale, la même progression (Protocole de rééducation adapté de van Grinsven *et al.* [91], et Herrington *et al.* [92]) :

- Phase 1, récupération post-opératoire (semaine 1) : Contrôle de la douleur et de l'inflammation. Récupération de la mobilité du genou et du contrôle neuro-musculaire (isométrique et isotonique). Amélioration du schéma de marche.
- Phase 2, tolérance à la mise en charge (semaines 2 à 9) : Récupération de la mobilité complète, mise en charge bipodale, travail proprioceptif, renforcement musculaire, contrôle dynamique en charge. Entrainement cardio-vasculaire : vélo, natation, stepper. Reprise de la course à pied.
- Phase 3, activités unipodales (semaines 10 à 16) : renforcement musculaire en chaine cinétique fermée et ouverte, travail unipodal multiplanaire. Travail pliométrique unipodal dans un plan et bipodal dans tous les plans.
- Phase 4, entrainement spécifique à la reprise du sport (semaines 17 à 22) : optimisation de la force et de l'endurance des muscles. Pliométrie, travail d'amortissement avec fatigue, travail des appuis, travail de vitesse et travail spécifique à l'activité sportive.

2. Suivi de la récupération

Le suivi post-opératoire est crucial pour évaluer la récupération du patient et individualiser le programme de rééducation afin d'obtenir une récupération optimale. Actuellement, plusieurs paramètres peuvent aider au suivi post-opératoire [93] : (1) les paramètres cliniques comme l'œdème, la douleur, la mobilité et la stabilité du genou ; (2) les paramètres subjectifs comme l'évaluation subjective du International Knee Documentation Committee (IKDC) (Annexe 2) et (3) les paramètres objectifs comme la mesure de la translation tibiale antérieure et l'évaluation de la récupération musculaire. La jambe non-blessée est utilisée comme référence pour évaluer la récupération, et l'objectif de la rééducation est de retrouver la symétrie entre la Jambe Opérée (JO) et la Jambe Non-Opérée (JNO) [5, 94-96].

2.1. Paramètres cliniques

La douleur est évaluée (ex : Echelle Visuelle Analogique) et l'œdème est estimé par le différentiel de périmètres supra-patellaires entre JO et JNO. La mobilité fémoro-patellaire est

testée manuellement et la mobilité fémoro-tibiale est déterminée par goniométrie. Enfin, la stabilité est testée lors du test de Lachman et du pivot-shift test.

2.2. Questionnaires d'évaluation subjective

Plusieurs questionnaires permettent d'évaluer de façon subjective l'évolution fonctionnelle après ligamentoplastie du LCA. Les principaux questionnaires sont celui de Lysholm et Gilquist [97] , le Cincinnati Knee Rating Scale [98] et l'évaluation subjective du International Knee Documentation Committee (IKDC) [99].
Dans le questionnaire du IKDC, les douleurs, les symptômes, la récupération fonctionnelle et la capacité à effectuer des activités sportives sont évalués [99].

2.3. Paramètres objectifs

2.3.1. Mesure de la laxité

La mesure de la translation tibiale antérieure est une mesure standard utilisée en pré et post-opératoire.
L'arthromètre KT 1000 et le Télos (mesure radiographique) permettent de déterminer le différentiel de déplacement antéro-postérieur entre le genou opéré et le genou contro-latéral.

2.3.2. Evaluation de la récupération musculaire

Pour évaluer la récupération musculaire, deux principaux types de tests sont recommandés [5, 9, 100] : le test isocinétique et les tests fonctionnels. A partir des résultats de ces tests, un pourcentage de récupération de la JO est calculé par rapport à la JNO. Ce pourcentage permet de suivre l'évolution post-opératoire et déterminer le niveau de récupération.

Le test isocinétique, réalisé sur ergomètre isocinétique, permet de quantifier la récupération musculaire de façon analytique. C'est un test valide et fiable pour mesurer le pic de couple de force des muscles extenseurs et fléchisseurs du genou [101, 102]. Le test doit être effectué en concentrique et en excentrique, et inclure un test d'endurance [100].

Le paramètre force est indiscutablement important pour l'exécution d'un mouvement. Cependant, dans les activités physiques et sportives, d'autres paramètres s'associent à la force pour la réalisation des mouvements. Ainsi, la notion de contrôle neuromusculaire est souvent utilisée. Le contrôle neuromusculaire est multifactoriel par nature et un contrôle neuromusculaire de qualité correspond, entre autres, à la meilleure combinaison de force, vitesse, coordination, amplitude articulaire, stabilité articulaire dynamique. Lors du suivi post-

chirurgical, le contrôle neuromusculaire est préférentiellement sollicité par les tests fonctionnels. Ces tests utilisent des mouvements explosifs unipodaux, impliquent la hanche, le genou et la cheville, et sont proches des mouvements rencontrés lors de la pratique sportive (p. ex. saut vertical, saut en longueur, …). La performance de saut, généralement mesurée en termes de hauteur ou de distance, permet de mettre en évidence la récupération fonctionnelle globale du membre inférieur testé.

3. Reprise du sport (pour revue, voir Ardern *et al.* [6])

Le délai entre la ligamentoplastie du LCA et la reprise du sport est très variable, allant de 2 à 24 mois, avec une moyenne de 7,3 mois. 82% des athlètes reprennent une activité sportive après ligamentoplastie du LCA. Cependant, une analyse plus précise montre que seulement 33% des athlètes retrouvent leur niveau avant-blessure dans les 12 mois qui suivent l'opération. Ce taux monte à 63% à plus long terme (suivi jusqu'à 85 mois). Enfin, le retour à la compétition est de 44% à une moyenne de 36.7 mois après opération.

4. Récidive et rupture contro-latérale

Plus de 10% des athlètes subissent une nouvelle rupture du LCA après ligamentoplastie [10]. Le risque de récidive est le plus important dans les 12 premiers mois après l'opération [10, 103] et jusqu'à 2 ans, ce risque est plus élevé que le risque de rupture contro-latérale. A plus long terme, c'est le risque de rupture contro-latérale qui devient le plus important (Figure 11) [10, 104-107].

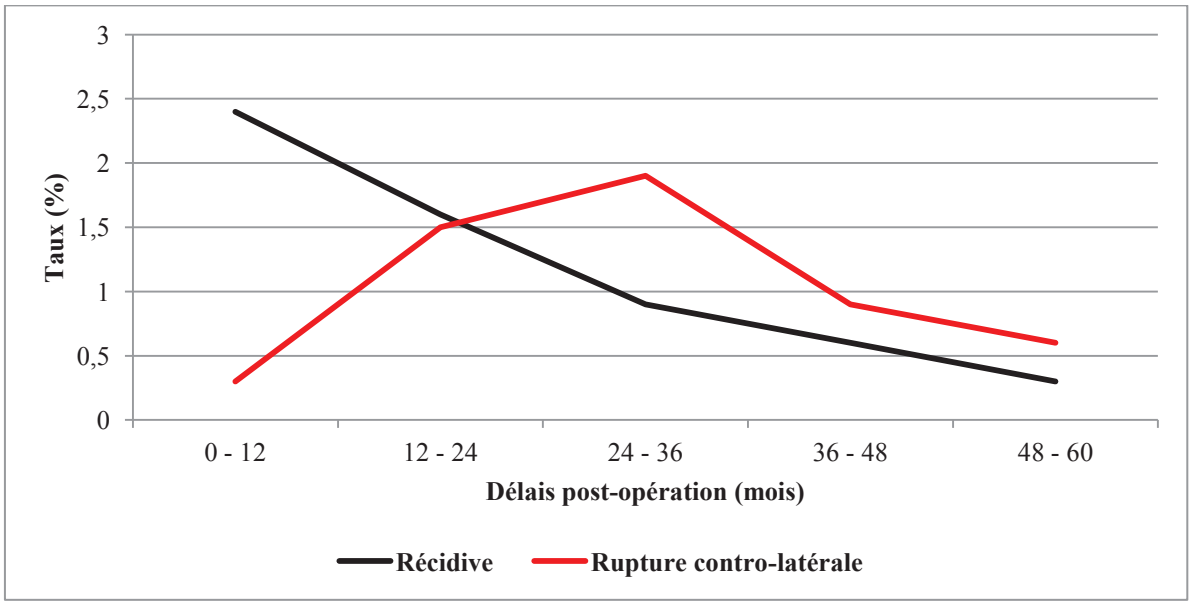


Figure 11 : Taux en pourcentage (%) de récidives et de ruptures contro-latérales après reconstruction du LCA en fonction du délai post-opératoire (mois). D'après Salmon *et al.* [10].

Les femmes ont un risque presque 4 fois plus important de subir une seconde rupture du LCA (récidive ou rupture contro-latérales) et 6 fois plus élevé de subir une atteinte contro-latérale par rapport aux hommes dans les 12 mois après la reprise du sport [108]. Dans la même étude, l'incidence d'une seconde rupture du LCA (2.5/1000) chez les femmes est environ 15 fois plus importante que celle d'une première rupture (0.16/1000) [108].

Problématique

Malgré une prise en charge médicale, chirurgicale, et paramédicale standardisée, les résultats après ligamentoplastie du LCA ne sont pas totalement satisfaisants. La récupération des patients n'étant pas complète, il semblerait que certains déficits et compensations passent inaperçus lorsque les patients reprennent leur activité sportive.

Pour expliquer ces résultats insatisfaisants, des auteurs mettent en avant une altération du contrôle neuromusculaire après reconstruction du LCA lors des activités fonctionnelles [109-112]. Il a même été démontré que des résultats considérés comme normaux pouvaient être obtenus lors des tests fonctionnels malgré la présence de déficits et compensations [113].
Ces tests fonctionnels évaluent seulement la notion de performance, ils ne permettent pas d'identifier les paramètres altérés après reconstruction du LCA [9, 113, 114]. La qualité du contrôle neuromusculaire n'est donc pas analysée et les conséquences, en termes d'amélioration de la récupération, restent limitées.
Dans ce chapitre, nous allons effectuer une analyse cinématique et dynamique d'un mouvement pluri-articulaire chez des patients 7 mois après ligamentoplastie du LCA. L'objectif est de mettre en avant les altérations présentes chez les patients, afin de déterminer les indicateurs à évaluer pour améliorer la récupération fonctionnelle après ligamentoplastie du LCA.
Dans la publication 1, nous allons étudier s'il existe des déficits sur la JO en comparaison avec la JNO. Dans un deuxième temps, étant donné que la symétrie parfaite n'existe pas, nous allons comparer les asymétries présentent chez les patients après ligamentoplastie du LCA et celles mesurées chez des sujets sains. Enfin, après ligamentoplastie du LCA, la JNO sert de référence à l'évaluation de la récupération de la JO. Cependant, il nous parait important d'étudier si et comment cette jambe est affectée par la rupture contro-latérale du LCA.

Méthodologie générale

1. Populations expérimentales

Dans les études 1,2 et 3, nous avons choisi d'étudier un échantillon ciblé, afin de limiter les variations inter-individuelles. Etant donné les différences entre hommes et femmes au niveau de la cinématique et de la dynamique lors de la réalisation d'un mouvement pluri-articulaire [115, 116], nous avons opté pour le recrutement de sujets exclusivement masculins. Tous les sujets étaient âgés entre 18 et 35 ans et pratiquaient régulièrement (deux à trois fois par semaine) une activité sportive avec une part importante d'activité de sauts (football, basketball ou handball).

Pour l'échantillon test, nous avons choisi de n'inclure que des patients ayant subi une rupture isolée du LCA au cours de leur activité sportive pour limiter les biais que des lésions associées peuvent engendrer.
Le protocole de rééducation après ligamentoplastie (adapté d'après van Grinsven *et al.* [91]) était similaire pour tous les patients en termes de nombre de séances (35 ± 5) et du contenu (c.-à-d. électrothérapie, rééducation neuromusculaire, renforcement musculaire et entrainement fonctionnel), sans exercice spécifique pour la JNO. Les patients ont pris part à l'expérimentation entre 6 et 9 mois après la reconstruction du LCA lorsqu'ils étaient identifiés comme apte à reprendre le sport selon les critères suivants : absence de douleur pendant les activités de la vie quotidienne et les séances de rééducation, absence d'épisode d'instabilité, récupération complète des amplitudes du genou et dans la dernière phase du protocole de rééducation (phase 4). Les patients ne présentaient pas d'antécédents chirurgicaux ou de blessures traumatiques au niveau de la JNO, ni de blessure au niveau de la JO depuis la reconstruction du LCA.

Pour les études 2 et 3, nous avons choisi de catégoriser d'une manière encore plus précise notre échantillon test et de confronter nos résultats à un échantillon contrôle apparié.
Pour l'échantillon test, nous avons en plus évalué le niveau de récupération fonctionnelle par l'évaluation subjective du IKDC au moment de l'expérimentation [117] ainsi que le niveau d'activité, avant-blessure et au moment de l'expérimentation, selon l'échelle de Tegner *et al.* [118] (Annexe 3).
En ce qui concerne l'échantillon contrôle, les sujets ont été appariés aux patients selon les critères suivants : âge, taille, masse, niveau d'activité. Les sujets de l'échantillon contrôle ne

présentaient pas d'antécédent de blessures au niveau des membres inférieurs, et il n'y avait aucune différence significative au niveau des critères d'appariement entre l'échantillon test et l'échantillon contrôle.

Tous les participants ont signé un consentement éclairé, approuvé par le comité d'éthique de l'université.

2. Technique opératoire

Dans la revue de Mohtadi *et al.* [4], les auteurs ont comparé les résultats après reconstruction du LCA par greffon de BPTB et de STG. Ils ont conclu que la récupération après reconstruction du LCA était équivalente quel que soit le choix du site de prélèvement du greffon. En effet, il n'existe pas de différences au niveau de l'évaluation fonctionnelle (saut en longueur unipodal), de la reprise du sport, et des évaluations subjectives. Il n'existe pas non plus de différence en ce qui concerne le nombre de récidives et les scores au questionnaire de l'IKDC.

Dans la publication 1, nous avons donc choisi des patients ayant subi une reconstruction chirurgicale avec un greffon BPTB ou GST.

Néanmoins, de récentes publications affirment qu'il existe des déficits spécifiques à chaque type opératoire lors de mouvements pluri-articulaires [119, 120]. Il nous a donc paru préférable de différencier les deux techniques opératoires pour les études 2 et 3. Nous avons alors choisi d'étudier la reconstruction du LCA avec un greffon BPTB. Dans ce cas, le prélèvement du greffon lèse directement le tendon patellaire et donc la chaine de triple extension du membre inférieur, préférentiellement impliquée dans les activités de sauts. Les reconstructions ont toutes été réalisées par deux chirurgiens expérimentés du même service de chirurgie orthopédique.

3. Procédures des tests fonctionnels (tests de sauts maximaux)

3.1. Squat jump unipodal

Le saut vertical maximal fait partie des tests fonctionnels utilisés pour le suivi après rupture du LCA. C'est un mouvement pluri-articulaire explosif. Lors d'un saut vertical maximal, la performance est directement donnée par la hauteur de saut. La hauteur de saut est corrélée positivement à la force musculaire maximale isométrique des extenseurs du genou [121] et à

la force musculaire maximale isométrique des membres inférieurs sur presse horizontale [122].

Une approche qualitative, telle que l'analyse cinématique et dynamique [100] est de plus en plus encouragée afin d'effectuer une étude précise des altérations lors de la réalisation d'un mouvement pluri-articulaire.

Dans ce travail de thèse, nous avons choisi comme saut vertical le squat jump unipodal (Figure 12) et l'analyse de la phase de production de force (phase d'impulsion). Ce mouvement, exécuté à intensité maximale, a été étudié dans les études 1 à 3. Chaque sujet a effectué six squats jumps unipodaux : trois sauts sur la jambe droite et trois sauts sur la jambe gauche, dans un ordre aléatoire. Au préalable, un échauffement et des sauts d'entrainement ont été accomplis par les sujets pour qu'ils se familiarisent avec la tâche.

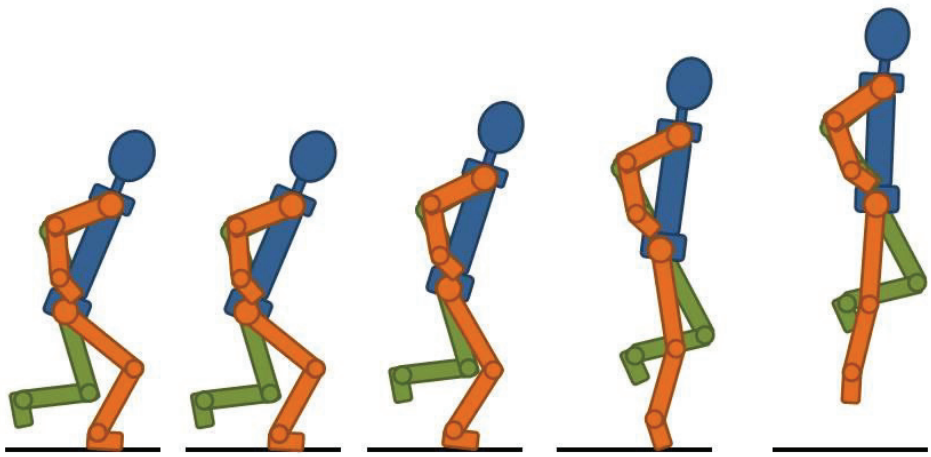


Figure 12 : Squat jump unipodal

A partir de la position initiale (position de préférence du sujet), le sujet effectuait une triple extension (hanche, genou et cheville) sans contre-mouvement, dans le but d'atteindre une hauteur de saut maximale. Le contre-mouvement n'était pas autorisé afin d'évaluer la capacité de production de force en mode concentrique uniquement. De plus, les sauts ont été exécutés les mains à la taille afin de limiter la contribution des membres supérieurs. En effet, l'utilisation des membres supérieurs peut avoir une influence sur les données mécaniques des articulations des membres inférieurs [123] et compenser des déficits présents au niveau des membres inférieurs [124]. Ce mouvement standardisé, proche des sauts verticaux rencontrés lors des différentes activités sportives, permet d'évaluer la stricte contribution du membre

inférieur dans la hauteur de saut. Une analyse cinématique et dynamique de ce saut a été réalisée.

3.2. Saut en longueur unipodal et triple saut en longueur unipodal

Ces deux activités ont été étudiées dans la publication 3 en plus du squat jump unipodal.

Ces deux tests ont été mis en place d'après les recommandations de Reid *et al.* [125], avec les mêmes chaussures que celles utilisées pendant la rééducation. Une bande graduée au centimètre et longue de 6 m était disposée sur le sol. Les sauts étaient exécutés de façon aléatoire sur la jambe droite et gauche. Un essai était effectué sur chaque jambe pour que le patient se familiarise avec la tâche.

Pour les deux types de sauts, aucune restriction n'était donnée concernant les mouvements des membres supérieurs, et la position de départ était la même : sujet en équilibre sur une jambe, la partie la plus antérieure de la chaussure au niveau du 0.

Le sujet avait pour consigne de sauter le plus loin possible et de maintenir la position d'équilibre à la réception au minimum 2 secondes sans que le pied controlatéral ou les mains ne touchent le sol, ni qu'un saut supplémentaire soit accompli.

Autant d'essais nécessaires étaient permis afin d'obtenir deux mesures valides. La distance sautée était mesurée au centimètre près au niveau de la partie la plus antérieure de la chaussure.

Pour le saut en longueur unipodal, le sujet devait sauter le plus loin possible et se réceptionner sur la même jambe. Pour le triple saut en longueur unipodal, le sujet devait effectuer trois sauts à cloche-pied d'affilés (rebond) et se réceptionner toujours sur la même jambe (Figure 13).

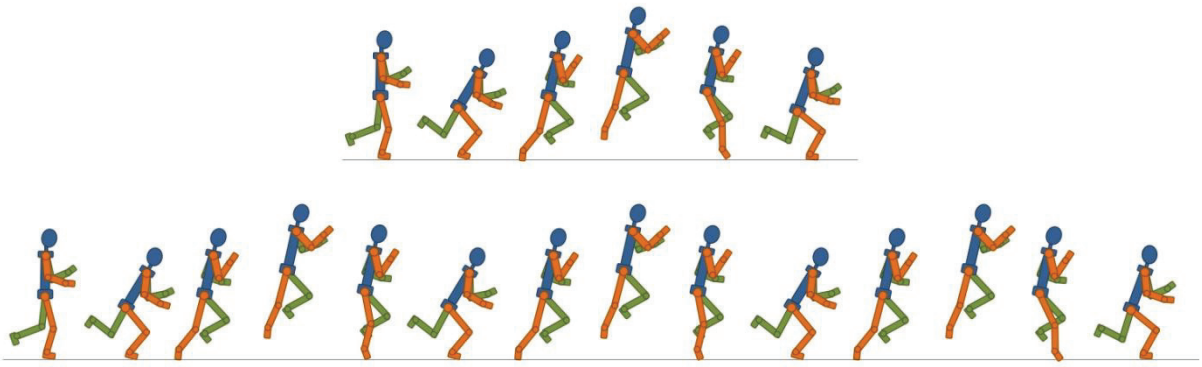


Figure 13 : Saut en longueur unipodal et triple saut en longueur unipodal

4. Analyse du squat jump unipodal

4.1. Etude cinématique

Les caméras hautes fréquences sont à notre connaissance l'outil de mesure le plus répandu pour caractériser la cinématique d'un individu réalisant un squat jump unipodal. L'avantage de cet outil est qu'il permet de connaître les coordonnées des marqueurs placés sur l'individu par rapport à un repère externe. Ces dernières permettent alors de déterminer toutes les variables cinématiques nécessaires à l'analyse du mouvement (c.-à-d. centres de masse, vitesses, accélérations). Lorsque des caméras sont utilisées pour étudier le squat jump, deux paramètres sont à spécifier : la fréquence d'acquisition et le nombre de dimensions étudiées. Il a été montré que pour analyser le squat jump, la ou les caméras doivent avoir une fréquence d'acquisition d'au moins 100 Hz [126]. En effet, une fréquence inférieure à 100 Hz entrainerait une erreur importante lorsqu'il s'agit d'apprécier l'instant du décollage ou la hauteur de saut. Concernant le nombre de dimensions, le squat jump unipodal est un mouvement se réalisant principalement en deux dimensions. Au regard de ces informations, l'étude cinématique des squats jumps unipodaux, exécutés par les sujets dans les trois études, a été effectuée en deux dimensions dans le plan sagittal à l'aide d'une caméra haute fréquence (Ueye, IDSUI-2220SE-M-GL, fréquence d'acquisition : 100 Hz). Des marqueurs réfléchissants ont été placés sur la peau des deux côtés des sujets au niveau de la tête du 5^{ième} métatarse, de la malléole latérale, du condyle fémoral latéral, du grand trochanter et de l'acromion (Figure 14).

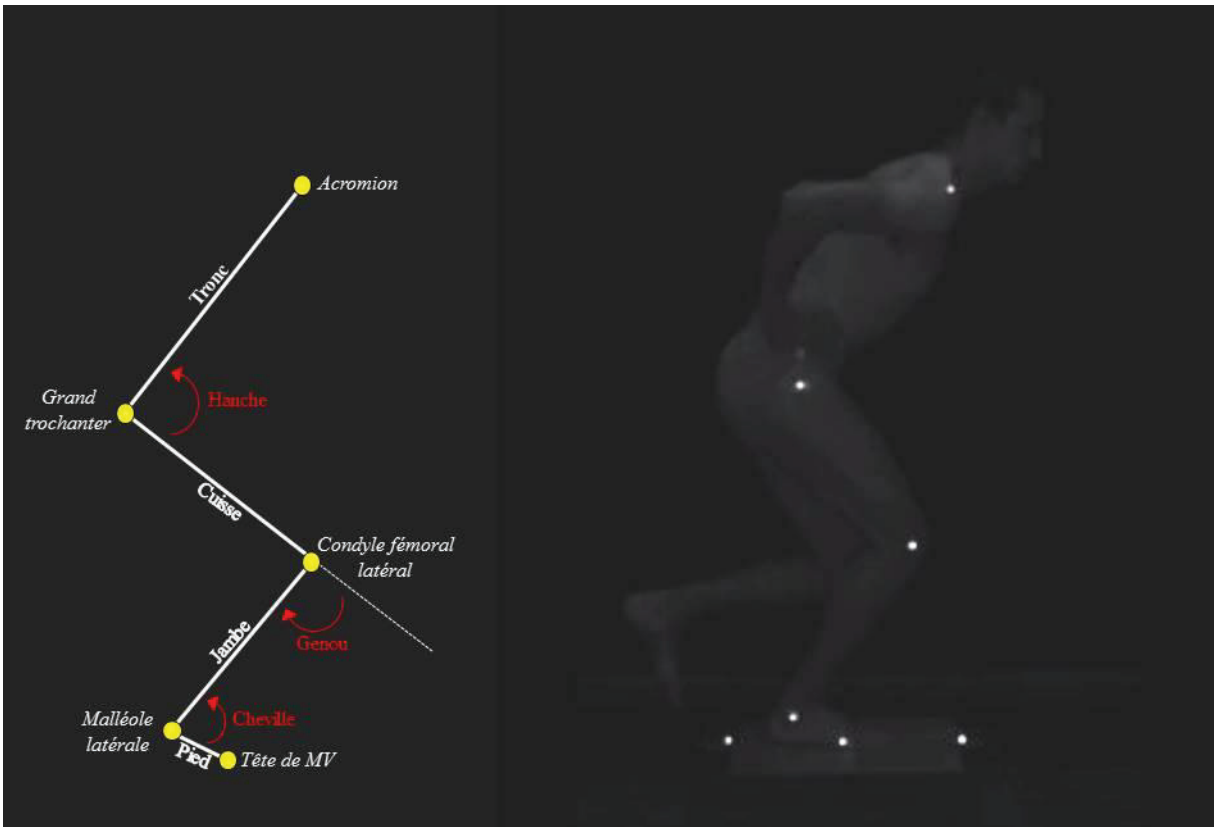


Figure 14 : Repères anatomiques, segments et articulations lors du squat jump unipodal

4.2. Etude dynamique

Les sauts ont été effectués sur une plateforme de force (AMTI, model OR6-7-2000, Watertown, USA) afin d'obtenir la force de réaction du sol et le moment de force de la réaction du sol relatif au centre de pression. L'étude dynamique permet de connaître les forces externes responsables du mouvement.

4.3. Traitement des données

4.3.1. Filtrage et synchronisation des données

La position des marqueurs a été digitalisée image par image avec un logiciel de reconnaissance automatique élaboré par le Muséum National d'Histoire Naturelle (LOCO®, MNHN, Paris) et validé par des études antérieures [127, 128]. Les données brutes ont été lissées en utilisant un filtre Butterworth passe-bas avec une fréquence de coupure à 10 Hz [129]. Un modèle à quatre segments rigides (pied, jambe, cuisse et tronc) a été obtenu à partir de la digitalisation du centre des réflecteurs.

Les données de la plateforme de force ont été filtrées et lissées par un filtre passe-bas Butterworth avec une fréquence de coupure de 15 Hz [129]. Le signal a ensuite été

échantillonné à 100 Hz. Pour chaque essai, la moyenne et l'écart-type de la composante verticale de la force de réaction du sol ont été calculés durant la première seconde pendant laquelle les sujets ont maintenu leur position initiale. Le début de l'impulsion correspond à l'instant où la composante verticale de la force de réaction au sol devient supérieure à deux écart-types au-dessus de la moyenne obtenue durant la phase stable (méthode adaptée de Vanrenterghem *et al.* [126]).
Par la suite, les données cinématiques et dynamiques ont été synchronisées. Pour ce faire, la fin de l'impulsion a été déterminée dans les deux cas. Pour la cinématique, elle correspond à la dernière image durant laquelle le sujet est encore en contact avec le sol. Pour la dynamique, la fin de l'impulsion correspond au dernier échantillon avant que la composante verticale de la force de réaction au sol soit égale à zéro.

4.3.2. Paramètres étudiés

La localisation du centre de masse a été calculé à l'aide des données anthropométriques de Winter [129]. Le déplacement vertical total (TVD) du centre de masse correspond à l'élévation du centre de masse de la position de départ au sommet du saut. Le TVD se décompose en déplacement du centre de masse pendant la phase d'impulsion (H_{imp}) et pendant la phase de vol (H_{vol}) [130]. H_{imp} correspond au déplacement vertical du centre de masse de la position de départ jusqu'au décollage, et H_{vol} à celui du décollage jusqu'au sommet du saut. Le meilleur des trois essais, basé sur la hauteur de saut maximale atteinte (H_{vol}) a été retenu pour les analyses.

Les angles articulaires de la hanche, du genou et de la cheville ont été calculés à partir des coordonnées absolues des réflecteurs (Figure 14). Les amplitudes articulaires, pour chaque articulation, sont définies comme étant la différence angulaire entre le décollage et la position initiale. Les vitesses angulaires articulaires ont ensuite été calculées.

Les moments articulaires de la hanche, du genou et de la cheville ont été déterminés au cours de l'impulsion en utilisant une procédure de dynamique inverse « bottom-up ». La puissance articulaire est égale au produit du moment articulaire par la vitesse angulaire articulaire pendant l'impulsion. La valeur totale de ces deux paramètres (moment et puissance articulaires) se rapporte à la somme de chaque valeur maximale de moment et puissance articulaires des articulations du membre inférieur.

Les valeurs de moment, de puissance et de travail articulaires ont été normalisées par la masse des sujets.

Le travail articulaire a été calculé ainsi :

$$W = \int_{\Theta ini}^{\Theta to} M_{(\Theta)}\, d(\Theta)$$

Avec, W : travail articulaire ; M : moment articulaire ; Θ : angle articulaire (la variable de l'intégrale); Θ_{ini} (angle articulaire initial) et Θ_{to} (angle articulaire au décollage) les limites de l'intégrale. L'intégrale numérique a été réalisée par la méthode trapézoïdale.

Le travail articulaire total (W_{Total}) correspond à la somme des travaux de chaque articulation du membre inférieur. De plus, le W_{Total} est égal au produit de l'accélération de la pesanteur (g $\approx 9.81 m.s^{-2}$) et du TVD du centre de masse.

$$W_{ini \rightarrow fin} = Ect_{ini \rightarrow \text{fin}} + Epp_{ini \rightarrow fin}$$

Considérant t_{ini} le début de l'impulsion et t_{fin} le sommet du saut.

$\Delta Ect = 0$, car $Ec = 0.5*m*v^2$, et $v = 0$ à t_{ini} et t_{fin}.

Donc, nous obtenons,

$$W_{ini \rightarrow \text{fin}} = m * g * (h_{fin} - h_{ini}) \Leftrightarrow \frac{W_{ini \rightarrow fin}}{m} = g * (h_{fin} - h_{ini})$$

$$\mathbf{W_{Total} = g * (TVD)}$$

5. Analyse statistique

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel R (R.2.7.2, R Foundation for Statistical Computing, Vienne, Autriche). La significativité statistique a été acceptée à $p < 0,05$. Les tailles d'effet (Δ de Glass) ont été calculées et reportées pour les résultats significatifs [131]. Ils peuvent être comparés aux tailles conventionnelles (petit=0,2 ; moyen=0,5 ; grand=0,8) suivant les lignes de Cohen [132].

Publication 1 :
Altération du mouvement après ligamentoplastie du LCA : comparaison entre la jambe opérée et la jambe non-opérée au cours d'un saut unipodal.

1. Introduction

Après blessure, la récupération musculaire peut être quantifiée en mesurant le pic de couple des muscles extenseurs et fléchisseurs du genou lors d'un test isocinétique. Après ligamentoplastie du LCA, des auteurs ont montré un déficit de récupération musculaire au niveau du quadriceps et des ischio-jambiers [4, 133]. Cependant, le test isocinétique se concentre uniquement sur l'articulation du genou et ne prend pas en compte la dimension pluri-articulaire des mouvements réalisés dans les activités sportives [134].

Les tests fonctionnels utilisent eux des mouvements unipodaux impliquant la hanche, le genou et la cheville. Au cours d'un saut vertical, la diminution de la hauteur de saut varie de 14 à 24% entre la JO et la JNO 6 mois après reconstruction du LCA [135]. Quel que soit le site de prélèvement du greffon, Mohtadi *et al.* [4] ont conclu qu'il n'y avait pas de différence dans les résultats des tests fonctionnels. Ces tests utilisent des mouvements réalisés dans les activités sportives et mettent en évidence un déficit de performance entre les deux jambes. Cependant, ils ne permettent pas l'identification des paramètres altérés [9, 113, 114], en termes de limitations spécifiques responsables de la diminution de performance. Ces tests ne permettent donc pas la correction des déficits pendant les séances de rééducation.

Des auteurs suggèrent que des adaptations articulaires se mettent en place pendant les mouvements pluri-articulaires après reconstruction du LCA. Elles consisteraient en une modification des positions et amplitudes articulaires au niveau du membre inférieur [136, 137]. Une extension plus importante de la hanche et une plus grande flexion-plantaire de la cheville ont été reportées lors d'une réception, au moment du contact au sol, dans le groupe pathologique par rapport au groupe contrôle [136]. Lors d'enchaînements de sauts unipodaux, il a été observé une plus faible amplitude de mouvement du genou sur la jambe blessée en comparaison avec la jambe non-blessée [137]. Sur le plan dynamique, Ernst *et al.* [138] ont mesuré un moment articulaire du genou plus faible et un moment articulaire de la hanche et de la cheville équivalent sur la JO par rapport à la JNO. Castanharo *et al.* [109] ont étudié la puissance articulaire maximale au cours d'un saut vertical bipodal et ont aussi noté une puissance articulaire maximale du genou inférieure et une puissance articulaire maximale de

la hanche équivalente dans le groupe LCA par rapport au groupe contrôle. Dans ces études, les paramètres articulaires et musculaires ont été analysés indépendamment.

L'objectif de cet article est d'apporter des informations supplémentaires aux connaissances actuelles, dans le domaine de l'analyse du mouvement, pour aider les équipes médicales et paramédicales à améliorer la rééducation après reconstruction du LCA. Pour cela, les données cinématiques et dynamiques de la phase d'impulsion d'un squat jump unipodal ont été analysées. L'objectif est d'évaluer la récupération en termes de performance après la reconstruction du LCA. Le squat jump a été choisi car cette tâche se rapproche des mouvements réalisés dans les activités sportives [139]. Les mouvements des membres supérieurs ont été interdits pour se concentrer uniquement sur la motricité des membres inférieurs. Aucun contre-mouvement n'a été permis pour éliminer le cycle étirement-contraction dans le but d'analyser seulement la capacité à produire de la force pendant la phase concentrique de la contraction musculaire.

Nous avons émis trois hypothèses : (a) la hauteur de saut devrait être inférieure sur la JO par rapport à la JNO ; (b) nous devrions retrouver des altérations cinématiques avec une modification de la position articulaire des articulations du membre inférieur sur la JO au moment du décollage ; et (c) il devrait être mis en évidence des altérations cinématiques avec des moment et puissance articulaires maximaux du genou plus faibles au niveau de la JO qui seraient compensés par une augmentation des moment et puissance articulaires maximaux de la hanche et de la cheville.

2. Matériel et méthode

2.1. Sujets

11 patients hommes (moyenne ± écart-type : âge, 24 ± 4 ans), qui ont subi une rupture isolée du LCA et une reconstruction chirurgicale avec un greffon BPTB (n=6) ou GST (n=5), ont participé à cette étude. Ils ont pris part à l'expérimentation entre 6 et 9 mois (moyenne ± écart-type : 7,3 ± 1,1 mois, intervalle : 6 – 8,5 mois) après l'intervention.

2.2. Procédure de test

Cf Méthodologie générale – Procédures des tests fonctionnels (tests de sauts maximaux) – Squat jump unipodal (p. 43)

2.3. Traitement des données

La hauteur de saut, la durée de la phase d'impulsion, et les angles articulaires au décollage de la hanche, du genou et de la cheville ont été étudiés.

Le moment et la puissance articulaires de la hanche, du genou et de la cheville ont été calculés au cours de l'impulsion. Lorsque la puissance articulaire maximale était atteinte, les valeurs du moment articulaire et de la vitesse angulaire articulaire étaient reportées. Le moment articulaire total et la puissance articulaire totale ont aussi été déterminés.

2.4. Analyses statistiques

Toutes les données ont été analysées avec un modèle ANOVA à deux facteurs avec jambe (JO et JNO) comme facteur intra-sujet et groupe (PT et GST) comme facteur inter-sujets.

3. Résultats

Pour toutes les données, l'analyse de variance n'a révélée aucune interaction significative entre le facteur jambe et le facteur groupe. Dans l'échantillon étudié, il n'y a pas d'effet de la technique chirurgicale sur la récupération fonctionnelle. Consécutivement à ce résultat, nous avons décidé de ne présenter que les effets de la reconstruction du LCA indépendamment du site de prélèvement du greffon.

La hauteur de saut est inférieure de 24% ($p < 0,001$, Δ=-1,25) sur la JO par rapport à la JNO. La durée de la phase d'impulsion est statistiquement similaire ($p = 0,97$) sur les deux jambes avec une valeur de 464 ± 68 ms sur la JO et de 465 ± 105 ms sur la JNO (Tableau 2).

L'angle de la hanche au décollage n'est pas statistiquement différent entre la JO et la JNO ($p= 0,09$). L'extension du genou est moins importante sur la JO que sur la JNO au décollage ($p < 0,01$, Δ=-1,67) et l'angle de flexion-plantaire de la cheville est plus faible ($p < 0,01$, Δ=-1,33). Toutes les valeurs des angles articulaires au décollage sont reportées dans le Tableau 2.

Tableau 2 : Hauteur de saut (m), durée de la phase d'impulsion (ms) et angles articulaires (°) au décollage de la hanche, du genou et de la cheville de la Jambe Opérée (JO) et de la Jambe Non-Opérée (JNO). Moment articulaire total (N.m/kg) et moment articulaire maximal (N.m/kg) de la hanche, du genou et de la cheville de la JO et de la JNO (moyenne ± écart-type).

Paramètre	Articulation	JO	JNO	Significativité
Hauteur de Saut (m)		0.16 ± 0,06 **	0.21 ± 0,04	p < 0,01
Durée de la Phase d'Impulsion (ms)		464 ± 68	465 ± 105	p = 0,96
Angle Articulaire au Décollage (°)	**Hanche**	160,78 ± 8,43	166,50 ± 5,60	p = 0,11
	Genou	14,82 ± 9,05 **	2,22 ± 7,54	p < 0,01
	Cheville	134,00 ± 8,22 **	145,79 ± 8,87	p < 0,01
Moment Articulaire Maximal (N.m/kg)	**Total**	4,60 ± 0,70 *	5,34 ± 0,81	p < 0,05
	Hanche	1,23 ± 0,48	1,52 ± 0,66	p = 0,24
	Genou	1,32 ± 0,74	1,60 ± 0,71	p = 0,22
	Cheville	2,05 ± 0,84	2,22 ± 0,88	p = 0,40

* p < 0,05, ** p < 0,01.

Le moment articulaire total est inférieur de 15% sur la JO ($p < 0,001$, Δ=-0,87). Cependant, les moments articulaires maximaux ne sont pas statistiquement différents pour la hanche (p= 0,22), le genou (p= 0,20) et la cheville (p= 0,38) entre les deux jambes (Tableau 2).

La puissance articulaire totale est inférieure de 35% sur la JO ($p < 0,01$, Δ=-1,19). Les puissances articulaires maximales de la hanche et du genou ne sont pas statistiquement différentes entre les deux jambes avec une valeur de 3,19 ± 2,11 Watt /kg sur la JO et de 5,56 ± 3,18 Watt /kg sur la jambe JNO pour la hanche et une valeur de 3,67 ± 3,02 Watt /kg sur la JO et de 5,53 ± 3,79 Watt /kg sur la jambe JNO pour le genou. La puissance articulaire maximale de la cheville est réduite de 34% ($p < 0,001$, Δ=-0,70) sur la JO par rapport à la JNO (Figure 15).

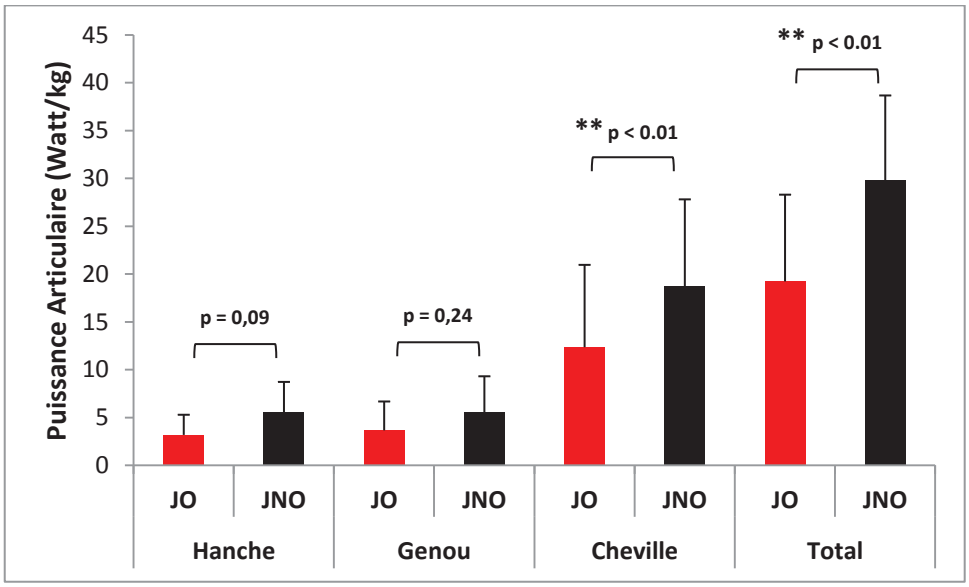


Figure 15 : Puissance articulaire maximale (Watt/kg) de la hanche, du genou et de la cheville de la Jambe Opérée (JO) et de la Jambe Non-Opérée (JNO) au cours de la phase d'impulsion d'un squat jump unipodal. Puissance articulaire totale (Watt/kg) de la JO et de la JNO. ** p< 0,01

Dans le Tableau 3 sont reportées les valeurs du moment articulaire et de la vitesse angulaire articulaire lorsque la puissance articulaire est maximale, pour chaque articulation du membre inférieur. Pour la cheville, le moment articulaire est similaire (p= 0,41) et nous avons noté une vitesse angulaire articulaire inférieure de 31% sur la JO par rapport à la JNO (p < 0,01, Δ=-2,00).

Tableau 3 : Vitesse angulaire articulaire (°/s) et moment articulaire (N.m/kg) lorsque la puissance articulaire est maximale pour la hanche, le genou et la cheville de la Jambe Opérée (JO) et de la Jambe Non-Opérée (JNO) (moyenne ± écart-type).

Paramètre	Articulation	JO	JNO	Significativité
Puissance Articulaire Maximale (Watt/kg)	**Hanche**	3,19 ± 2,11	5,56 ± 3,18	p = 0,09
	Genou	3,67 ± 3,02	5,53 ± 3,79	p = 0,24
	Cheville	12,37 ± 8,60*	18,72 ± 9,10	p < 0,01
Vitesse Angulaire Articulaire (°/s)	**Hanche**	200,00 ± 8,22	272,79 ± 8,87	p = 0,14
	Genou	204,29 ± 9,05	256,98 ± 7,54	p = 0,16
	Cheville	364,30 ± 8,43*	526,74± 5,60	p < 0,01
Moment Articulaire (N.m/kg)	**Hanche**	0,84 ± 0,84	1,05 ± 0,88	p = 0,45
	Genou	0,95 ± 0,74	1,05 ± 0,71	p = 0,61
	Cheville	1,44 ± 0,48	1,57 ± 0,66	p = 0,41

** p < 0,01

4. Discussion

Après reconstruction du LCA et lorsque les patients sont autorisés à reprendre le sport, une asymétrie pathologique est mesurée en terme de performance de saut. Cette étude montre une hauteur de saut inférieure de 24% sur la JO, après reconstruction du LCA, par rapport à la JNO. Cette valeur plus faible confirme les résultats de Gustavsson *et al.* [135], qui avaient aussi observé une diminution de 24% au cours de sauts verticaux sur la JO après chirurgie. La vitesse verticale du centre de masse au décollage est donc inférieure sur la JO par rapport à celle de la JNO. Cependant, nous n'avons pas retrouvé une durée plus courte de la phase d'impulsion. Le temps de production de la force étant le même après reconstruction du LCA, c'est donc la capacité à générer de la force qui est plus faible.

La discussion a pour objectif, à travers l'analyse cinématique et dynamique, d'identifier les paramètres articulaires et musculaires altérés après chirurgie qui mènent à une plus faible hauteur de saut.

4.1. Cinématique

Après reconstruction du LCA, l'extension du genou est moins importante au décollage sur la JO que sur la JNO. Il semblerait qu'un phénomène de « sur-protection » du genou pourrait se mettre en place après chirurgie sur la JO. Des facteurs psychologiques, comme la peur de la récidive, influencent la récupération fonctionnelle après reconstruction du LCA [134, 140] et pourraient donc limiter l'extension du genou. Au cours d'un mouvement dynamique et selon le concept de contrainte anatomique [141], les muscles antagonistes jouent un rôle de « frein » contre le mouvement dans le but de protéger l'articulation en fin d'amplitude. Dans cette étude, nous pouvons spéculer qu'il existe une contraction précoce des ischio-jambiers pour ralentir l'extension du genou à la fin de la phase d'impulsion du saut unipodal. Nous pouvons aussi suggérer que ce phénomène pourrait être relié au déficit de proprioception observé au niveau du genou après rupture du LCA et reconstruction chirurgicale [142, 143]. Katayama *et al.* [143] décrivent une corrélation entre le déficit du sens de position et la plus faible performance de saut après rupture du LCA, et MacDonald *et al.* [142] observent un plus grand seuil de détection de la mobilité passive du genou sur la JO que sur la JNO après reconstruction du LCA. L'extension limitée du genou a un impact sur la cheville en limitant la flexion-plantaire. La limitation de l'extension du genou et de la flexion-plantaire pourraient réduire la génération d'énergie verticale pendant la phase d'impulsion après reconstruction du LCA, entrainant une diminution de la performance de saut sur la JO en comparaison avec la JNO.

4.2. Dynamique

Un déficit de 14% pour le moment articulaire total est obtenu dans cette étude entre la JO et la JNO bien qu'aucune différence significative ne soit notée pour le moment articulaire maximal de chacune des articulations du membre inférieur (hanche, genou et cheville). Ce résultat est lié à la faible différence, non détectée comme significative, observée pour chaque moment articulaire maximal. La somme des trois moments articulaires maximaux amplifie cette différence et mène à la significativité. Comme le moment articulaire est principalement le résultat des forces musculaires, nous pouvons suggérer que la récupération musculaire globale du membre inférieur n'est pas complète sur la JO après reconstruction du LCA. Ces résultats contrastent avec les résultats de Ernst *et al.* [138], qui ont trouvé un moment articulaire maximal du genou inférieur et aucune différence significative pour le moment articulaire total et les moments articulaires maximaux de la hanche et de la cheville entre la JO et la JNO après reconstruction du LCA. L'absence de standardisation de la procédure de test dans l'étude de Ernst *et al.* [138] limite la comparaison avec nos résultats. Les sujets réalisaient un saut vertical unipodal et utilisaient leur propre technique de saut sans restriction de contre-mouvement ou de l'utilisation des membres supérieurs. Le mouvement des membres supérieurs peut avoir une influence sur les données mécaniques des articulations des membres inférieurs et donc modifier la performance de saut en augmentant le contrôle de l'équilibre et l'orientation du corps au décollage [123]. De plus, Ernst *et al.* [138] ont évalué le cycle étirement-contraction alors que dans notre étude nous nous sommes centrés sur la contraction concentrique pendant la phase d'impulsion du saut. Ces différences dans la méthodologie et les procédures de test peuvent expliquer la variabilité des résultats entre l'étude de Ernst *et al.* [138] et notre étude.

Webster *et al.* [119] ont analysé la dissipation d'énergie pendant la contraction excentrique à la réception d'un saut vertical. Ils ont trouvé un moment articulaire total égal, un moment articulaire maximal du genou inférieur sur la JO par rapport à la JNO, et aucun effet de la technique chirurgicale (PT ou GST) sur ces paramètres. La différence dans le mode de contraction musculaire pourrait expliquer la disparité des résultats entre les études de Webster *et al.* [119] et la nôtre.

Dans la présente étude, nous avons trouvé une puissance articulaire totale inférieure de 35% sur la JO en comparaison avec la JNO. Ceci peut être expliqué par la plus faible (-34%) puissance articulaire maximale de la cheville. En décomposant la puissance articulaire maximale de la cheville par le moment articulaire et la vitesse angulaire articulaire, nous avons démontré que le déficit de la puissance articulaire maximale ne venait pas d'une

altération du moment articulaire maximal mais d'une vitesse angulaire de flexion-plantaire inférieure. Nos résultats montrent que les puissances articulaires maximales de la hanche et du genou ne sont pas significativement différentes entre les deux jambes. Ces résultats contrastent avec ceux de Castanharo *et al.* [109], qui ont observé une plus faible puissance articulaire maximale du genou et une puissance articulaire maximale de la hanche similaire au cours d'un squat jump. Cependant, ils n'ont pas mesuré la puissance articulaire totale ni la puissance articulaire maximale de la cheville. La différence trouvée entre l'étude de Castanharo *et al.* [109] et la présente étude pourrait être liée à la nature de l'activité réalisée et analysée. En effet, des stratégies de mouvements différentes sont adoptées entre les sauts à deux jambes et les sauts unipodaux [144]. Comme observé par Yeow *et al.* [144], une plus grande contribution de la hanche et du genou est observée pour dissiper l'énergie lors d'un saut à deux jambes alors que la hanche et la cheville dissipent la plupart de l'énergie lors d'un saut unipodal. De plus, la majorité des ruptures du LCA arrivent lors d'une réception [60], donc la peur de la récidive pourrait limiter l'utilisation du genou et diminuer la puissance articulaire maximale lors de la réception.

Dans ce travail, les données cinématiques et dynamiques ne sont pas différentes entre les patients qui ont subi une reconstruction du LCA avec prélèvement du greffon au niveau du BPTB et du GST. Ces résultats sont confortés par les précédentes études qui n'ont montré aucune différence au niveau des données fonctionnelles et cinématiques quel que soit le type de greffon utilisé pour la reconstruction du LCA [4, 145-147]. Néanmoins, les résultats de notre étude ne peuvent pas être généralisés à cause du faible nombre de patients dans chaque sous-groupe.

L'originalité de ce travail est la manière dont nous avons analysé la puissance articulaire : décomposer la puissance articulaire par le moment articulaire et la vitesse angulaire articulaire permet une identification plus précise des déficits. De cette façon, la rééducation pourrait être individualisée pour corriger le paramètre spécifique de façon à optimiser la récupération après reconstruction du LCA.

Après reconstruction du LCA, la récupération musculaire de la JO peut être évaluée de deux manières : d'un point de vue analytique par un test sur ergomètre isocinétique et de manière globale par des tests fonctionnels. La littérature a mis en évidence, sur la JO, des déficits de performance lors de la réalisation des tests fonctionnels avec des altérations du mouvement. Les données de cette étude conforte les précédents résultats et mettent en évidence des modifications cinématiques et dynamiques sur la JO par rapport à la JNO lors de la réalisation d'un squat jump unipodal 7 mois après reconstruction du LCA. En plus d'une hauteur de saut diminuée, cette étude indique : (a) une extension moins importante du genou et une plus faible flexion-plantaire de la cheville au décollage ; (b) un moment articulaire total inférieur ; et (c) une puissance articulaire maximale de la cheville réduite, due à une vitesse angulaire de flexion-plantaire moindre.

La recherche de la symétrie entre les deux jambes est l'un des objectifs les plus importants de la rééducation, cependant, la symétrie parfaite n'existe pas même dans la population saine. C'est pourquoi la publication 2 va se concentrer sur l'étude des asymétries présentes chez les patients après ligamentoplastie du LCA, et comparer ces résultats aux asymétries retrouvées chez des sujets sains lors d'un mouvement pluri-articulaire. De plus, le travail mécanique articulaire total sera étudié, ce paramètre étant directement relié au déplacement vertical du centre masse au cours d'un saut vertical.

Publication 2 :
Asymétries du travail articulaire au cours d'un mouvement pluri-articulaire après ligamentoplastie du LCA : une étude pilote.

1. Introduction

La rupture du LCA est la plus fréquente des lésions ligamentaires graves du genou. La reconstruction du ligament est le traitement préconisé après une rupture du LCA [4] et l'opération est suivie d'une longue période de rééducation. La reprise du sport s'effectue en moyenne 7,3 mois après l'opération mais seulement 63% des patients retrouvent leur niveau sportif d'avant blessure [6]. De nombreux auteurs ont reporté une plus faible performance de saut sur la JO comparée à la JNO [110, 113, 135] et de nombreuses études ont démontré des déficits lors de la réalisation de mouvements pluri-articulaires, en particulier lors des activités de saut [109, 110, 113, 138, 148-151].

Deux remarques peuvent être formulées concernant les précédentes études. La première est liée au fait que seuls des paramètres indirectement reliés à la hauteur de saut ont été étudiés. Au cours de la phase d'impulsion d'un saut unipodal. Les auteurs ont reporté un plus faible pic de flexion dorsale de la cheville [110], un plus faible pic de flexion du genou [110, 151], une plus faible amplitude articulaire du genou [113, 151], et de moindres moment [138] et puissance [113] articulaires du genou sur la JO par rapport à la JNO. Aucune étude n'a cependant analysé le travail mécanique articulaire total (W_{Total}), alors que ce paramètre est directement relié au déplacement vertical du centre masse au cours d'un saut vertical. En effet, le W_{Total} est le produit de l'accélération de la pesanteur par le déplacement vertical total du centre masse. Le W_{Total} est aussi la somme du travail de la cheville, du genou et de la hanche et chaque travail articulaire est le produit de l'amplitude articulaire par le moment articulaire [152]. En conséquence, l'analyse du W_{Total} permettra de déterminer quel paramètre clinique (amplitude articulaire et /ou moment articulaire) est responsable de la modification du déplacement vertical du centre de masse au cours d'un saut vertical.

La deuxième remarque est, que pour étudier la récupération après reconstruction, la plupart des recherches ont comparé les résultats de la JO à la ceux de la JNO. L'objectif principal de la rééducation après reconstruction du LCA est la recherche de symétrie [5], pour prévenir les récidives et améliorer les performances sportives [149, 153-156]. Cependant la comparaison JO/JNO ne tient pas compte des asymétries physiologiques présentes entre les deux membres inférieurs. Dans la population saine, des asymétries ont été observées entre les membres inférieurs en termes de performances de saut [157], de force de réaction du sol et de puissance

articulaire de la cheville [116], de cinématique de la hanche et du genou [158] au cours d'un saut unipodal. Il parait donc pertinent d'étudier directement les asymétries chez les patients après reconstruction du LCA et de les comparer aux asymétries présentent chez des sujets sains lors d'un mouvement pluri-articulaire. L'étude du saut unipodal est de grande importance étant donné que cette tâche est standardisée, proche des mouvements réalisés dans la pratique sportive et reliée à la performance sportive. En effet, le saut vertical est corrélé à la capacité du sujet à générer du travail lors de l'impulsion et de transformer ce travail en énergie contribuant à la hauteur de saut [159].

L'objectif de cette expérimentation est de comparer les asymétries des patients après reconstruction du LCA avec des sujets sains à travers l'analyse cinématique et du W_{Total} lors d'un squat jump unipodal. Nous émettons l'hypothèse que de plus grandes asymétries vont être mises en évidence chez les patients comparativement aux sujets sains.

2. Matériel et méthode

2.1. Sujets

29 sujets hommes ont participé à cette étude, 13 patients après reconstruction du LCA (Groupe LCA (GLCA)) et 16 sujets sains (Groupe Contrôle (GC)). Les patients (moyenne ± écart-type : âge, 24 ± 6 ans) ont subi une rupture isolée du LCA et une reconstruction chirurgicale avec un greffon BPTB.

Toutes les caractéristiques des deux échantillons sont reportées dans le Tableau 4.

Tableau 4 : Données descriptives des sujets dans les groupes GLCA et GC (moyenne ± écart-type).

		GLCA	GC
Age (ans)		24 ± 6	26 ± 5
Taille (m)		1,78 ± 0,08	1,77 ± 0,08
Masse (kg)		80 ± 8	72 ± 13
Délai entre la rupture du LCA et la reconstruction (mois)		3,2 (intervalle : 0,7 – 5,7)	-
Délai depuis la reconstruction (mois)		7,4 (intervalle : 6 – 9)	-
Niveau d'activité (0-10)	**Avant blessure**	5,8 (intervalle : 5 - 10)	-
	Experimentation	4,2 (intervalle : 3 - 5)	6,6 (intervalle : 5 - 10)
IKDC Subjective Knee Evaluation (0 – 100)		75 ± 14	-

2.2. Procédure de test

Cf Méthodologie générale – Procédures des tests fonctionnels (tests de sauts maximaux) – Squat jump unipodal (p. 43)

2.3. Traitement des données

Dans cette étude, les paramètres cinématiques et dynamiques suivants ont été étudiés :

- TVD, H_{imp}, H_{vol}.
- Amplitudes articulaires de la hanche, du genou et de la cheville
- Le moment articulaire moyen de la hanche, du genou et de la cheville
- Le travail articulaire de la hanche, du genou et de la cheville
- Le travail articulaire total

2.4. Asymétries

Le principal paramètre, utilisé par les équipes médicales et paramédicales, et dans les études scientifiques pour évaluer rapidement les asymétries entre la JO et la JNO après reconstruction du LCA, est le Limb Symmetry Index (LSI) [94, 100, 110, 135, 160]. Le calcul du LSI permet de normaliser les données lorsque deux groupes indépendants sont comparés.
Le LSI a été calculé pour chaque paramètre. Dans le GLCA, il correspondait à : JO/JNO*100, et dans le GC à : Jambe Non-Dominante (JND) / Jambe Dominante (JD)*100. Dans le GC, la JD était déterminé par la meilleure H_{vol}.

2.5. Analyses statistiques

Le jeu de données ne suivant pas une distribution normale, les effets de la reconstruction du LCA sur les paramètres - TVD, H_{imp}, H_{vol}, W_{Total}, les travaux articulaires, les moments articulaires moyens, les amplitudes articulaires ont été testés par un test de rang de Wilcoxon. La médiane, premier et troisième quartiles ont été reportés dans le Tableau 5 (Q2 (Q1 – Q3).

3. Résultats

Les valeurs absolues pour le TVD, les données cinématiques et dynamiques pour les JO et JNO du GLCA et les JD et JND du GC sont présentées dans le Tableau 5.
Pour le TVD, le LSI est significativement plus faible pour le GLCA que pour le GC (82% (76 - 85) et 98% (92 - 106), respectivement; $p < 0,001$) (Tableau 5). Des différences significatives sont observées entre le LSI des deux groupes pour H_{imp} and H_{vol} ($p = 0,03$ et $p = 0,001$, respectivement) au cours du squat jump unipodal (Tableau 5).

Le LSI du W_{Total} est significativement plus faible pour le GLCA comparé au GC (76% (56 - 91) et 99% (76 - 120), respectivement; p = 0,02) (Tableau 5). Il n'y a pas de différence entre les deux groupes pour le LSI du travail du genou (p = 0,55) (Tableau 5). Pour le travail de la hanche et de la cheville, les LSI du groupe GLCA sont plus faibles que pour le GC (p = 0,03 and p = 0,03, respectivement) (Tableau 5).

Pour le genou, la cheville et la hanche, nous avons noté des différences significatives pour les LSI des amplitudes articulaires (p < 0,001, p = 0,002, et p = 0,02, respectivement) (Tableau 5). Il n'y a pas de différence significative pour le LSI des moments articulaires de la cheville, du genou et de la hanche entre le GLCA et le GC (p = 0,81, p = 0,75, et p = 0,10, respectivement) (Tableau 5).

Tableau 5 : Valeurs absolues (moyenne ± écart-type) et Limb Symmetry Index (LSI) (Médiane (premier quartile – troisième quartile)) pour le déplacement vertical total (TVD) du centre de masse, le déplacement vertical du centre de masse pendant l'impulsion (H_{imp}), le déplacement vertical du centre de masse pendant le vol (H_{vol}), le travail mécanique articulaire total, et le travail articulaire, moment articulaire et amplitude articulaire de la hanche, du genou et de la cheville lors d'un squat jump unipodal dans le GLCA et le GC.

		GLCA			GC		
		JO	JNO	LSI (%)	JD	JND	LSI (%)
Hauteurs de Saut (m)	**TVD**	0,39 ± 0,09	0,48 ± 0,08	82 (76 - 85)*	0,54 ± 0,08	0,55 ± 0,09	98 (92 - 106)
	H_{imp}	0,32 ± 0,07	0,36 ± 0,06	88 (83 - 96)*	0,39 ± 0,05	0,38 ± 0,07	104 (93 - 113)
	H_{vol}	0,07 ± 0,03	0,12 ± 0,05	65 (43 - 76)**	0,15 ± 0,06	0,17 ± 0,06	89 (80 - 94)
Travail Articulaire (J/Kg)	**Total**	2,34 ± 0,84	3,15 ± 0,65	76 (56 - 91)*	3,49 ± 0,76	3,68 ± 0,90	99 (76 - 120)
	Hanche	0,51 ± 0,63	0,70 ± 0,68	58 (34 - 108)*	0,82 ± 0,95	0,89 ± 0,88	171 (89 - 215)
	Genou	0,58 ± 0,51	0,89 ± 0,67	67 (49 - 192)	1,00 ± 0,44	1,06 ± 0,59	91 (58 - 117)
	Cheville	1,25 ± 0,55	1,56 ± 0,62	92 (66 - 98)*	1,67 ± 0,48	1,74 ± 0,63	101 (88 - 114)
Moment Articulaire (N.m/Kg)	**Hanche**	0,66 ± 0,52	0,82 ± 0,49	68 (43 - 124)	1,05 ± 0,60	1,00 ± 0,56	151 (80 - 166)
	Genou	0,90 ± 0,60	1,14 ± 0,51	82 (54 - 151)	1,30 ± 0,43	1,44 ± 0,55	75 (73 - 111)
	Cheville	1,56 ± 0,50	1,55 ± 0,46	96 (86 - 117)	1,95 ± 0,44	1,95 ± 0,49	97 (89 - 115)
Amplitude articulaire (°)	**Hanche**	54,25 ± 16,26	63,63 ± 15,71	89 (87 - 94)*	75,34 ± 12,86	74,49 ± 18,31	98 (91 - 111)
	Genou	51,44 ± 12,27	73,01 ± 8,10	74 (62 - 77)***	69,70 ± 4,09	70,17 ± 7,67	97 (93 - 105)
	Cheville	51,49 ± 9,78	62,05 ± 5,78	84 (74 - 99)**	60,17 ± 4,97	60,38 ± 7,80	103 (90 - 106)

*p<0,05, **p<0,01, ***p<0,001 signifie que le LSI du GLCA est différent du LSI du GC.

4. Discussion

Les résultats de cette étude soutiennent l'hypothèse émise que de plus grandes asymétries sont présentes chez les patients après reconstruction du LCA que chez des sujets sains lors d'un squat jump unipodal.

Ainsi, de plus grandes asymétries sont obtenues pour le TVD et le W_{Total}. L'analyse du W_{Total} permet de déterminer les paramètres cliniques (amplitudes articulaires de la hanche et de la cheville) responsables de la plus grande asymétrie du TVD au cours d'un saut vertical chez des patients après reconstruction du LCA. A notre connaissance, cette étude est la première à analyser le travail mécanique articulaire total au cours d'un saut vertical unipodal après reconstruction du LCA. Nos résultats sont en accord avec ceux de plusieurs études qui ont décrit des asymétries chez les patients après reconstruction du LCA [109, 110, 113, 138, 148-151].

Des asymétries plus importantes sont observées pour le TVD lors d'un squat jump unipodal après reconstruction du LCA en comparaison avec des sujets sains. Ce résultat est expliqué par de plus grandes asymétries, pour H_{imp} et H_{vol} du GLCA (88 (83 - 96) % et 65 (43 - 76) %, respectivement) que du GC (104 (93 - 113) % et 89 (80 - 94) %, respectivement). L'asymétrie de H_{vol} retrouvée dans cette étude est en accord avec de précédentes recherches qui ont mis en évidence des différences significatives en termes de performances de saut entre la JO et la JNO après reconstruction du LCA [110, 113, 135]. L'évaluation de la symétrie au cours des tâches de saut est de grand intérêt après reconstruction du LCA puisque les déséquilibres sont corrélés à un fort risque de récidive et des performances sportives plus faibles [149, 153-156].

Comme le TVD est le résultat du W_{Total} divisé par l'accélération de la pesanteur lors d'un saut vertical unipodal, il est logique de constater une plus grande asymétrie pour le W_{Total} dans le GLCA (76 (56 - 91) %) que dans le GC (99 (76 - 120) %). Le W_{Total} correspond à la somme du travail articulaire de chaque articulation du membre inférieur et le travail articulaire est égal au produit de l'amplitude articulaire par le moment moyen articulaire [152].

Les résultats montrent une importante variabilité au niveau des travaux articulaires chez les sujets sains. Il semblerait que différentes stratégies sont utilisées sur chaque jambe d'un même sujet et qu'il n'y a pas de stratégie commune pour la jambe dominante et la jambe non-dominante chez les sujets sains. L'asymétrie pour le travail articulaire du genou n'est pas différente entre les deux groupes. Bien qu'une plus grande asymétrie pour l'amplitude du genou soit observée et confirme les résultats de précédentes études [113, 151], il n'y a pas de conséquence sur le travail articulaire du genou. Cependant, des asymétries plus importantes sont notées pour le travail articulaire de la hanche et de la cheville dans le GLCA par rapport

au GC. Ces dernières expliquent les plus grandes asymétries pour le W_{Total} retrouvées 6 à 9 mois après reconstruction du LCA. Il n'y a pas de différence entre les asymétries des moments articulaires de la hanche et de la cheville entre les deux groupes, alors que de plus grandes asymétries pour les amplitudes articulaires de la hanche et de la cheville sont remarquées après reconstruction du LCA. Plusieurs études appuient nos résultats avec aucune différence pour le moment articulaire maximal de la hanche et de la cheville [113, 138] et une amplitude réduite au niveau de la hanche et de la cheville [113, 151] sur la JO par rapport à la JNO lors de sauts unipodaux après reconstruction du LCA.

Dans les premières phases des protocoles de rééducation, les exercices se concentrent sur la récupération de la force du quadriceps, des ischio-jambiers, des fessiers et gastrocnémiens avec des exercices à basse vitesse. Pour respecter le processus de cicatrisation, il n'y a pas d'utilisation de mouvement pluri-articulaire explosif avant les dernières phases de la rééducation. Nous pouvons émettre l'hypothèse que les asymétries plus importantes au niveau des amplitudes de la hanche, du genou et de la cheville, observées dans cette étude, sont reliées au fait que le temps consacré à la rééducation des mouvements pluri-articulaires explosifs, est trop court pour récupérer une stratégie neuromusculaire standard. Dans cette étude, de plus grandes asymétries pour les amplitudes de la hanche et de la cheville entrainent de plus grandes asymétries pour le travail de la hanche et de la cheville et en conséquence une plus grande asymétrie du W_{Total}.

Dans la littérature, les auteurs s'accordent sur le fait qu'il existe une altération des mouvements pluri-articulaires après reconstruction du LCA. Cependant, aucune étude n'a analysé le travail mécanique articulaire total alors que ce paramètre est directement relié au déplacement du centre de masse lors du squat jump unipodal. De plus, la plupart des études comparent la JO par rapport à la JNO sans prendre en compte les asymétries présentes naturellement dans la population saine.
Dans cette étude, nous avons observé que de plus grandes asymétries sont constatées chez les patients, 7 mois après reconstruction du LCA, en comparaison à des sujets sains, au niveau des trois articulations du membre inférieur. Cependant, seules les asymétries plus importantes des amplitudes de la hanche et de la cheville impactent le travail mécanique articulaire total, contrairement à celles du genou.

Dans les études 1 et 2, la JNO a servi de référence pour mettre en évidence des déficits de récupération sur la JO, ou des asymétries plus importantes chez les patients après reconstruction du LCA par rapport à des sujets sains. Cependant, certaines études remettent en question la pertinence de prendre la jambe non-blessée comme référence, des altérations ayant été retrouvées sur cette jambe, après rupture du LCA. L'expérimentation 3 s'attachera à déterminer les éventuelles altérations sur la JNO après ligamentoplastie du LCA, au niveau de :

- la performance de sauts (tests fonctionnels + squat jump unipodal),
- la cinématique et la dynamique lors de la réalisation d'un squat jump unipodal.

Publication 3 :
Altérations des stratégies de saut au niveau de la jambe non-opérée 7 mois après ligamentoplastie du LCA : comparaison entre patients et sujets sains lors de tests de sauts

1. Introduction

Après reconstruction du LCA, l'équipe médicale et paramédicale évalue la récupération de la JO par rapport à la JNO, avec pour objectif final de retrouver la symétrie entre les deux jambes [5, 94-96]. Dans le domaine scientifique, de très nombreuses études ont été menées après ligamentoplastie du LCA et la grande majorité compare également les résultats de la JO à ceux de la JNO [100, 160, 161]. Pourtant, des auteurs ont mis en évidence des altérations sur cette jambe de référence, la jambe non-blessée, après rupture et/ou reconstruction du LCA [138, 162-168]. Il a été démontré un déficit proprioceptif [167], un déficit de force [168], une réduction de l'activation musculaire [162, 164], une modification du contrôle postural [165, 166] , une altération de la marche [163] et de la réception d'un saut [153] au niveau de la jambe non-blessée après rupture du LCA et/ou reconstruction chirurgicale. Des auteurs ont émis l'hypothèse d'une adaptation centrale, après rupture et/ou reconstruction du LCA, qui réduirait les capacités de la jambe non-blessée afin de conserver une certaine symétrie entre les deux jambes [164, 166]. Un autre facteur explicatif pourrait être les effets du désentrainement, résultat de la longue période sans activité sportive après la rupture du LCA. En effet, le désentrainement conduit à un déficit d'activation musculaire [169, 170], à une diminution de la masse musculaire et de la production de force [169-172].

Dans les dernières phases de la rééducation, les protocoles insistent sur la symétrie de performance lors de mouvements pluri-articulaires comme les sauts. Pour que la recherche de symétrie soit pertinente et synonyme d'une récupération complète, l'évaluation de la jambe de référence, la JNO, est donc primordiale.

Nous avons donc défini deux objectifs à cette étude. Le premier est de savoir si les stratégies de saut, sur la JNO, sont altérées 7 mois après la reconstruction du LCA. Le deuxième est de déterminer si les altérations concordent avec celles retrouvées sur la JO.

Pour cela, nous avons choisi d'étudier le saut en longueur unipodal et le triple saut en longueur unipodal ainsi que la cinématique et la dynamique de la phase d'impulsion d'un squat jump unipodal. Les données enregistrées au niveau de la JNO et de la JO seront comparées aux données d'un groupe contrôle.

Nous émettons l'hypothèse que les performances de saut seront plus faibles sur la JNO que dans le groupe contrôle et que des modifications cinématiques et dynamiques lors du squat jump unipodal vont être retrouvées. De plus, nous pensons retrouver des altérations concordantes sur la JNO et la JO.

2. Matériel et méthode

2.1. Sujets

29 sujets hommes ont participé à cette étude, 13 patients après reconstruction du LCA (Groupe LCA (GLCA)) et 16 sujets sains (Groupe Contrôle (GC)). Les patients (moyenne ± écart-type : âge, 24 ± 6 ans) ont subi une rupture isolée du LCA et une reconstruction chirurgicale avec un greffon BPTB.

Toutes les caractéristiques des deux échantillons ont été reportées dans le Tableau 6.

Tableau 6 : Données descriptives pour les sujets du GLCA et du GC (moyenne ± écart-type).

		GLCA	GC
Age (ans)		24 ± 6	26 ± 5
Taille (m)		1,78 ± 0,08	1,77 ± 0,08
Masse (kg)		80 ± 8	72 ± 13
Délai depuis la rupture du LCA (mois)		9,3 (intervalle : 6 - 14)	-
Délai depuis la reconstruction (mois)		7,4 (intervalle: 6 - 9)	-
IKDC Subjective Knee Evaluation (0 – 100)		75 ± 14	-
Niveau d'activité (0-10)	**Avant blessure**	5,8 (intervalle: 5 - 10)	-
	Expérimentation	4,2 (intervalle : 3 - 5)	6,6 (intervalle : 5 - 10)

2.2. Procédure de test

Cf Méthodologie générale – Procédures des tests fonctionnels (tests de sauts maximaux) – Squat jump unipodal – Saut en longueur unipodal et triple saut en longueur unipodal (p. 43 - 45)

2.3. Traitements des données

Les distances de saut pour le saut en longueur unipodal et le triple saut en longueur unipodal ont été mesurées. La hauteur de saut pour le squat jump a été reportée. Les angles initiaux et au décollage de la hanche, du genou et de la cheville ont été étudiés. Les moments articulaires de la hanche, du genou et de la cheville ont été calculés ainsi que le moment articulaire total.

2.4. Analyse statistique

Pour le GC, les valeurs des deux jambes de chaque sujet ont été regroupées (16*2 jambes). Pour comparer les valeurs de distance de saut, de hauteur de saut, d'angles articulaires et de moments articulaires entre la JNO et le GC et entre le GC et la JO, nous avons utilisé un test de Student pour données indépendantes. Une correction de Bonferroni a été appliquée pour contrôler l'erreur de type 1. Le seuil initial alpha a été divisé par le nombre de variables dépendantes (k=3 : JNO, JO et GC) et fixé à $\alpha_{(k=3)}$=0,05/3=0,017.

3. Résultats

3.1. Comparaison JNO / GC

La distance de saut est plus faible de 16% pour le saut en longueur unipodal et de 19% pour le triple saut en longueur unipodal sur la JNO par rapport au GC ($p < 0,017$, $\Delta = -0,97$; $p < 0,017$, $\Delta = -1,02$, respectivement) (Tableau 7).

Tableau 7 : Distance de saut (m) pour le saut en longueur unipodal et le triple saut en longueur unipodal sur la Jambe Non-Opérée (JNO), la Jambe Opérée (JO) et pour le Groupe Contrôle (GC).

Paramètre	JNO	GC	JO
Saut en longueur unipodal (m)	1,60 ± 0,27*	1,91 ± 0,32	1,26 ± 0,37†
Triple saut en longueur unipodal (m)	4,57 ± 0,71*	5,64 ± 1,04	3,69 ± 1,06†

Comparaison JNO/GC * p<0,017 ; Comparaison JO/GC † p<0,017

La hauteur de saut en squat jump unipodal est 25% plus faible sur la JNO que dans le GC ($p < 0,017$, $\Delta= -0,8$) (Tableau 8),

Le Tableau 8 illustre les résultats de l'analyse cinématique du squat jump unipodal. Les angles initiaux de la hanche et du genou ne sont pas modifiés sur la JNO ($p = 0,100$ et $p = 0,279$, respectivement), et l'angle initial de la cheville est plus important de 6% sur la JNO que dans le GC ($p < 0,017$, $\Delta = -1,3$).

A l'instant du décollage, il n'existe pas de différence significative au niveau de l'angle d'extension de la hanche entre la JNO et le GC. Il est retrouvé une extension du genou et une flexion plantaire de la cheville plus importantes sur la JNO que dans le GC ($p < 0,017$, $\Delta = -1,03$; $p < 0,017$, $\Delta =1,06$, respectivement).

Tableau 8 : Hauteur de saut (m), angles articulaires initiaux (°) et angles articulaires au décollage (°) de la hanche, du genou et de la cheville sur la Jambe Non-Opérée (JNO) la Jambe Opérée (JO) et dans le Groupe Contrôle (GC) lors d'un squat jump unipodal.

Paramètre		JNO	GC	JO
Hauteur de saut (m)		0,12 ± 0,05*	0,16 ± 0,06	0,07 ± 0,03†
Angles Articulaires Initiaux (°)	**Hanche**	106,88 ± 18,54	97,25 ± 16,93	109,26 ± 16,03
	Genou	74,58 ± 8,04	77,08 ± 6,42	64,61 ± 10,17†
	Cheville	79,51 ± 6,40*	74,74 ± 3,77	83,61 ± 6,63†
Angles Articulaires au Décollage (°)	**Hanche**	170,51 ± 5,51	172,17 ± 9,79	163,51 ± 9,64†
	Genou	1,57 ± 4,62*	7,14 ± 5,99	13,17 ± 6,63†
	Cheville	141,56 ± 6,38*	135,02 ± 6,18	135,10 ± 8,52

Comparaison JNO/GC * p<0,017 ; Comparaison JO/GC † p<0,017

Le Tableau 9 illustre les résultats de l'analyse dynamique du squat jump unipodal. Il n'y a pas de différence statistique pour les moments articulaires maximaux de la hanche, du genou et de la cheville entre la JNO et le GC (p = 0,059, p = 0,56, p = 0,058). Le moment articulaire total est 14% plus faible sur la JNO par rapport au GC (p < 0,017, Δ = -0,83).

Tableau 9 : Moment articulaire maximal (N.m/kg) de la hanche, du genou et de la cheville, et moment articulaire total (N.m/kg) sur la Jambe Non-Opérée (JNO) la Jambe Opérée (JO) et dans le Groupe Contrôle (GC) lors d'un squat jump unipodal.

Paramètre	Articulation	JNO	GC	JO
Moment Articulaire Maximal (N.m/kg)	**Hanche**	1,47 ± 0,60	1,90 ± 0,72	1,38 ± 0,57°
	Genou	1,86 ± 0,71	1,99 ± 0,63	1,30 ± 0,66†
	Cheville	2,29 ± 0,60	2,66 ± 0,57	2,18 ± 0,70°
Moment Articulaire Total (N.m/kg)		5,62 ± 0,72*	6,55 ± 1,13	4,86 ± 0,83†

Comparaison JNO/GC * p<0,017 ; Comparaison JO/GC ° tendance, † p<0,017

3.2. Comparaison JO / GC

La distance de saut est plus faible de 34% pour le saut en longueur unipodal et de 35% pour le triple saut en longueur unipodal sur la JO par rapport au GC (p < 0,017, Δ = -2,03 ; p < 0,017, Δ = -1,87, respectivement) (Tableau 7). La hauteur de saut en squat jump unipodal est 56% plus faible sur la JO que dans le GC (p < 0,017, Δ= -1,58) (Tableau 8).

Lors du squat jump unipodal, la flexion du genou et la flexion dorsale de la cheville sont plus faibles sur la JO (p < 0,017, Δ= -1,94 ; p < 0,017, Δ= 2,35, respectivement), par contre l'angle initial de la hanche n'est pas modifié sur la JO par rapport au GC (p = 0,034). A l'instant du décollage, il n'existe pas de différence significative au niveau de l'angle de la cheville (p = 0,970) mais l'extension du genou et celle de la hanche sont plus faibles sur la JO que dans le GC (p < 0,017, Δ = 1,12 ; p < 0,017, Δ = -0,88, respectivement) (Tableau 8). Le moment

articulaire maximal du genou est significativement plus faible (-35%) sur la JO par rapport au GC ($p < 0,017$, $\Delta = -1,10$). Les moments articulaires maximaux de la hanche et de la cheville montrent une tendance à la baisse sur la JO par rapport au GC ($p = 0,024$, $\Delta = -0.72$; $p = 0,020$, $\Delta = -0,85$, respectivement). Le moment articulaire total est 26% plus faible sur la JO par rapport au GC ($p < 0,017$, $\Delta = -1,50$) (Tableau 9).

4. Discussion

Le premier but de cette étude était de déterminer si les stratégies de saut sur la JNO étaient altérées 7 mois après reconstruction du LCA. La distance de saut est plus faible de 16% pour le saut en longueur unipodal et de 19% pour le triple saut en longueur unipodal sur la JNO par rapport au GC. Il en est de même pour le squat jump unipodal avec une hauteur de saut plus faible de 25%. Sept mois après reconstruction du LCA, la performance de saut est donc diminuée sur la JNO par rapport aux sujets sains.

L'analyse du squat jump révèle que l'altération de la performance de saut est concomitante avec l'altération des positions angulaires et de la dynamique. En effet, en position de départ du squat jump unipodal, la flexion dorsale de la cheville est plus faible sur la JNO par rapport au GC. Au décollage, la flexion plantaire de la cheville et l'extension du genou sont plus importantes sur la JNO. Il existe donc, 7 mois après reconstruction du LCA, des altérations de la cinématique au niveau de la cheville et du genou sur la JNO au cours d'un squat jump. Roberts *et al.* [167], ont démontré un déficit proprioceptif, avec une augmentation du seuil de détection du mouvement au niveau du genou sur la JNO après reconstruction du LCA par rapport à un groupe contrôle. Les altérations des positions articulaires, retrouvées dans cette étude, pourraient donc être reliées au déficit proprioceptif retrouvé sur la JNO après reconstruction du LCA [167].

Un déficit de 14% pour le moment articulaire total est observé sur la JNO par rapport au GC bien qu'aucune différence significative ne soit notée pour le moment articulaire maximal de la hanche, du genou et de la cheville. Comme le moment articulaire total reflète principalement les forces musculaires, nous pouvons émettre l'hypothèse que la production globale de force sur la JNO est plus faible 7 mois après reconstruction du LCA que chez les sujets sains. Ce déficit pourrait être relié à la plus faible activation musculaire, constatée par plusieurs auteurs, sur la jambe non-blessée après rupture du LCA [164] et après une période d'inactivité

sportive [169, 170]. Par ailleurs, ce déficit pourrait être causé par la diminution de la masse musculaire et de la production de force consécutive à l'arrêt de l'activité sportive [169-172].

Enfin, l'extension plus importante du genou au décollage et le plus faible moment articulaire total sur la JNO après reconstruction du LCA pourraient modifier les contraintes sur le genou lors des mouvements pluri-articulaires et pourraient être des facteurs explicatifs du taux plus important de ruptures contro-latérales après reconstruction du LCA par rapport au taux de primo-rupture [10] .

Le second objectif de cette étude était de déterminer si les altérations sur la JNO concordaient avec celles de la JO. En effet, plusieurs auteurs ont émis l'hypothèse, qu'après reconstruction du LCA, une adaptation centrale se mettrait en place pour réduire les capacités de la JNO afin de préserver la symétrie entre les deux jambes [164, 166]. Dans cette étude, nous retrouvons une évolution concordante de la JNO et de la JO, par rapport au GC, pour les valeurs de performance de saut, les angles articulaires initiaux et le moment articulaire total lors du squat jump unipodal. Cependant, au moment du décollage du squat jump unipodal, l'angle articulaire de la cheville sur la JNO est plus important alors qu'il n'y a pas de différence entre la JO et le GC. De plus, le genou de la JNO est plus tendu que dans le GC alors qu'une moindre extension du genou de la JO, par rapport au GC, est constatée. Ces résultats démontrent qu'une adaptation centrale pour maintenir la symétrie entre la JO et la JNO après reconstruction du LCA est possible mais certaines altérations seraient spécifiques à la JNO et pourraient être liées à d'autres facteurs tel que le désentrainement et ses répercussions sur le système musculaire.

Au niveau clinique, ces résultats ont plusieurs conséquences. Premièrement, les données de cette étude confirment celles de travaux antérieurs, mettant en garde sur l'utilisation de la JNO comme référence pour évaluer la récupération de la JO après reconstruction du LCA [160, 164, 168, 173]. Cette référence est pertinente si une évaluation pré-chirurgicale est réalisée. Dans le cas contraire, la normalisation de la symétrie entre JO et JNO ne devrait pas être le but final de la rééducation mais une étape clé avant la récupération complète. Deuxièmement, il est possible, avec un volume et une fréquence d'entrainement diminués, d'éviter ou du moins ralentir le phénomène de désentrainement [174-176]. L'objectif n'est pas d'améliorer les capacités de la JNO, mais seulement de les maintenir au niveau pré-blessure. Le protocole de rééducation doit donc intégrer des exercices au niveau de la JNO pour pallier

les altérations engendrées par la rupture du LCA et le désentrainement. Troisièmement, plusieurs auteurs ont montré un gain de force controlatéral lors d'un programme de renforcement unilatéral [177-179]. La mise en place d'exercices au niveau de la JNO sont donc d'autant plus recommandés qu'ils auraient aussi un effet positif sur la JO.

Plusieurs études remettent en question l'utilisation de la JNO comme jambe de référence dans l'évaluation de la récupération de la JO après reconstruction du LCA. Nous avons donc étudié si des altérations étaient présentes sur la JNO, par rapport aux sujets sains, 7 mois après reconstruction du LCA. En effet, nous avons observé une baisse de la performance de sauts, et des altérations cinématiques et dynamiques lors d'un squat jump unipodal. Plusieurs déficits concordent avec ceux retrouvés sur la JO mais d'autres sont spécifiques à la JNO telle qu'une extension du genou et une flexion plantaire de cheville plus importantes à l'instant du décollage.

Discussion chapitre 2

L'objectif de ce chapitre est d'apporter des connaissances nouvelles sur les altérations présentes après ligamentoplastie du LCA lors de la réalisation d'un mouvement pluri-articulaire. L'analyse approfondie des sauts unipodaux a permis de déterminer les déficits et les compensations sur la JO et la JNO.

1. Performance de saut

Les tests de saut, dans le suivi post-opératoire, sont des outils pertinents car ces mouvements sont très proches de ceux rencontrés au cours de la pratique sportive. L'évaluation de la performance de saut après ligamentoplastie du LCA permet aux thérapeutes de suivre l'évolution de la récupération du patient avec comme objectif principal la recherche de la symétrie entre JO et JNO. Dans ce chapitre, comme dans la littérature, nous retrouvons un déficit de performance sur la JO par rapport à la JNO. Nos résultats mettent en avant une plus faible hauteur de saut en squat jump unipodal et de plus faibles distances de saut, lors du saut en longueur et du triple saut en longueur unipodal, 7 mois après reconstruction du LCA. Par ailleurs, nous retrouvons un déficit de performance sur la JNO par rapport aux sujets sains.
Les trois études menées précédemment nous ont permis de déterminer les facteurs mécaniques responsables de la moindre performance de saut. En effet, l'étude cinématique et dynamique du squat jump unipodal a permis de mettre en évidence des altérations du contrôle neuromusculaire sur les deux jambes. Ces dernières entrainent des asymétries plus importantes chez les patients opérés que chez les sujets sains qui ne se limitent pas seulement au genou mais atteignent également les articulations adjacentes du membre inférieur, à savoir la hanche et la cheville, ainsi que les articulations de la JNO.

L'objectif de récupération de la symétrie est primordial pour améliorer les performances lors de la pratique sportive et pour diminuer le risque de récidives [149, 153-156]. Pour la majorité des équipes médicale et paramédicale, retrouver la symétrie entre JO et JNO est synonyme de récupération complète. Dans la publication 2, il est observé une asymétrie de performance de saut plus importante chez les patients que dans le groupe contrôle, 7 mois après ligamentoplastie du LCA. Cette plus grande asymétrie s'explique par la plus faible hauteur de saut obtenue sur la JO par rapport à la JNO (publication 1) confirmant les résultats d'études antérieures [110, 113, 135]. Cependant, les résultats de la publication 3 démontrent aussi que la hauteur de saut sur la JNO est bien inférieure à celle du GC. Ce résultat concorde avec le

déficit de force retrouvé, par Hiemstra *et al.* [168], sur la JNO par rapport à un groupe contrôle lors d'un test de force sur ergomètre isocinétique 14 mois après ligamentoplastie du LCA. Ces auteurs mettent en garde sur le fait que même si la symétrie est retrouvée entre JO et JNO, il existe un déficit de performance bilatéral par rapport aux sujets sains [168]. La récupération de la symétrie de la performance de saut entre JO et JNO ne serait donc pas synonyme de récupération complète mais serait plutôt à considérer comme une étape clé dans le processus de récupération.

Dans la publication 2, nous avons démontré l'intérêt d'étudier le travail mécanique articulaire total, ce paramètre étant lié à la performance de saut. Le travail mécanique articulaire total est la somme des travaux articulaires de la hanche, du genou et de la cheville et chaque travail articulaire peut être décomposé par le produit du moment articulaire et de l'amplitude articulaire, deux paramètres cliniques importants. Ainsi, les résultats obtenus permettent d'expliquer la plus grande asymétrie du déplacement vertical total du centre de gravité lors d'un squat jump unipodal par la plus grande asymétrie des amplitudes articulaires de la hanche et de la cheville. Nous avons également observé que les asymétries des moments de force articulaires n'étaient pas statistiquement différentes entre les deux échantillons et que la plus grande asymétrie de l'amplitude du genou chez les patients n'avait pas d'influence sur le travail total.

Les résultats de l'étude 1 mettent en évidence, à l'instant du décollage d'un saut vertical, un déficit de flexion plantaire sur la JO par rapport à la JNO. Ce déficit pourrait expliquer qu'une plus faible amplitude articulaire de la cheville est retrouvée dans la littérature lors d'un saut vertical [111, 113]. Ce déficit pourrait également renseigner sur la plus grande asymétrie d'amplitude articulaire de la cheville observée dans la publication 2 entre les sujets opérés et les sujets sains. Cependant, il est démontré dans la publication 3 qu'il n'y a pas de différence de flexion plantaire au décollage entre la JO et le GC alors qu'il est observé une augmentation de la flexion plantaire sur la JNO par rapport au GC. L'asymétrie plus importante d'amplitude articulaire de la cheville chez les sujets opérés observée dans la publication 2, et la plus faible amplitude retrouvée sur la JO par rapport à la JNO dans la littérature, ne seraient donc pas liées à un déficit de flexion plantaire sur la JO mais plutôt à l'augmentation de la flexion plantaire sur la JNO au décollage d'un saut vertical (Figure 16).

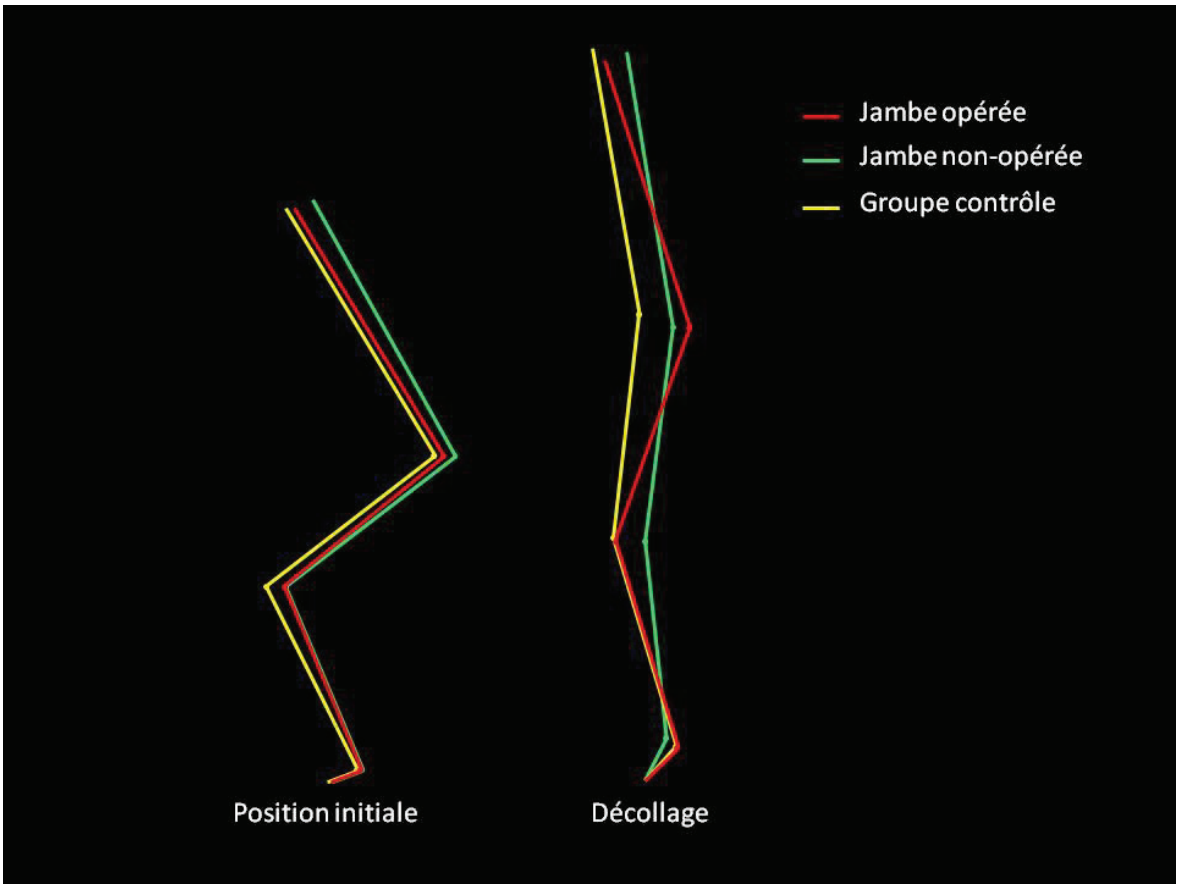


Figure 16 : kinogramme moyen en position initiale et au décollage d'un squat jump unipodal.

Au niveau de la hanche, même si la valeur moyenne d'extension de la hanche au décollage d'un saut vertical est plus faible sur la JO que sur la JNO, cette dernière n'est pas statistiquement significative (publication 1). Dans la publication 3, les tests statistiques n'ont pas été effectués entre JO et JNO, cependant, il est également noté une valeur moyenne d'extension de la hanche plus faible au décollage sur la JO que sur la JNO ainsi qu'une flexion de hanche moins importante en position initiale (Figure 16). Il est alors possible d'émettre l'hypothèse que la complémentarité de ces résultats pourrait expliquer la plus faible amplitude de la hanche lors d'un saut vertical retrouvée dans la littérature [111, 113]. Nous pouvons aussi spéculer que ces différences de positions initiales et finales sont responsables de l'asymétrie plus importante observée chez les patients opérés par rapport aux sujets sains dans la publication 2.

En ce qui concerne l'articulation du genou, il est observé, dans la publication 1, un angle d'extension plus faible sur la JO que sur la JNO au décollage. Ce résultat confirme ceux de l'étude de Orishimo *et al.* [113], dans laquelle une position moins fléchie du genou en position initiale sur la JO que la JNO est également retrouvée. Dans la publication 3, par

rapport au GC, il est obtenu une plus faible extension du genou au décollage sur la JO tandis qu'une extension plus importante sur la JNO est mesurée. Ainsi, l'asymétrie supérieure chez les patients opérés par rapport aux sujets sains pour l'amplitude du genou est expliquée non seulement par un déficit d'amplitude au niveau du genou sur la JO mais également par une « hyper-extension » de cette articulation à l'instant du décollage au niveau de la JNO (Figure 16).

2. Moments de force articulaire

Après ligamentoplastie du LCA, le couple de force des extenseurs et fléchisseurs du genou peut être mesuré de façon analytique sur ergomètre isocinétique pour évaluer la récupération musculaire. Lors d'activités pluri-articulaires, c'est l'analyse des moments articulaires qui permet de déterminer la présence d'un déficit de récupération musculaire. En effet, le moment articulaire permet d'estimer les efforts musculaires.

Les asymétries des moments articulaires ne sont pas statistiquement différentes entre les patients et les sujets sains (publication 2). De plus, il n'a pas été retrouvé de différence entre les moments articulaires de la JO par rapport à la JNO (publication 1). Par contre, le moment articulaire total est moindre sur la JO par rapport à la JNO (publication 1), et le moment articulaire total de la JO et celui de la JNO sont tous les deux inférieurs au moment articulaire total chez les sujets sains (publication 3). Nous pouvons donc émettre l'hypothèse que la récupération musculaire globale du membre inférieur ne serait pas complète sur la JO après reconstruction du LCA et qu'en plus il existerait également une faiblesse musculaire sur la JNO.

Cependant, nos résultats infirment ceux d'études précédentes. Ernst *et al.* [113] et Orishimo *et al.* [113] n'ont pas constaté de différence de moment articulaire total. Ils ont retrouvé un plus faible moment articulaire du genou sur la JO que sur la JNO lors de la réalisation d'un saut unipodal et aucune différence entre la JNO et le groupe contrôle après ligamentoplastie du LCA. Les valeurs de performance de saut n'ont pas été rapportées et les mouvements des membres supérieurs étaient autorisés ce qui peut modifier les données mécaniques des articulations des membres inférieurs pendant la phase d'impulsion [123]. Ces deux paramètres peuvent expliquer les différences entre nos résultats.

3. Synthèse

Dans la littérature, les résultats des analyses cinématiques et dynamiques des mouvements pluri-articulaires après reconstruction du LCA varient en fonction des études, en particulier au niveau de l'analyse dynamique. En effet, de nombreux paramètres peuvent influencer les résultats. Ces derniers diffèrent en fonction du mouvement analysé, s'il s'agit d'un saut vertical ou horizontal [180], d'un saut à deux jambes ou à une jambe [144], avec ou sans contre-mouvement, et si les mouvements des membres supérieurs sont autorisés ou non [123, 124]. De plus, les stratégies employées sont différentes à l'impulsion et à la réception. Les paramètres considérés ne sont pas les mêmes en fonction des études et limitent les comparaisons (angle articulaire à la position de départ et au décollage, amplitudes articulaires, force de réaction du sol, moments, puissances et travaux articulaires…). Les caractéristiques de l'échantillon testé (niveau d'expertise, genre (voir chapitre 3)), le type opératoire et le type de lésion (lésion isolée du LCA ou non) peuvent également interférer sur les résultats. La période d'expérimentation est variable selon les études, avec des travaux qui se concentrent sur les suites immédiates de l'opération, et des recherches à moyen voire à long terme après la reconstruction chirurgicale. Enfin, le contenu des protocoles de rééducation sont ou ne sont pas mentionnés. Il est effectivement très difficile de détailler et de contrôler une rééducation qui s'étend souvent sur une année (entre la rupture du LCA et la fin de la rééducation post-opératoire).

Malgré la multitude de paramètres analysés qui rendent les comparaisons entre études difficiles, il existe quand même des résultats pour lesquels les auteurs s'accordent. En effet, lors de la réalisation de mouvements pluri-articulaires après reconstruction du LCA, quelque soit le mouvement et même si la notion de performance n'est pas déficitaire, des altérations du contrôle neuromusculaire sont mises en évidences. Il existe des déficits et des compensations au niveau du genou, de la hanche et de la cheville du côté opéré et également du côté non-opéré. Ces altérations engendrent des asymétries plus importantes chez les patients après reconstruction du LCA, identifiées comme facteurs de risque d'une seconde rupture du LCA et facteurs limitant du retour au niveau sportif avant-blessure (Pour revue, voir Hewett *et al.* [112]).

Dans ce chapitre, nous devons, néanmoins, concéder certaines limites à nos travaux. En effet, nous avons choisi d'étudier un échantillon très ciblé (un seul type opératoire (publications 2 et 3), uniquement des ruptures isolées du LCA et uniquement des hommes) afin de restreindre

les biais liés au mode opératoire et au genre. De ce fait, le nombre de sujets testés était réduit. Il est donc difficile de généraliser nos résultats à l'ensemble des types opératoires ou aux femmes. Cependant, nous pensons que ces résultats permettent des avancées qui devront être confirmées par la suite.

Conclusion du chapitre 2

L'objectif de ce chapitre était d'apporter de nouveaux éléments quant aux altérations présentes lors des activités de saut chez les patients après reconstruction du LCA. Les études menées ont mis en évidence un déficit de la performance de saut 7 mois après l'opération. Il a également été retrouvé des asymétries cinématiques et dynamiques plus importantes chez les patients, notamment pour le travail mécanique articulaire total lors du squat jump unipodal. Ces asymétries sont liées à des déficits sur la jambe opérée, au niveau du genou ainsi qu'au niveau de la hanche et de la cheville sur des paramètres tels que les amplitudes articulaires, les moments et puissances articulaires. Ces asymétries sont également liées à des altérations sur la jambe non-opérée qui se traduisent par une flexion plantaire accrue de la cheville et une extension moindre du genou à l'instant du décollage, ainsi qu'à une diminution du moment articulaire total. Ce travail met en avant les indicateurs à suivre après ligamentoplastie du LCA pour évaluer la récupération d'un contrôle neuromusculaire de qualité. En plus de la notion de performance, il est donc important de prendre en considération, dans le protocole de rééducation et le suivi des patients, la qualité d'exécution des mouvements pluri-articulaires, et cela sur les deux membres inférieurs.

En dehors de la rééducation après blessure, le deuxième moyen de répondre à l'objectif global de maintien des capacités physiques des personnes, est de développer des actions pour prévenir les ruptures du LCA. Dans le chapitre suivant, nous allons donc analyser les facteurs de risque de rupture du LCA chez les athlètes féminines, déterminer ceux sur lesquels il est possible d'agir et démontrer que le double objectif de prévention des blessures et d'amélioration des performances est atteignable grâce à un programme de préparation physique spécifique.

Chapitre 3

Prévention des ruptures du LCA chez les athlètes féminines

Cet axe d'étude a fait l'objet de publications disponibles en annexes :

- Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Monteil, K. (2009). Rupture du LCA : cas de l'athlète féminine. *Journal de Traumatologie du Sport*, 26, 155–162. (Annexe 7)
- Pairot de Fontenay B., Lebon F., Champely S., Argaud S., Blache Y., Collet, C., and Monteil K. (2013). ACL Injury Risk Factors Decrease & Jumping Performance Improvement in Female Basketball Players: A Prospective Study. *International Journal of Kinesiology & Sports Science*, 1 (2), 10-18 (Annexe 8)

Le nombre de femmes pratiquant régulièrement des activités sportives a considérablement augmenté ces trente dernières années. En parallèle, le nombre d'accidents est lui aussi en hausse avec une prédominance des ruptures du LCA.

Cette incidence de l'atteinte du LCA, supérieure chez les athlètes féminines, a conduit à la recherche de facteurs intrinsèques prédisposant. Ainsi, il a été mis en évidence des facteurs hormonaux, anatomiques et neuromusculaires.

Suite à la découverte des déficits neuromusculaires chez les femmes, des programmes de prévention ont été mis en place pour limiter le risque de rupture du LCA.

Le premier objectif de ce chapitre est de faire un bilan des connaissances actuelles sur les prédispositions féminines et sur les programmes de prévention développés. Le deuxième objectif est d'étudier les effets de deux nouveaux programmes de préparation physique avec un double objectif, diminuer les facteurs de risque de rupture du LCA et améliorer les performances de saut chez de jeunes basketteuses.

Publication 4 :
Rupture du LCA : cas de l'athlète féminine

1. Notion de « valgus dynamique »

Les analyses vidéo effectuées au handball et basketball ont fait apparaître la notion de « valgus dynamique » du genou comme mécanisme vulnérant (Figure 17). Ce mouvement est la combinaison de flexion-rotation médiale de la hanche, flexion-valgus-rotation du genou et éversion du pied [54, 181].

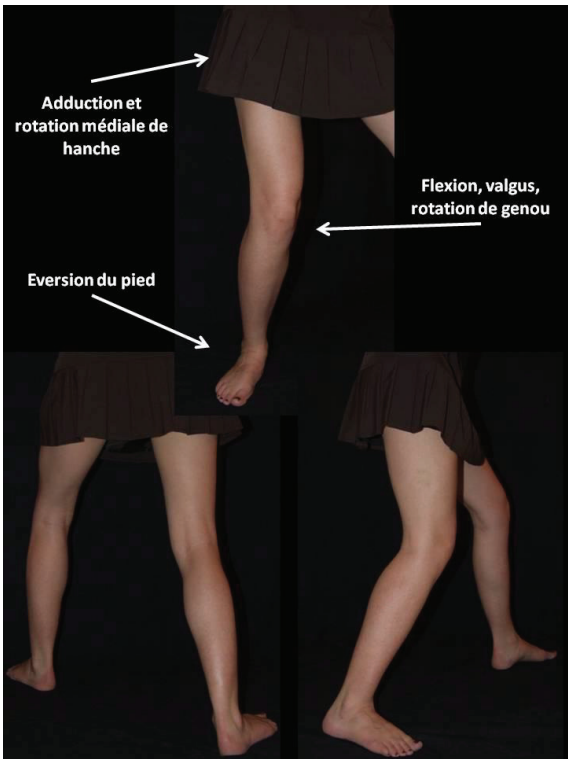


Figure 17 : Mouvement de « valgus dynamique »

La rupture du LCA se produit lors d'une décélération brutale avec contraction excentrique du quadriceps qui entraîne une translation tibiale antérieure et met en tension le LCA. Si un mouvement de valgus du genou est associé, alors, les contraintes sur le LCA augmentent et le risque de rupture est accru [60, 182, 183]. Plus le moment de force en « valgus dynamique » et l'angle de ce mouvement sont importants, plus le risque de rupture du LCA est élevé [184, 185].

Or, lors d'une réception, le « valgus dynamique » mesuré chez les femmes est beaucoup plus important que chez les hommes [183, 186].

2. Prédispositions féminines

Face à ce constat, des prédispositions féminines semblent émerger. Certains auteurs ont émis l'hypothèse de l'influence de facteurs hormonaux, anatomiques et neuromusculaires.

2.1. Prédispositions hormonales

Chez les femmes, la laxité articulaire du genou est plus importante, ainsi que l'extensibilité des ischio-jambiers, limitant ainsi, leur rôle passif d'anti-translation tibiale antérieure [60, 187-189]. La résistance à la rupture du LCA et sa capacité d'élongation s'en trouvent diminuées, ce qui n'est pas entièrement expliqué par les données anatomiques. Les mécanismes d'action des hormones ne sont pas encore décrits précisément mais les actions combinées des œstrogènes, de la testostérone, de la progestérone et de la relaxine sembleraient être à l'origine de ces modifications [54, 181].

Quoiqu'il en soit, les études établissent que le risque de rupture du LCA est significativement plus important en phase pré-ovulatoire même si la cause n'est pas encore définie.

2.2. Prédispositions anatomiques

La rupture du LCA semble être favorisée par certaines caractéristiques anatomiques, notamment l'étroitesse de l'échancrure intercondylienne [190]. Cependant, il est à noter que la largeur de l'échancrure intercondylienne n'est pas fonction du genre mais seulement de la taille du sujet [191]. Ainsi, plus le sujet est de petite taille, plus l'échancrure intercondylienne est étroite. Les femmes étant plus petites que les hommes, ce facteur est donc à prendre en considération.

De plus, il a été observé, normalisé par rapport à l'Indice de Masse Corporelle (IMC), un LCA plus fin chez les femmes [54].

2.3. Prédispositions neuromusculaires

Le contrôle de l'anti-« valgus dynamique » semble moins efficace chez la femme que chez l'homme, avec une stabilité de genou dite de « ligament dominant ». Ce concept, introduit par Andrews et Axe [192], met en évidence l'insuffisance du contrôle musculaire lors des mouvements de latéralité du genou, augmentant les contraintes sur les ligaments et ainsi le risque de lésion du LCA [184, 185, 192].

Les différences hommes/femmes ont été étudiées à de nombreuses reprises et plusieurs paramètres permettent d'expliquer cette déficience neuromusculaire. Les différences les plus

importantes se retrouvent au niveau du ratio Ischio-Jambiers/Quadriceps ainsi que lors des activations musculaires à la réception de sauts.

2.3.1. Ratio Ischio-Jambiers / Quadriceps

Le rôle primordial des ischio-jambiers dans la stabilisation du genou n'est plus à démontrer et le ratio Ischio-Jambiers/Quadriceps, mesuré sur ergomètre isocinétique, est un des paramètres reflétant la capacité d'un sujet à protéger cette articulation. Chez les femmes, il a été mesuré un déficit de ce ratio par rapport aux hommes (51% contre 65%) et une asymétrie plus importante entre le membre dominant et non-dominant, ce qui est également un facteur de risque de blessures [193].

2.3.2. Activations musculaires

Lors d'une réception, il existe une pré-activation des ischio-jambiers. Cette pré-activation a lieu avant la réception pour stabiliser et donc protéger le genou au moment de l'impact. Cependant, le pic d'activation des ischio-jambiers n'est pas synchronisé avec le pic de force de la réaction du sol comme chez l'homme [185]. De plus, une sous-activation de ces mêmes muscles est relevée pendant toute la durée de la phase de réception [184]. En conséquence, l'effet protecteur de la co-contraction Ischio-Jambiers/Quadriceps est limité chez la femme. La stabilité du genou est assurée, préférentiellement, par le quadriceps, augmentant, ainsi, les contraintes en translation tibiale antérieure et permettant une amplitude de rotation du genou plus importante même lorsque les muscles péri-articulaires sont activés [194].

Au cours de la phase d'amortissement de la réception, il est retrouvé une activation moins importante du grand fessier, compensée par la sur-activation du droit fémoral. Le grand fessier étant extenseur, abducteur et rotateur latéral de hanche [195], sa sous-activation ne permet pas de contrer le mouvement de « valgus dynamique » du genou engendré par la réception. De plus, la sur-activation du droit fémoral limite la flexion du genou au moment de l'impact, ainsi que l'absorption de l'énergie (présence d'un pic de force de la réaction du sol) et provoque une translation tibiale antérieure plus importante, favorisant les contraintes sur le LCA et le risque de rupture [54, 196, 197].

2.3.3. Déséquilibres des activations musculaires médiales et latérales

Enfin, de façon unilatérale, le ratio d'activation musculaire entre les muscles des compartiments médial (semi-tendineux, semi-membraneux et vaste médial) et latéral (biceps fémoral et vaste latéral) du genou, est plus faible chez les femmes. De plus, l'activation du

biceps fémoral est beaucoup plus importante chez les femmes que chez les hommes. Il en résulte une augmentation de la compression du compartiment latéral du genou et une ouverture du compartiment médial [181, 198, 199] ce qui amplifie le mouvement de « valgus dynamique » retrouvé chez les femmes.

C'est au niveau neuromusculaire que les différences hommes/femmes sont les plus marquantes. Les stratégies mises en œuvre pour la réception d'un saut sont totalement distinctes. Chez la femme, l'absorption du choc et la stabilisation du membre inférieur ne sont pas assurées. Au contraire, les coordinations musculaires entraînent un « valgus dynamique » du genou néfaste pour le LCA. Fort de ce constat, des programmes d'entraînement neuromusculaire à but prophylactique ont été élaborés.

3. Programmes de prévention

Etant donné les conséquences d'une rupture du LCA sur la pratique sportive, en termes d'indisponibilité et de séquelles, des protocoles de prévention ont été élaborés et testés (Tableau 10).

Le docteur Henning, a été l'un des premiers à s'intéresser à la prévention des ruptures du LCA chez les femmes (1989). L'objectif de son programme était de diminuer la force de translation antérieure du tibia. Pour cela, les athlètes devaient se réceptionner et décélérer avec un angle de flexion plus important au niveau de la hanche et du genou. Aussi, la décélération et l'arrêt en un pas devaient être remplacés par une décélération et l'arrêt en trois pas. Le but de ce programme était la réduction des contraintes sur le LCA en diminuant l'action du quadriceps et en augmentant celle des ischio-jambiers [54].

A partir des travaux du docteur Henning, plusieurs protocoles ont été développés et soumis à une validation scientifique.

Tableau 10 : Synthèse des différents programmes de prévention des ruptures du LCA

Programme	Sport	Période	Planification	Durée des sessions	Exercices	Encadrement (qualité de réalisation)	Résultats (nombre de rupture du LCA)
Hewett *et al.* [206]	Football Basket Volley	Pré-saison	3 sessions par semaine pendant 6 semaines	60-90 min	Renforcement Pliométrie Etirements	Oui	Diminution significative
Myklebust *et al.* [205]	Handball	Pré-saison et saison	3 sessions par semaine pendant 5 à 7 semaines et une session par semaine pendant la saison	20 min	Equilibre Pliométrie	Oui	Diminution significative
PEP program Mandelbaum *et al.* [204]	Football	Saison	2 à 3 sessions par semaine	20 min	Etirements Renforcement Pliométrie	Oui	Diminution significative
Heidt *et al.* [203]	Football	Pré-saison	20 sessions sur 7 semaines		Entraînement cardio-vasculaire Travail des coordinations	Non	Pas de diminution
Soderman *et al.* [202]	Football	Saison	3 sessions par semaine	10-15 min	Equilibre (à domicile)	Non	Pas de diminution
KLIP program Irmischer *et al.* [201]	Basket Volley	Saison	2 sessions par semaine pendant 9 semaines	20 min	Pliométrie (basse intensité)	Non	Pas de diminution
Olsen *et al.* [200]	Handball	Pré-saison et saison	15 sessions en pré-saison et une session par semaine pendant la saison	20 min	Renforcement Pliométrie Equilibre	Oui	Diminution significative

3.1. Effet des protocoles sur le nombre de rupture du LCA.

Sur les sept études analysées, trois programmes d'entraînement ont permis de diminuer significativement le nombre de rupture du LCA chez les athlètes féminines, un a abouti à la réduction du nombre de blessures au niveau des genoux et des chevilles chez des athlètes féminines et masculins, et trois programmes n'ont pas montré d'effet sur le nombre de rupture du LCA.

Le programme de Hewett *et al.* [206] note une réduction du nombre de ruptures du LCA de 0,35/1000 expositions dans le groupe témoin féminin à 0 dans le groupe test (et 0,05 dans le groupe témoin masculin).

Le nombre de ruptures du LCA est passé de 13 pendant la saison de contrôle à 5 durant la deuxième saison où le protocole de Myklebust *et al.* [205] a été suivi et le programme « Prevent injury and Enhance Performance » (PEP) montre une diminution des ruptures du LCA de 74% [204].

Testé sur une population féminine et masculine, le programme d'entraînement, proposé par Olsen *et al.* [200], observe une diminution du nombre de blessures des genoux et des chevilles. Cependant, le détail des blessures des genoux n'est pas répertorié.

Par contre, les trois derniers programmes n'ont pas eu d'effet sur le nombre de rupture du LCA [201-203].

Ces programmes diffèrent par la durée, la planification des protocoles, le type d'exercices proposés et l'encadrement des entraînements.

3.2. Durée et planification des protocoles

Les différents programmes sont planifiés soit en pré-saison [203, 206], soit pendant la saison [201, 202, 204], soit pendant les deux [200, 205].

La fréquence des sessions s'étend d'une session par semaine pendant la saison dans l'étude de Olsen *et al.* [200] et celle de Myklebust *et al.* [205] à 3 sessions par semaine dans les programmes de Hewett *et al.* [206], Mandelbaum *et al.* [204] et Soderman *et al.* [202].

La durée de chaque session est de l'ordre de 10 à 20 min sauf pour le programme de Hewett *et al.* [206] où les sessions durent entre 60 et 90 min.

Au cours de la saison, les programmes de Mandelbaum *et al.* [204], Olsen *et al.* [200] se substituent à l'échauffement alors que les autres protocoles sont réalisés en plus de l'entraînement standard. Pour le protocole de Irmischer *et al.* [201], les sessions se déroulent à la fin de l'entraînement.

3.3. Exercices

Il est retrouvé dans les différents programmes des exercices d'équilibre, de pliométrie, de renforcement musculaire, des étirements, des sollicitations cardio-vasculaire et technique.

Un protocole diffère de tous les autres, celui de Heidt *et al.* [203], dont le programme est le seul à associer travail cardio-vasculaire et travail technique.

Deux protocoles n'utilisent qu'un seul type d'exercice, ceux de Soderman *et al.* [202] et de Irmischer *et al.* [201]. Le premier n'est composé que d'exercices d'équilibre et le deuxième uniquement d'exercices de pliométrie à basse intensité.

La composition des cinq autres programmes associe renforcement musculaire, exercices de pliométrie, d'équilibre et étirements [200, 204-206].

3.4. Encadrement des entrainements

Dans les études de Hewett *et al.* [206], Myklebust *et al.* [205], Mandelbaum *et al.* [204], Olsen *et al.* [200], une formation spécifique a été dispensée aux entraîneurs. L'objectif est qu'ils puissent expliquer aux athlètes les positions à risque qu'ils doivent éviter lors de la réalisation des exercices (« kissing knees ») et les corriger en temps réel. Dans ces études, la qualité de la réalisation prime sur la quantité.

Dans les études de Myklebust *et al.* [205] et Olsen *et al.* [200], les athlètes se concentrent sur l'alignement vertical du genou et des orteils. Mandelbaum *et al.* [204] demandent aux athlètes de se réceptionner le plus légèrement possible, en augmentant la flexion de hanche et du genou afin d'éviter la réception pieds à plat et membre inférieur en extension.

Le programme de Hewett *et al.* [206], met l'accent sur la posture correcte du corps et son alignement, l'équilibre droite-gauche et avant-arrière, la légèreté de la réception et la préparation au saut suivant. L'athlète doit respecter l'alignement hanche-genou-orteils lors de la réception.

Par opposition, la prise de conscience des positions à risque n'est pas abordée par Heidt *et al.* [203] et dans l'étude de Soderman *et al.* [202], aucune correction n'est apportée par une tierce personne puisque les exercices sont réalisés au domicile des athlètes.

4. Discussion

Au regard des résultats de ces études, il semble possible de diminuer le nombre de ruptures du LCA chez les athlètes féminines.

Les effets de chaque type d'exercices sur les facteurs neuromusculaires sont difficiles à évaluer et c'est, certainement, la combinaison des éléments dont les effets vont s'additionner qui rend efficace ces programmes.

En 1996, Hewett *et al.* ont montré que le programme de prévention repris au cours de leur étude de 1999, permet de diminuer le pic de force de la réaction du sol lors de la réception et les moments de force au niveau du genou en valgus et varus. Aussi, le ratio Ischio-Jambiers/Quadriceps, mesuré à la fin du programme, est équivalent à celui du groupe contrôle homme et l'équilibre entre membre dominant et non-dominant est retrouvé [193].

Une diminution du « valgus dynamique » et une amplitude de flexion plus importante au niveau du genou lors de la réception sont observées après six semaines d'entraînement (exercices de pliométrie, renforcement musculaire, entraînement cardio-vasculaire) [207].

En premier lieu, une prise de conscience de la part des athlètes et, initialement de l'encadrement technique, est primordiale pour obtenir un résultat positif au protocole. Le seul fait d'expliquer ce qu'est le LCA, son rôle, les conséquences d'une rupture et de présenter les positions à risque à éviter, permet de modifier le comportement des athlètes. En utilisant ce procédé, Ettlinger *et al.* [208], ont noté une baisse de 62% des entorses du genou chez des professionnels du ski.

4.1. Détection des athlètes à risque

Sur le terrain, l'identification des sujets à risque est facile à mettre œuvre. Pour cela, Hewett *et al.* [209], utilisent le Drop Jump (Figure 18). Ce test consiste, à partir d'une hauteur de 40 cm, à effectuer un saut en contrebas, enchaîné par un saut vertical. Au cours de ce test, l'opérateur doit détecter la présence et l'importance du « valgus dynamique » lors de la réception afin d'identifier les sujets à risque. Ces derniers participent alors à un programme de prévention qui sera d'autant plus efficace que le sujet est considéré comme étant à haut risque de rupture du LCA [210].

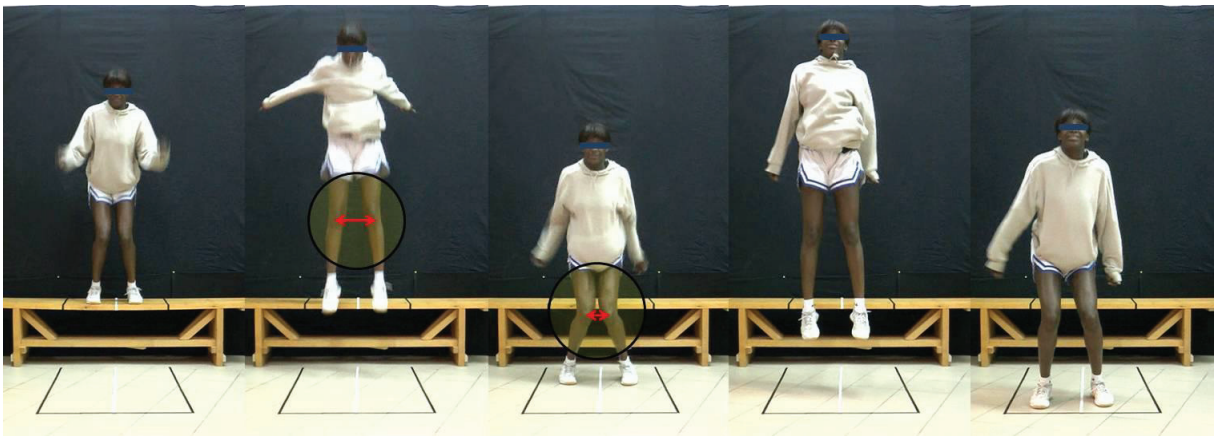


Figure 18 : Drop jump

4.2. Encadrement et corrections techniques

L'entraînement doit être réalisé par une personne compétente qui puisse vérifier la bonne exécution des exercices afin que le programme ne mette pas les athlètes dans des situations à risque non maitrisées. L'entraîneur doit également être présent pour corriger les athlètes et permettre l'intégration des nouvelles techniques de déplacements. L'analyse biomécanique du mouvement et le feedback à l'athlète concernant sa position et sa technique, sont essentiels à la réduction du nombre de ruptures du LCA. Les techniques de décélération et de réception sont alors travaillées en encourageant la flexion de la hanche et du genou et en évitant le « valgus dynamique » (Figure 19).

Figure 19 : Apprentissage de l'anti-» valgus dynamique »

De plus grandes flexions de hanche et du genou permettent de réduire l'action de translation tibiale antérieure du quadriceps et favorisent la mise en tension des ischio-jambiers, améliorant le contrôle dynamique du genou. Enfin, l'objectif de se réceptionner le plus en douceur possible permet de diminuer les contraintes sur toutes les articulations du membre inférieur.

Dans les études de Hewett *et al.* [206] et Myklebust *et al.* [205], l'entraîneur vérifie l'alignement hanche, genou et orteils et des phrases imagées comme « droit comme une flèche », « léger comme une plume », « rebondir comme un ressort » sont utilisées. Les entraîneurs incitent aussi les athlètes à avoir une position du tronc plus en flexion pour diminuer l'action du quadriceps et augmenter celle des ischio-jambiers.

Les programmes qui n'intègrent pas ces paramètres n'ont pas permis de réduire le nombre de rupture [202, 203].

Lors de la recherche bibliographique, aucune étude intégrant un travail en imagerie mentale n'a été retrouvée. Pourtant, il a été montré des effets positifs de l'imagerie sur la réalisation d'un geste technique [211]. Il serait donc intéressant d'inclure cette approche à un programme de prévention.

4.3. Les exercices

L'objectif des protocoles de prévention est la création de nouveaux programmes moteurs permettant aux athlètes d'éviter le « valgus dynamique » lors de la pratique sportive. Il est essentiel que les exercices se rapprochent le plus possible de l'activité, en termes de situation et d'intensité, pour une intégration et un transfert optimaux.

Les exercices d'équilibre, lorsqu'ils sont réalisés en statique, ne suffisent pas, à eux seuls, à réduire le nombre de rupture du LCA comme l'ont montré Soderman *et al.* [202], contrairement à une progression d'exercices, composée de mouvements dynamiques suivis d'une stabilisation [205].

Ces exercices améliorent le contrôle postural sur plateforme dynamique et diminuent le déséquilibre entre membre dominant et non-dominant [212-214]. Ces deux paramètres étant essentiels pour réduire les risques de blessures du membre inférieur, le travail de l'équilibre est donc à intégrer aux programmes de prévention.

Le renforcement musculaire des principaux groupes musculaires du membre inférieur, permet d'améliorer l'effet préventif du protocole comme le mettent en évidence les résultats de Hewett *et al.* [206] et Mandelbaum *et al.* [204]. Néanmoins, l'étude de Myklebust *et al.* [205],

qui n'inclut pas cet élément, présente également une réduction du nombre de ruptures du LCA, même si le déséquilibre entre quadriceps et ischio-jambiers n'est pas modifié [214].

Si le renforcement musculaire est déjà intégré à la programmation de la préparation physique d'une équipe, seul l'ajout d'un travail spécifique sur les muscles déficitaires chez l'athlète féminine est pertinent : le travail des ischio-jambiers, des abducteurs et rotateurs latéraux de hanche ainsi que des exercices de gainage. L'objectif est de diminuer le déséquilibre antéro-postérieur en augmentant le ratio Ischio-Jambiers/Quadriceps et, par conséquent, d'améliorer le contrôle dynamique du membre inférieur dans le plan horizontal.

Le protocole de Irmischer *et al.* [201], composé d'exercices de pliométrie de faible intensité (donc éloignés de la pratique), ne donne pas de résultat significatif sur la réduction du nombre de ruptures du LCA. Cependant, il est à noter, une diminution du pic de force de la réaction du sol lors de la réception, qui a pour effet de limiter les contraintes au niveau du genou et plus particulièrement au niveau du LCA. Plus les exercices de pliométrie sont intenses et plus les effets sont significatifs comme le montrent les résultats des études de Hewett *et al.* [206], Myklebust *et al.* [205], Mandelbaum *et al.* [204] et Olsen *et al.* [200].

Les exercices de pliométrie à haute intensité, permettent à la fois le renforcement musculaire, la diminution de l'impact à la réception et l'amélioration des coordinations musculaires (diminution du « valgus dynamique »). Très proches de la pratique sportive, ils sont donc essentiels à tout programme de prévention.

Concernant la réalisation d'étirements, seule l'étude de Hewett *et al.* [206] en propose. Cependant, les athlètes féminines étant plus souples que les hommes et ceci étant un des facteurs prédisposant, il n'y a pas de justification pour inclure des étirements dans un protocole dont le but est uniquement la prévention des ruptures du LCA.

4.4. La planification

Mandelbaum *et al.* [204] relèvent un délai de 6 à 8 semaines avant d'obtenir une diminution du nombre de ruptures du LCA. L'intégration des nouveaux programmes moteurs et l'effet du renforcement musculaire n'étant pas immédiat, l'association d'un programme intense de pré-saison et d'un programme dispensé tout au long de la saison, comme celle réalisée dans les études de Myklebust *et al.* [205] et de Olsen *et al.* [200], semble être la plus pertinente. La planification de séances d'intensité élevée avant la saison permettra de limiter les ruptures du LCA dès le début de la saison et par la suite, des exercices intégrés à l'échauffement, au cours de la saison, maintiendront les bénéfices acquis.

Enfin, selon les recommandations de Renstrom *et al.* [54], le programme de prévention doit être mis en œuvre chez les jeunes athlètes entre 6 et 10 ans. En effet c'est à cet âge que l'apprentissage est le plus rapide et que les effets seront maintenus plus longtemps.

A un même niveau de pratique sportive, le risque de rupture du LCA chez l'athlète féminine est plus important que chez leur homologue masculin. Des facteurs de risque anatomiques, hormonaux et neuromusculaires ont été mis en évidence pour expliquer ce phénomène. Il a également été démontré qu'un programme d'entraînement spécifique, intégrant renforcement musculaire, et, travail d'équilibre et pliométrique en position d'anti-» valgus dynamique », permet de diminuer le risque de rupture du LCA.
Ce programme de prévention est d'autant plus efficace qu'une partie éducative est intégrée pour augmenter l'adhésion des athlètes.

A partir de cette revue de littérature, nous avons souhaité comparer deux protocoles de préparation physique chez de jeunes basketteuses. Les deux protocoles ont été élaborés en vue d'un double objectif : diminution des facteurs de risque de rupture du LCA et amélioration de la performance de saut. Le premier protocole reprend les éléments clés déterminés dans cette revue de littérature, le deuxième combine un entrainement physique et un entrainement mental en Imagerie Motrice (IM). L'IM est un processus actif pendant lequel la représentation d'une action est reproduite mentalement sans que le mouvement soit exécuté [215]. Il a été démontré qu'un entrainement mental et physique combiné engendrait des résultats supérieurs à un unique entrainement physique [216]. De plus, l'utilisation de l'imagerie motrice, dans le cadre d'une préparation physique, permet de réduire la charge de travail physique. La combinaison entrainement physique et mental pourrait donc être un moyen efficace pour prévenir les lésions du LCA et augmenter les performances sportives.

Publication 5 :
Diminution des facteurs de risque de rupture du LCA et amélioration de la performance de saut chez les jeunes basketteuses : une étude pilote.

1. Introduction

Dans la pratique des sports collectifs, l'entrainement a pour but de développer les capacités physiques, techniques et tactiques des joueurs tout en préservant leur intégrité physique. Cependant, ce double objectif est difficile à atteindre et peut sembler contradictoire. Au basketball, la vitesse, la force et la puissance sont les qualités physiques les plus importantes à développer. Ces paramètres peuvent être évalués par la performance de saut [217], faisant du test de saut vertical un outil de mesure approprié [217].

De plus, le basketball est un sport rapide et agressif avec une haute fréquence de blessures [218]. Les lésions du LCA comptent pour 8% de toutes les blessures chez les joueuses de basketball contre 1,8% chez les hommes dans la National Collegiate Athletic Association (NCAA) [49, 218]. De plus, le ratio femme/homme de rupture du LCA est supérieur à 3,5 en basketball [12, 48].

Des facteurs anatomiques, hormonaux et neuromusculaires ont été énumérés comme facteurs de risque intrinsèques pour expliquer les ruptures du LCA sans contact chez les femmes [219]. D'un point de vue neuromusculaire, trois paramètres contribuent, lors des réceptions de sauts, à diminuer l'absorption d'énergie, à augmenter la force de réaction du sol et le risque de lésion du LCA [219] : (1) une posture plus redressée [115] ; (2) une faible activation des muscles ischio-jambiers et grand fessier ; et (3) une sur-activation du muscle droit fémoral [197]. Le mauvais contrôle dynamique du genou engendre des positions à risque, la plus commune étant le « valgus dynamique » qui induit une augmentation des contraintes sur le LCA [95].

A partir de ces éléments, des programmes spécifiques de prévention ont été développés pour diminuer les facteurs de risque neuromusculaires et prévenir les lésions du LCA. Plusieurs études confirment, après entrainement, une diminution des facteurs de risque neuromusculaires : Hewett *et al.* [193] ont observé une diminution du pic du moment d'abduction de 38% ; Irmisher *et al.* [201] ont montré une diminution du pic de la force vertical d'impact (PVIF) de 26,4% et une réduction du taux de développement de la force (RFD) de 27,3% à la réception de sauts. De plus, il a été démontré que ce type de programme pouvait également avoir un effet bénéfique sur la performance sportive. Après la réalisation

du programme Prevent injury Enhance Performance (PEP), Vescovi et Vanheest [220] ont reporté, par rapport au groupe contrôle, une amélioration des temps de sprint.

Dans cette étude, une nouvelle perspective a été d'associer pratique physique et Imagerie Motrice (IM). L'IM est un processus actif pendant lequel la représentation d'une action est reproduite mentalement sans que le mouvement soit exécuté [215]. Il existe deux principales modalités pour se représenter mentalement une action [221] : l'imagerie motrice kinesthésique et l'imagerie motrice visuelle. Dans le premier cas, le sujet se concentre sur les conséquences somato-sensorielle du mouvement imaginé comme la proprioception, les sensations cutanées, les tensions et étirements musculaires et les amplitudes articulaires. Dans le deuxième cas, le sujet se « voit » réaliser le mouvement en tant qu'acteur (imagerie motrice visuelle interne) ou observateur (imagerie motrice visuelle externe). Les similarités entre représentation mentale et exécution d'une même action sont nombreuses. En effet, l'activation des aires motrices primaires [222], la facilitation de l'excitabilité cortico-spinale (pour revue, voir Stinear [223]), l'activité électro-myographique [224], les réponses végétatives (fréquence cardiaque, pression sanguine,…) (pour revue, voir Collet *et al.* [225]) et la chronométrie [226] sont comparables. La pratique mentale est connue pour améliorer l'apprentissage moteur [227, 228] et la performance [229]. Il a même été démontré que dans les processus d'apprentissage, les adaptations neurologiques engendrées après un travail mental dépassaient celles de la pratique physique [230]. En combinant l'entrainement mental et physique, il a été récemment démontré un gain de force musculaire au niveau des membres inférieurs plus important que si l'entrainement physique était combiné avec une tâche cognitive neutre [216]. De plus, l'utilisation de l'imagerie motrice, dans le cadre d'une préparation physique, permet de réduire la charge de travail physique. Les répétitions mentales réalisées à la place de répétitions réelles diminuent les contraintes physiques lors de l'entrainement et, indirectement, le risque de blessure. L'IM pourrait donc être un moyen efficace et non couteux pour prévenir les lésions du LCA.

A notre connaissance, aucune expérimentation n'a étudié, au cours du même protocole, les effets de différents programmes de préparation physique. L'objectif de cette étude est d'évaluer l'efficacité de deux différents programmes de préparation physique sur la réduction des facteurs de risque neuromusculaires de lésions du LCA et la performance de saut chez les jeunes basketteuses. Un programme de préparation physique spécifique et un programme combinant préparation physique et mentale ont été évalués dans cette étude. Nous avons émis

l'hypothèse que, comparés au groupe contrôle, les facteurs de risque neuromusculaires de lésions du LCA (« valgus dynamique », PVIF, et RFD) diminueraient de façon plus importante et que la performance de saut augmenterait plus dans les deux groupes expérimentaux.

2. Matériel et méthode

2.1. Approche expérimentale

Cette étude non-randomisée a eu lieu pendant la pré-saison. Sur une période d'entrainement de 8 semaines, trois équipes ont réalisé trois différents entrainements, chaque équipe constituant un groupe : le Groupe préparation Physique Spécifique (GPS, n=9), le Groupe préparation Physique et Mentale combinées (GPM, n=7) et le Groupe Contrôle (GC, n=8). Les paramètres biomécaniques ont été enregistrés chez les joueuses lors de la réalisation d'un saut en contrebas avant et après la période d'entraînement. 4 variables dépendantes ont été sélectionnées pour tester nos hypothèses : le « valgus dynamique » , le Pic de Force de la Réaction du Sol (PVIF), le taux de développement de la force (RFD) et le temps de vol. Le « valgus dynamique » a été calculé pour déterminer les contraintes frontales sur le genou, le PVIF et le RFD pour évaluer la capacité d'absorption de l'énergie, et le temps de vol pour évaluer la performance de saut.

2.2. Sujets

24 jeunes basketteuses (âge moyen : 15,5 ± 0,66 ans), de trois clubs différents, se sont portées volontaires pour participer à cette étude. Toutes les participantes jouent à un niveau similaire, avec au minimum deux années d'expérience et aucun antécédent de blessure grave au niveau des membres inférieurs. Les participantes étant mineures, leurs parents ont signé un consentement éclairé, approuvé par le comité d'éthique de l'université. Cette étude se déroulant en pré-saison, certaines joueuses ont été transférées dans d'autres clubs et ont été exclues de l'échantillon. Les statistiques ont donc été réalisées sur 18 sujets (GPS, n=8, GPM, n=4, GC, n=6) et aucune différence significative n'a été trouvée en termes de taille, poids et indice de masse corporelle entre les groupes.

2.3. Programmes d'entraînement

Les trois groupes se sont entrainés trois fois deux heures par semaine (6 heures par semaine au total). Le GC a uniquement effectué un travail de jeu, alors que le GPS a pratiqué le basketball et réalisé une préparation physique spécifique, et le GPM a pratiqué le basketball et

suivi une préparation physique et mentale spécifique combinée. La durée de la préparation physique a été de 20 minutes, deux fois par semaine comme cela est recommandé dans la littérature [200, 204, 205].

Le contenu de la pratique du basketball, incluant le travail stratégique et technique, a été similaire pour chaque groupe.

Pour les GPS et GPM, une réunion d'information a été organisée avec les joueuses pour expliquer : (1) le rôle fonctionnel du LCA ; (2) les mouvements qui entrainent des contraintes sur le genou et le risque plus important de lésion du LCA chez les joueuses ; (3) la technique correcte pour se réceptionner ; et (4) la position « knee over toe » [206]. Pour prévenir les ruptures du LCA, le but principal est de réduire les contraintes sur le genou dans tous les plans en corrigeant les mauvaises techniques de réception. Les joueuses ont appris la position « knee over toe » en gardant le genou sur une ligne verticale partant de la hanche jusqu'aux orteils, dans le but d'éviter le « valgus dynamique ». De plus, il leur a été demandé de réaliser des réceptions « souples » pour diminuer le PVIF [231]. Pour ce faire, elles ont du augmenter la flexion des hanches et des genoux à la réception, et toucher le sol avec l'avant-pied en premier puis l'arrière-pied dans le but de diminuer les contraintes de translation tibiale antérieure [54, 232].

Le programme de préparation physique dans le GPS et le GPM a inclus quatre types d'exercices : équilibre, pliométrie, renforcement et gainage (Annexe 9) : (1) le travail de l'équilibre étant accompli soit directement sur le sol, soit sur un coussin d'équilibre. L'objectif est de réaliser différents sauts à une jambe, de stabiliser la dernière réception et de rester 5 secondes dans la position correcte du « knee over toe » sans perdre l'équilibre ; Le travail pliométrique de haute intensité était réalisé avec la position correcte « knee over toe » pour augmenter la stabilité dynamique de la hanche et du genou, en même temps que la performance de saut [233, 234]; (3) le renforcement des muscles grand-fessier (« glute bridge ») et ischio-jambiers (« Russian hamstrings exercise ») [197, 235]; et (4) le travail de gainage pour améliorer la proprioception et la stabilité du tronc [236] avec une co-contraction des muscles abdominaux et paravertébraux pour stabiliser le rachis et le bassin.

Chaque semaine, l'intensité des exercices a été augmentée en modifiant la difficulté des sauts, la position de gainage, le nombre de répétitions, la charge additionnelle et le temps de repos. Le programme de préparation physique était conduit avant le temps de jeu pour éviter la fatigue neuromusculaire et augmenter l'intégration des nouvelles techniques [54].

Pendant la préparation physique, la durée des exercices réalisés par le GPM a été également divisée entre répétitions physique et mentale. La charge physique au cours du programme de

prévention a donc été deux fois moins importante que dans le GPS ; Pendant les répétitions mentales, il a été demandé aux joueuses de visualiser et ressentir le mouvement qu'elles venaient d'exécuter (c.-à-d. en combinant visualisation interne et imagerie kinesthésique [229]). Pour confirmer que les joueuses accomplissaient correctement les exercices mentaux, elles ont dû décrire la nature des images mentales qu'elles essayaient de former. Pendant ce compte-rendu, il leur a été demandé de noter le degré de difficulté à avoir une représentation mentale précise du mouvement, en utilisant une échelle de type Likert en 6 points : 1 = très simple à imaginer/ressentir et 6 = très difficile à imaginer/ressentir (2, 3, 4 et 5 étant les niveaux intermédiaires).

2.4. Procédures du Drop jump test

Le Drop jump test a été effectué dans les 5 jours précédents et suivants les 8 semaines d'entrainement. Le test a été mis en œuvre comme décrit par Hewett *et al.* [209]. Les joueuses devaient se tenir sur un banc d'une hauteur de 43 cm, puis sauter en contrebas sur une plateforme de force (hauteur : 12 cm) (AMTI force plate, 1200 Hz) adjacente et immédiatement effectuer un saut vertical maximal. La hauteur de saut était donc de 31 cm (43 – 12) comme décrit par Hewett *et al.*[209]. Il leur a été demandé de sauter en contrebas les deux pieds simultanément et de rebondir en sautant verticalement le plus haut possible avec les mains en l'air au même niveau. Trois essais ont été réalisés pieds-nus et le meilleur, défini par le temps de vol le plus long, a été conservé pour l'analyse des données. Le test a été filmé par une caméra haute fréquence (Ueye, IDS UI-2220SE-M-GL, 100Hz) placée en face des joueuses.

2.5. Analyse des données

A partir des données vidéo, l'angle entre la ligne verticale et l'axe du tibia (du milieu de la ligne entre les malléoles médiale et latérale jusqu'à la tubérosité tibiale) de chaque jambe est mesuré dans le plan frontal (Figure 20). La différence entre l'angle en position de départ et l'angle maximal pendant la phase pliométrique correspond à la valeur du « valgus dynamique ». Plus la différence est grande, plus le « valgus dynamique » est important. Dans le but d'étudier la reproductibilité de cette mesure (sur les trois essais), le Coefficient de Corrélation Intra-classe (CCI) utilisant le modèle intitulé (2,1) de Shrout et Fleiss [237] est calculé. Les valeurs pour le pré-test (CCI = 0.84) et le post-test (CCI = 0.89), avec peu de variabilité entre les groupes, ont souligné la bonne reproductibilité de cette mesure du « valgus dynamique ».

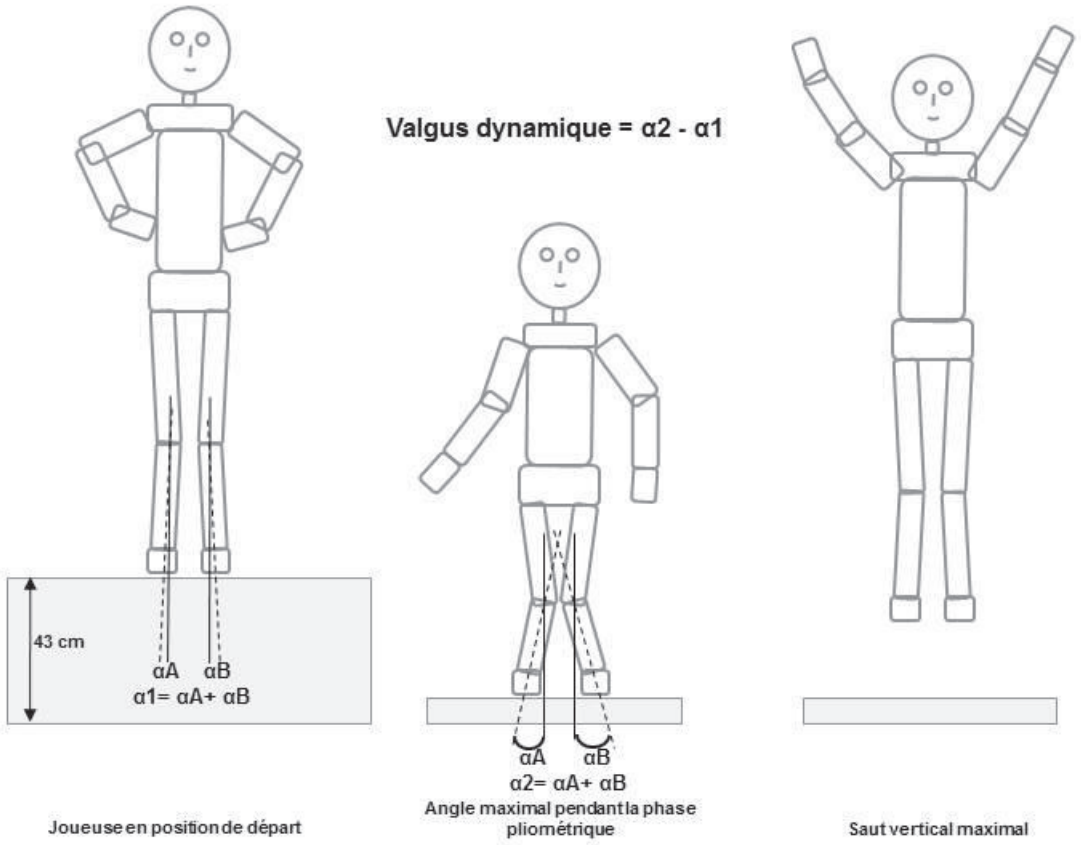


Figure 20 : Mesure du « valgus dynamique » à la réception du saut en contrebas.

Le PVIF correspond à la valeur maximale de la composante verticale de la force de réaction du sol pendant la première réception du drop jump test. Cette valeur a été normalisée par le poids de corps de la joueuse (Bw). Le RFD a été calculé comme le ratio entre le PVIF normalisé et le temps nécessaire pour atteindre le pic (du contact initial jusqu'au pic). Ce paramètre détermine la vitesse à laquelle les contraintes sur le genou augmentent.

2.6. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont été effectuée avec le logiciel R (R.2.7.2, R Foundation for Statistical Computing, Vienne, Autriche) agrémenté des packages *nlme* et *multcomp*. Dans la première partie, les statistiques descriptives (moyenne et écart-type) ont été calculées par groupes dans chaque condition (pré et post test). Plusieurs recommandations [238], éditeurs ou manuel de publication [239] encouragent maintenant le report des tailles d'effet avec les résultats des tests statistiques. De plus, la petite taille des échantillons dans cette étude et la conséquence en termes de puissance des hypothèses testées pourrait cacher la magnitude et la direction de l'effet d'importance clinique et pratique. Donc, le Δ de Glass ($\Delta = (Moyenne_{post} - Moyenne_{pré}) / Ecart\text{-}Type_{pré}$) a été calculé pour chaque groupe pour évaluer un changement

standardisé moyen pour un paramètre donné [131]. Il a été comparé aux tailles conventionnelles (petit = 0,2 ; moyen = 0,5 ; grand = 0,8) suivant les lignes de Cohen [132].
Dans la seconde partie, une ANOVA à mesures répétées a été réalisée pour évaluer deux principaux effets et leur interaction : groupe (inter-sujets) et condition (intra-sujets). Les tests post-hoc ont été effectués en utilisant la structure générale pour les comparaisons multiples [240], adaptée pour les mesures répétées. Lorsque l'interaction est statistiquement significative, un processus en deux étapes a été utilisé : premièrement, l'évolution moyenne des groupes (pré/post) a été comparée simultanément, deuxièmement, ces évolutions (pré/post) ont été simultanément testées pour nullité dans les trois groupes. Lorsque l'effet groupe mais pas l'interaction est significative, une comparaison des moyenne de Tukey a été appliquée pour mieux décrire le principal groupe. Le niveau de significativité accepté a été établi à une valeur de $p < 0,05$ (après ajustement pour la comparaison multiple).

3. Résultats

3.1. Statistiques descriptives

Les valeurs de « valgus dynamique » , de RFD, de PVIF et de temps de vol aux pré et post test pour les trois groupes ont été rapportées dans le Tableau 11. Le pourcentage de changement (Delta) [moyenne (95% IC)] et les tailles d'effet (Δ de Glass) sont aussi notés dans ce tableau.

Tableau 11 : Données pré-test et post-test du « valgus dynamique » (rad), du taux de développement de la force (RFD) (Bw/ms), du Pic de Force de Réaction du Sol (PVIF) (Bw), du temps de vol (ms), le pourcentage de changement (Delta) [moyenne (95% IC)] et les tailles d'effet (Δ de Glass) pour le Groupe préparation Physique Spécifique (GPS), le Groupe préparation Physique et Mentale (GPM) et le Groupe Contrôle (GC).

Données	Groupe	Pre-test	Post-test	Delta moyenne (95% IC)	Taille d'effet Δ de Glass
« valgus dynamique » (rad)	GPS	0,30±0,18	0,15±0,09	-10 (-36, 15)	-0,79
	GPM	0,32±0,25	0,24±0,10	-5 (-30, 20)	-0,35
	GC	0,27±0,15	0,18±0,13	-6 (-77, 89)	-0,61
RFD (Bw/ms)	GPS	0,11±0,05	0,12±0,05	3 (-8, 14)	0,37
	GPM	0,09±0,06	0,06±0,02	-8 (-30, 22)	-0,59
	GC	0,09±0,03	0,14±0,07	82 (21, 185)	2,07
PVIF (Bw)	GPS	5,77±2,05	5,37±1,54	-1 (-16, 14)	-0,09
	GPM	4,67±1,75	3,46±1,34	-20 (-24, -16)	-0,67
	GC	4,90±0,70	5,62±1,40	44 (-15, 103)	2,88
Temps de vol (ms)	GPS	409±44	459±38	9 (2, 16)	1,15
	GPM	466±25	503±27	5 (2, 8)	1,53
	GC	461±44	466±50	1 (-2, 4)	0,11

Bw = Poids du corps

3.2. Tests de significativité

L'ANOVA à mesures répétées (groupes * conditions) a souligné un effet condition pour le « valgus dynamique » mais aucune interaction ni effet groupe ($p > 0,05$). Lorsque toutes les participantes sont regroupées (n=18), l'amplitude du « valgus dynamique » diminue (- 36%) de 0 ,30 ± 0,05 rad en pré-test à 0,19 ± 0,02 rad en post-test (Figure 21, Tableau 12).

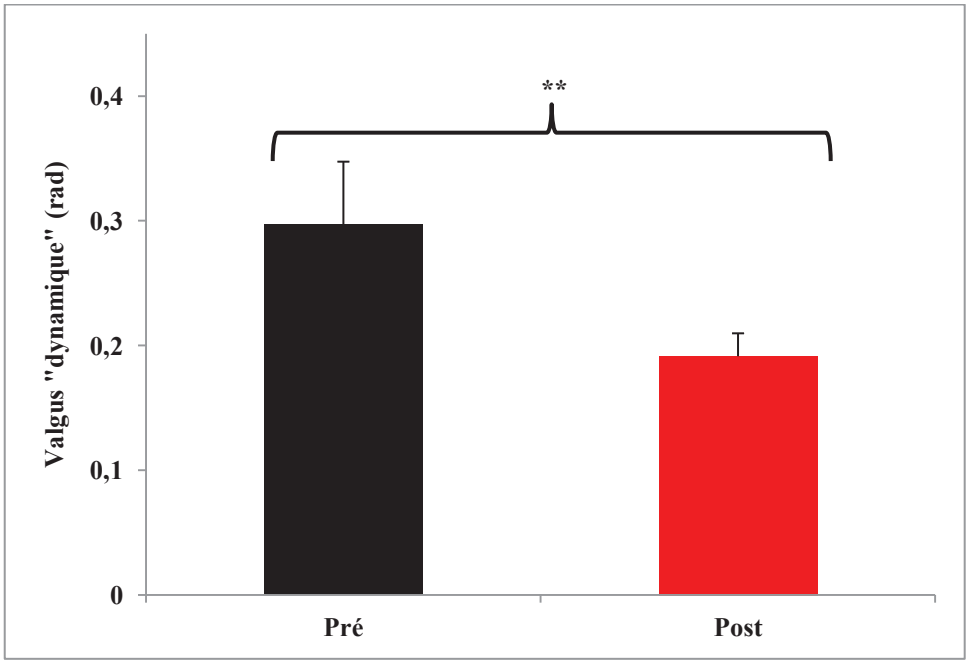


Figure 21 : Valeur du valgus " dynamique » (rad) lorsque toutes les joueuses sont regroupées. **p<0,01 pour l'effet condition,

Aucune interaction ni aucun effet condition ou groupe n'est statistiquement significatif pour le RFD et le PVIF (Tableau 12).

Tableau 12 : Résultats de l'ANOVA à mesures répétées (groupes * conditions) : « valgus dynamique », taux de développement de la force (RFD), Pic de Force de Réaction du Sol (PVIF) et temps de vol.

Données	Interaction	Condition	Groupe
« valgus dynamique »	p = 0,69	p < 0,01	p = 0,82
RFD	p = 0,077	p = 0,18	p = 0,21
PVIF	p = 0,32	p = 0,50	p = 0,49
Temps de vol	p < 0,05	p < 0,01	p = 0,09

Il y a une interaction significative pour le temps de vol entre le pré-test et le post-test. Les tests post-hoc ont montré une différence entre le GC et le GPS (Figure 22 et Tableau 12) avec une augmentation significative du temps de vol dans le GPS (Figure 22).

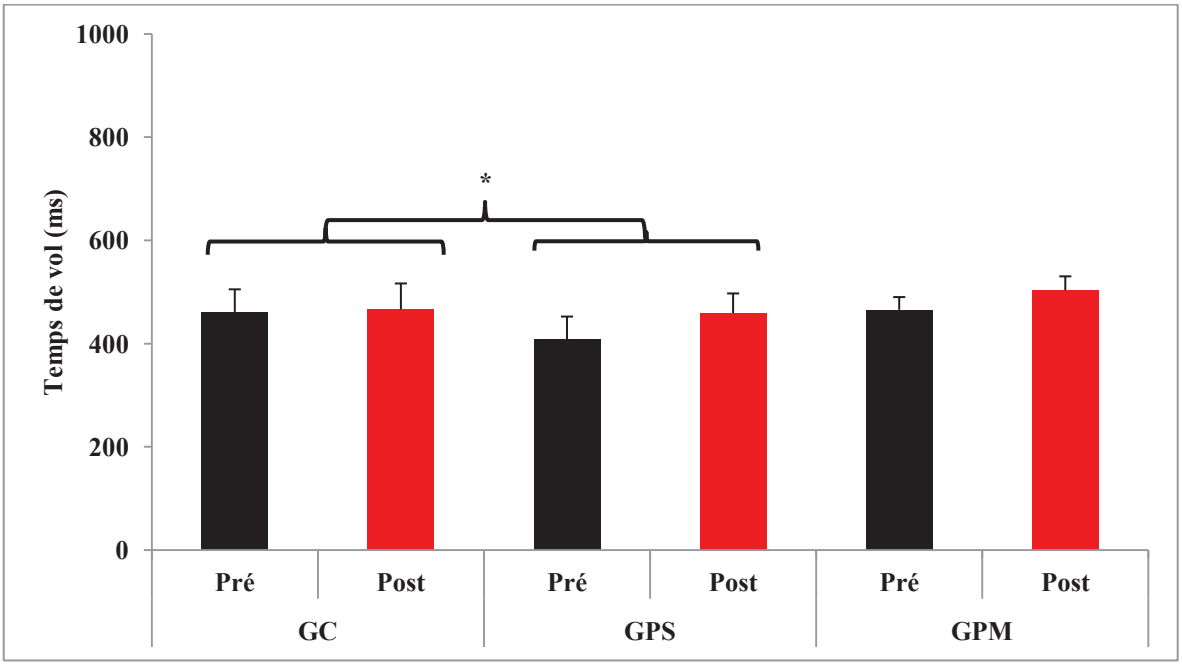


Figure 22 : Valeurs pré-test et post-test pour le temps de vol (ms) dans le GC, le GPS et le GPM. *p<0,05 pour le test post-hoc.

4. Discussion

Cette étude avait pour but d'évaluer l'efficacité de deux programmes différents de préparation physique sur la réduction des facteurs de risque neuromusculaires de rupture du LCA et l'amélioration de la performance de saut chez les jeunes basketteuses. Ce travail est exploratoire par nature et l'interprétation des résultats peut être limitée par la puissance statistique du au faible nombre de participantes. Cependant, les tendances qui émergent suggèrent que d'autres études seraient pertinentes à conduire dans cette voie.

4.1. Les facteurs de risque de rupture du LCA

La pratique du basketball combinée ou non avec une préparation physique réduit le « valgus dynamique » de 36% après une période d'entrainement de 8 semaines. Cette étude a été réalisée après l'interruption d'intersaison ; la reprise du sport pourrait donc entrainer une diminution du « valgus dynamique » quel que soit le travail effectué. A partir des tailles d'effet, la préparation physique spécifique est apparue plus efficace que la combinaison préparation physique et mentale pour diminuer le « valgus dynamique ». Hewett *et al.* [193] ont trouvé des résultats similaires à la suite d'un programme spécifique de prévention. Ils ont observé une diminution de 38% du pic du moment d'abduction du genou à la réception, correspondant à une diminution du « valgus dynamique » [54]. Cependant, ces auteurs n'ont pas spécifié à quel moment de la saison avait été mis en oeuvre le programme d'entrainement,

et il n'y avait pas de groupe contrôle pour comparer les résultats. D'autres études ont trouvé des résultats opposés et n'ont pas noté de changement après entrainement [241, 242]. Dans l'étude de Lephart *et al.* [242], les participantes ont réalisé un programme d'entrainement avec des exercices pliométriques et du renforcement musculaire basique sans aucun temps de jeu, et la période de l'année n'était pas mentionnée. Cette différence de méthodologie pourrait expliquer les résultats divergents.

Les joueuses qui ont uniquement pratiqué le basketball, tendent, par deux grandes tailles d'effet, à augmenter la RFD (+56%) et le PVIF (+15%). A la réception, le pic de force est plus grand et se produisait plus tôt, ce qui pourrait augmenter le risque de blessure au niveau des membres inférieurs. Ces résultats diffèrent de ceux de Irmischer *et al.* [201], qui n'ont montré aucun changement de RFD et de PVIF dans le groupe contrôle qui effectuait au moins 30 minutes d'activité physique 3 fois par semaine. Cependant, aucun détail supplémentaire concernant l'activité n'était mentionné.

La pratique du basketball et la préparation physique spécifique n'ont pas d'incidence sur le RFD ni sur le PVIF. Ces facteurs de risque de blessures restent constants après les 8 semaines d'entrainement. Hewett *et al.* [193], ont trouvé des résultats similaires pour le PVIF, alors que Irmscher *et al.* [201], ont montré une diminution du RFD de 27,3% dans le groupe expérimental. Dans cette dernière étude, les procédures de tests étaient différentes. Dans notre étude et celle de Hewett *et al.* [193], les participantes ont effectué un rebond vertical directement après le saut en contrebas. Dans l'étude de Irmischer *et al.* [201], les participantes devaient uniquement se réceptionner après un saut en contrebas d'une hauteur de 69 cm. Ces différences de protocole pourraient expliquer les résultats contradictoires.

Dans cette étude, les résultats montrent que la pratique du basketball couplée à la combinaison de préparation physique et mentale tend à diminuer le RFD et le PVIF, avec deux tailles d'effet moyennes. La capacité d'absorption de l'énergie à la réception semblerait augmenter en même temps que la technique s'améliore. De plus, les charges de travail physique ont été deux fois moins importantes dans ce groupe que dans le groupe préparation physique spécifique. En effet, pendant les répétitions mentales, aucun mouvement n'a été accompli, n'induisant aucune contrainte sur le genou.

La pratique seule du basketball n'est pas suffisante pour réduire les facteurs de risque neuromusculaires de rupture du LCA, tandis que l'association pratique du basketball et préparation physique spécifique le serait. De plus, l'ajout de la préparation mentale à la pratique du basketball diminue la charge physique pendant les entrainements.

4.2. Performance de saut

La performance de saut a été déterminée par la durée de vol. La pratique du basketball n'a pas augmenté la performance de saut. En incluant une préparation spécifique dans la pratique du basketball, la performance de saut a augmenté de 12%. Ce résultat conforte celui de Hewett *et al.* [193], qui ont trouvé une amélioration de 9,2% de la performance de saut après 6 semaines d'un programme d'entrainement pliométrique. Dans ces deux programmes d'entrainements, l'amélioration de la performance de saut était due aux exercices pliométriques de haute intensité [233, 234]. Cependant, Vescovi *et al.* [220], n'ont pas trouvé de changement dans la performance de saut après un programme d'entrainement spécifique. L'absence d'augmentation de l'intensité des exercices pliométriques pourrait expliquer ce résultat différent.

En incluant la combinaison des préparations physique et mentale dans la pratique du basketball, il y a une tendance à une amélioration de la performance de saut avec une grande taille d'effet. Ces résultats confortent les précédentes études qui ont montré une amélioration de la performance [229] et de la force [216] après un travail mental.

4.3. Synthèse

La pratique du basketball réalisée après l'inter-saison n'est pas suffisante pour diminuer les facteurs de risque de rupture du LCA et au contraire de nos présomptions, n'améliore pas la performance de saut chez les jeunes joueuses. La pratique du basketball et la combinaison des préparations physique et mentale conduisent à une diminution des charges de travail physique. En raison de la petite taille de l'échantillon, de nouvelles études seront nécessaires pour confirmer que ce procédé d'entrainement favoriserait la réduction du RFD et du PVIF, et l'amélioration de la performance de saut. La pratique du basketball associée à une préparation physique spécifique semble être la meilleure combinaison pour accroitre la performance de saut et réduire les facteurs de risque de rupture du LCA. Pollard *et al.* [241], ont démontré qu'une optimisation de la mécanique des membres inférieurs entraine une diminution des contraintes sur le genou tout en augmentant la hauteur de saut. Ils ont aussi identifiés une sollicitation accrue de l'activité des extenseurs de hanche et une diminution de celle des extenseurs de genou dans le but de freiner le centre de masse du corps pendant la réception.

Le manque de significativité statistique est du à la petite taille de l'échantillon, les effets potentiels des différents entrainements sur la prévention des blessures et l'amélioration des performances requièrent de nouvelles investigations pour confirmer les résultats.

De nombreux programmes de prévention ont démontré leur efficacité pour diminuer les facteurs de risque neuromusculaires et diminuer le nombre de rupture du LCA chez les athlètes féminines. Cependant, il nous parait essentiel que ces programmes permettent aussi l'amélioration des performances, objectif principal recherché par les entraineurs, préparateurs physiques et athlètes.

D'après les résultats de cette étude, il semble qu'une préparation physique spécifique est le meilleur moyen de diminuer les facteurs de risque neuromusculaires de rupture du LCA, et d'améliorer la performance de saut chez les jeunes basketteuses. D'autre part, l'intégration de l'imagerie motrice à la préparation physique semble être une piste prometteuse permettant de réduire les contraintes physiques subies par les athlètes.

Conclusion du chapitre 3

Les athlètes féminines ont un risque de rupture du LCA plus important que leurs homologues masculins. La littérature met en avant trois catégories de prédispositions, à savoir les prédispositions anatomiques, hormonales et neuromusculaires. Les facteurs de risque anatomiques ne peuvent être modifiés sans un traitement chirurgical et la compréhension limitée des facteurs hormonaux ne permet pas encore une prise en charge. Par contre, les facteurs de risque neuromusculaires sont maintenant bien connus avec en particulier la notion de « valgus dynamique ». Des programmes spécifiques visant à réduire les prédispositions neuromusculaires ont montré leur efficacité pour diminuer le nombre de rupture du LCA chez les athlètes féminines. Nous avons également démontré, dans la publication 5, qu'il est possible de diminuer les facteurs de risque neuromusculaires tout en augmentant la performance de saut chez de jeunes basketteuses, par une préparation physique spécifique. De plus, cette publication a mis en avant l'intérêt d'un travail en imagerie motrice pour réduire les contraintes physiques lors des entrainements.

Chapitre 4

Perspectives

Les résultats obtenus dans ce travail de thèse permettent de dégager des perspectives cliniques et de recherche dans le cadre de l'amélioration de la récupération après rupture du LCA et de la prévention des ruptures.

Perspectives Cliniques

1. Amélioration de la récupération après rupture et reconstruction du LCA

Les données de ce travail permettent de préciser les indicateurs à évaluer pour déterminer le niveau de récupération fonctionnelle des patients après ligamentoplastie du LCA. En lien avec les chirurgiens orthopédiques et les médecins du sport, il serait donc intéressant de travailler sur l'amélioration du protocole de rééducation et du suivi de la récupération après rupture et ligamentoplastie du LCA. Voici ci-dessous les perspectives d'amélioration qui nous paraissent les plus pertinentes.

Afin de réaliser un suivi précis de la récupération après reconstruction du LCA, des valeurs de référence fiables doivent être mesurées en ce qui concerne les capacités de force mais aussi les capacités fonctionnelles du patient. Un suivi longitudinal permettrait d'avoir les valeurs de référence du patient avant l'accident. Cependant, ce suivi est très difficilement envisageable. Consécutivement aux résultats des études conduites, il semble essentiel de préconiser une évaluation de la jambe non-blessée, avant l'opération, dès que l'état de santé du patient le permet. Nous rappelons à ce titre l'intérêt de la rééducation pré-opératoire. La prise en charge de la jambe blessée permet de réduire l'état inflammatoire du genou et de lever rapidement l'inhibition musculaire arthrogénique du quadriceps présente après rupture du LCA [243, 244]. Cette prise en charge s'oriente ensuite vers le renforcement du quadriceps et la récupération de la mobilité du genou, éléments corrélés à de meilleurs résultats après l'opération [245-248]. De plus, cette courte phase de rééducation, après la rupture du LCA, permettrait une évaluation de la jambe non-blessée. Les valeurs mesurées sur la jambe non-blessée serviront de références, pour le suivi post-opératoire de la jambe opérée, ainsi que pour le maintien des capacités de la jambe non-blessée. De plus, cette évaluation permettrait la détection d'éventuels facteurs de risque de blessure.

Les protocoles de rééducation post-ligamentoplastie du LCA sont basés sur les délais post-chirurgies alors qu'il est retrouvé dans la littérature internationale une préconisation pour utiliser des critères de progression [5, 91, 92, 112]. Il nous parait en effet pertinent d'individualiser la rééducation en fonction du niveau de récupération du patient, en développant une progression basée sur des critères objectifs (proposition de protocole en Annexe 10), au lieu d'essayer d'adapter la rééducation aux délais post-chirurgies. Seuls la cicatrisation des tissus en cas de geste associé à la ligamentoplastie (p. ex. suture méniscale) et l'ancrage des fixations du greffon nécessitent le respect de délais post-chirurgies. D'après les résultats de Heinje *et al.* [249], l'ancrage des fixations du greffon est suffisant pour débuter les exercices de renforcement du quadriceps en chaine cinétique ouverte, sans risquer une augmentation de laxité, à partir de la 4^{ième} semaine post-opératoire si la fixation est de type os-os (greffon de BPTB) et à partir de la 12^{ième} semaine si la fixation est de type tendon-os (greffon de GST).
Cette nouvelle vision de la progression du protocole de rééducation devrait donc prendre en compte le type opératoire (greffon de BPTB ou GST), les gestes associés, le genre du patient et la présence ou non de facteurs de risque de rupture du LCA.

Dans les protocoles de rééducation, les techniques et exercices sont généralement centrés sur le genou. Cependant, ce travail de thèse a mis en évidence l'importance de la récupération fonctionnelle et de la prise en compte des articulations adjacentes, à savoir la hanche et la cheville ainsi que la jambe non-blessée. Retrouver un contrôle neuromusculaire de qualité lorsqu'il a été altéré après rupture du LCA et améliorer ce contrôle lorsque des facteurs de risque de rupture sont présents apparaît désormais incontournable.
Dans la grande majorité, les études qui effectuent un suivi post-ligamentoplastie du LCA utilisent, en fin de rééducation, une évaluation sur ergomètre isocinétique (extenseurs et fléchisseurs du genou) et un test fonctionnel : le saut en longueur unipodal. Cependant, une récente revue de littérature [6] met en avant le contraste entre le fort taux de résultats post-opératoires considérés comme normaux (déficit inférieur à 15 ou 10% sur la JO par rapport à la JNO) et le faible taux de reprise du sport en compétition. Les critères de reprise actuels ne sont donc pas assez discriminants pour considérer la récupération comme complète. Il est donc recommandé d'effectuer une batterie de tests afin d'évaluer la force musculaire du membre inférieur et les performances de saut [135, 250, 251]. La force musculaire doit être déterminée de façon analytique pour le quadriceps et les ischio-jambiers (p. ex. test sur ergomètre isocinétique) et de façon globale pour le membre inférieur sur presse afin de se

rapprocher d'un mouvement fonctionnel [250]. Quant aux tests de saut, Gustavsson *et al.* [135] et Thomee *et al.* [251] ont démontré que la sensibilité des résultats devenait pertinente avec 2 ou 3 tests de saut dont un d'endurance. Ainsi, ces auteurs [135] recommandent l'utilisation du saut vertical, du saut en longueur et du saut latéral sur 30 secondes.

De notre côté, afin de considérer la récupération comme complète, il nous parait important de préciser les tests fonctionnels afin d'évaluer les différentes habilités de saut de façon indépendante. Pour cela, nous proposons l'utilisation d'une batterie de trois tests : un test d'endurance, un test de production de force et un test d'amortissement des contraintes en fatigue. Par ailleurs, nous préconisons une évaluation visuelle de la qualité d'exécution de ces mouvements. L'analyse la plus pertinente, pour détecter des altérations du contrôle neuromusculaire, est actuellement l'étude cinématique et dynamique. Cependant, ce type d'analyse est difficilement applicable en rééducation, car très onéreuse et chronophage. Nous proposons donc une grille d'évaluation visuelle de la qualité d'exécution qui sera remplie pour le test de production de force et le test d'amortissement des contraintes.

Le test d'endurance de saut est celui décrit par Gustavsson *et al.* [135] : side hop test (Figure 23).

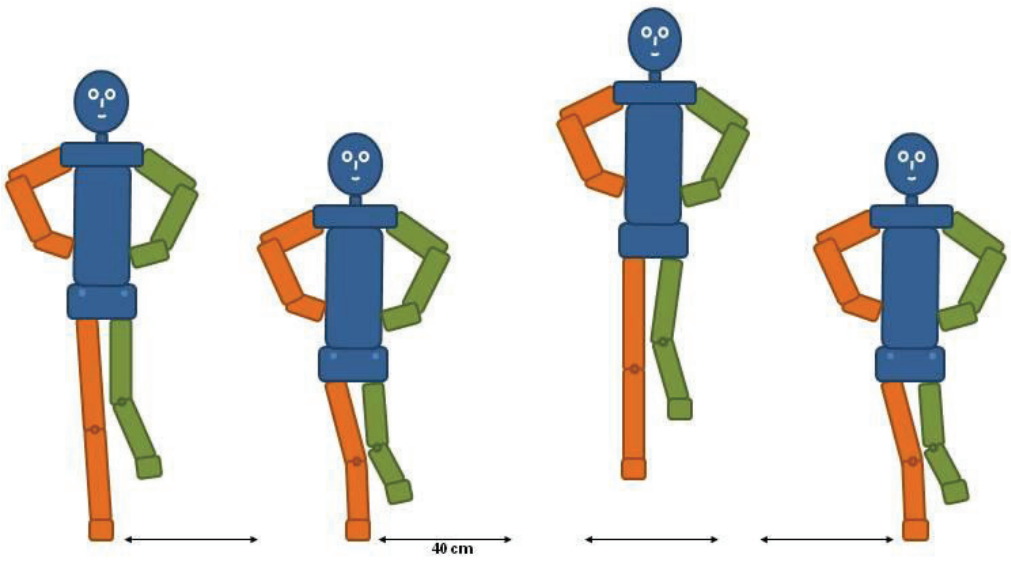


Figure 23 : Side hop test

Ensuite, nous proposons une étude indépendante des capacités de production de force et d'amortissement des contraintes. En effet, Juris *et al.* [124] ont démontré que le facteur

limitant de la performance lors d'un test de saut après ligamentoplastie du LCA était la réception. Le test de production de force évalue la capacité à produire de la force sur un mouvement explosif et pliométrique. Pour cela nous proposons le triple bond (Figure 24). Lors de ce test, le patient exécute trois sauts consécutifs sur la même jambe et ensuite décélère en courant. La longueur des trois sauts, lorsque le patient est uniquement en recherche de performance, est mesurée.

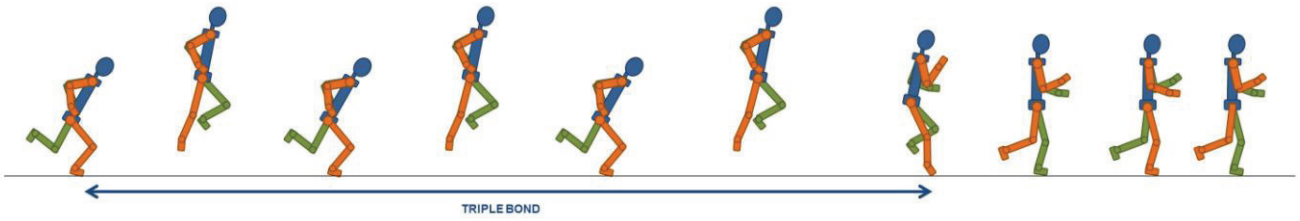


Figure 24 : Test de Triple bond

Pour ce test, les indicateurs de mauvaise performance à rechercher sont : difficulté à stabiliser le genou en position de départ, compensations du tronc et des membres supérieurs, amplitude limitée du genou, difficulté à enchainer rapidement les sauts, mauvaise impression globale (grille de score en Annexe 11).

Enfin, nous proposons une évaluation indépendante de la qualité d'amortissement des contraintes en condition de fatigue. Le taux de blessures est plus important à la fin d'un entrainement ou d'une compétition [252] et il a été démontré une modification de la qualité de la réception en fatigue [253]. Dans le but de mettre en évidence les facteurs de risque de rupture du LCA, nous proposons de modifier le test de réception utilisé par Myer *et al.* [9] et d'adapter la grille d'évaluation utilisée par Padua *et al.* [254] et par Herrington *et al.* [92]. Le test consiste en une réception unipodale d'un saut en longueur de 50cm (Figure 25). Ce test sera réalisé en fin de session d'évaluation et les facteurs de risque de ruptures du LCA à rechercher sont : contact initial autre que la pointe de pied, présence d'un « valgus dynamique » du genou, flexion insuffisante du tronc et du genou, déséquilibre latéral du tronc, difficulté à stabiliser la réception, impact bruyant, mauvaise impression globale (grille de score en Annexe 11).

Pour l'ensemble des trois tests, les mains resteront positionnées à la taille pour limiter les compensations et évaluer de manière plus précise la récupération des capacités du membre inférieur [124].

La notion de performance est déterminée par le nombre de sauts effectués lors du side hop test et la distance parcourue lors du test de triple bond. En ce qui concerne les valeurs seuils pour déterminer une symétrie physiologique entre les deux membres inférieurs et permettre la reprise du sport, Thomee *et al.* [251] préconisent un LSI seuil de 100% pour les tests de force et 90% pour les tests de saut lorsque le patient souhaite reprendre un sport à haut risque (activités de niveau I ou II [255]) et un LSI seuil de 90% pour tous les tests si le patient souhaite reprendre un sport à faible risque (sans contact, sans pivot, pratique loisir ; activités de niveau III [255]).

Enfin, pour sortir de l'unique vision mécanique de la récupération après rupture du LCA, une autre perspective serait de porter une attention plus importante à la gestion des facteurs psychologiques (peur de la récidive, baisse de la motivation, …). En effet, il a été démontré que ces facteurs psychologiques, sont corrélés à de mauvais résultats fonctionnels [134, 140] et seraient une des causes du faible taux de reprise du sport [256]. Plusieurs échelles ont été développées, en particulier pour évaluer la peur de la récidive (ACL-Return to Sport after Injury scale [257], Annexe 12). Il nous parait pertinent d'ajouter cette échelle au suivi après rupture du LCA afin de suivre l'évolution psychologique du patient.

2. Prévention des ruptures du LCA

La diffusion des connaissances et une prise en charge concertée entre masseur-kinésithérapeutes, entraineurs et préparateurs physiques nous parait essentielle pour limiter le nombre de rupture du LCA chez les athlètes féminines. Ce travail d'équipe devrait permettre la systématisation de la détection et de la prise en charge des facteurs de risque neuromusculaires dans les pratiques ou les publics à risque.

Le test de drop jump utilisé dans la publication 5 ou le test de réception unipodale proposé ci-dessus sont deux examens rapides dans la mise en place et l'analyse (Figure 25). S'il ne faut retenir qu'un seul facteur de risque à rechercher, c'est la détection du « valgus dynamique » qui prime puisque ce paramètre est le principal prédicteur d'une future rupture du LCA [154].

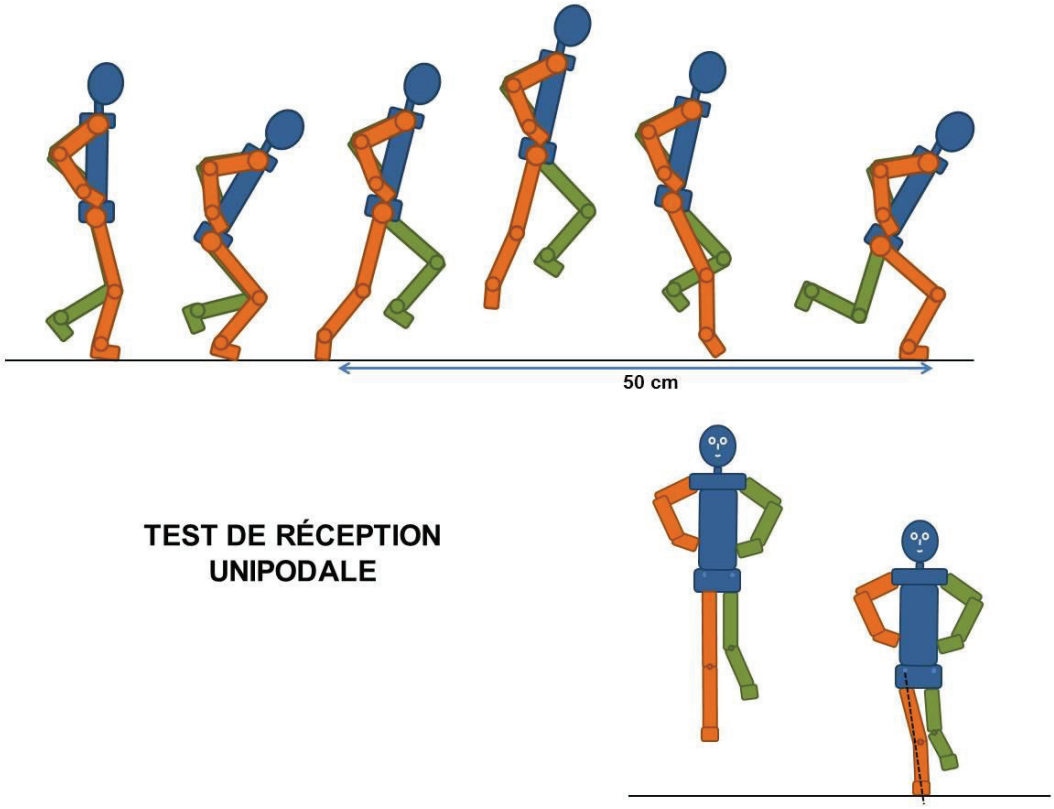


Figure 25 : Test de réception unipodale

Actuellement, il n'existe pas encore de consensus sur les programmes de prévention des ruptures du LCA. Cependant, à notre connaissance, il semble que le « 11+ » soit le programme vulgarisé le plus abouti (Annexe 13). Le « 11+ » a été élaboré par le F-MARC (Centre d'Evaluation et de Recherche Médicale de la FIFA) et validé par plusieurs publications [258, 259]. Il consiste en un échauffement général à visée de prévention des blessures. Il reprend, entre autres, les éléments les plus importants pour diminuer les facteurs de risque neuromusculaires de ruptures du LCA. Les nombreux supports pédagogiques, en libre accès, permettent une large diffusion de ce programme et une mise en place aisée. Même si cet échauffement a été élaboré pour la pratique du football, il peut tout à fait être employé pour les autres sports collectifs à risque comme le basketball et le handball.

Perspectives scientifiques

L'objectif qui apparaît à la suite de ce travail est de valider les perspectives cliniques qui viennent d'être énoncées. Pour cela, quatre études nous semblent à envisager, en relation avec les deux thèmes abordés : rééducation après rupture du LCA et prévention des ruptures.

Dans les suites d'une rupture du LCA, il nous paraît pertinent de mener une étude longitudinale pour évaluer l'influence d'un nouveau protocole de rééducation et d'un nouveau suivi de la récupération sur les résultats post-opératoires. Cette étude serait basée sur un protocole de rééducation pré-opératoire avec évaluation de la jambe non-blessée et un protocole post-opératoire avec critères de progression (comme proposé en Annexe 10). La pertinence de cette prise en charge après rupture du LCA pourra alors être évaluée par le taux de reprise du sport et le taux de récidive à moyen terme (suivi sur 1 ou 2 ans).

Il serait également intéressant de valider et d'évaluer la reproductibilité inter-examinateurs des grilles d'analyse de la qualité d'exécution des mouvements proposées dans la partie perspectives cliniques. La validité de ce test serait déterminée par le degré de corrélation entre les résultats de l'analyse visuelle et ceux de l'analyse vidéo sur le paramètre d'amplitude de flexion du genou et d'amplitude du « valgus dynamique ». En ce qui concerne l'évaluation de la reproductibilité, les résultats de l'analyse visuelle du même sujet par plusieurs examinateurs seraient comparés.

La troisième perspective d'étude serait la création d'un outil simplifié d'analyse du mouvement. L'objectif serait de développer un matériel facile d'accès et doté d'un logiciel permettant une détection et une mesure des facteurs de la performance et des facteurs de risque de rupture du LCA lors d'un mouvement fonctionnel. Cet outil permettrait une évaluation objective des paramètres cinématiques et dynamiques permettant d'apprécier la qualité d'exécution des mouvements et son évolution au cours de la rééducation.

Enfin, la quatrième étude concernerait la prévention des ruptures du LCA. L'objectif de la publication 5 serait repris dans une étude à plus grande échelle et à moyen terme (2 saisons). Cette étude permettrait de confirmer les résultats retrouvés dans la publication 5, à savoir la validation des deux programmes de prévention (préparation physique spécifique et préparation physique et mentale) et la comparaison de leur efficacité. L'évolution de la

performance de saut, celles du nombre de lésions du LCA et du nombre de syndromes fémoro-patellaires seraient reportées. En effet, il nous parait intéressant de considérer également la prise en compte des syndromes fémoro-patellaires étant donné que le « valgus dynamique » et la faiblesse des muscles extenseurs et rotateurs latéraux de hanche sont également des facteurs de risque de cette pathologie chez les athlètes féminines [260-262]. Le protocole comprendrait une phase intensive de préparation physique en pré-saison. Ensuite, des exercices seraient intégrés à l'échauffement pour maintenir les acquis durant les deux saisons sportives suivantes. La performance de saut sera mesurée avant et après la phase intensive du protocole afin d'observer son évolution. L'effet préventif des protocoles sera évalué par le nombre de rupture du LCA et de syndromes fémoro-patellaires survenus au cours des deux saisons sportives.

Conclusion générale

L'objectif de ce travail de thèse était d'apporter de nouvelles connaissances, afin d'améliorer, d'une part la récupération fonctionnelle après rupture et ligamentoplastie du LCA, et d'autre part la prévention des ruptures du LCA chez les athlètes féminines. Les études menées dans le chapitre 2 ont mis en évidence des altérations fonctionnelles 7 mois après reconstruction du LCA. La publication 1 a permis d'identifier un déficit d'extension du genou et de la cheville, du moment articulaire total et de la puissance articulaire de la cheville au cours d'un squat jump unipodal entre la JO et la JNO. Dans la publication 2, les asymétries de performance et de travail articulaire total lors d'un squat jump unipodal étaient plus importantes chez les patients que celles chez des sujets sains. Il a également été mis en évidence que l'asymétrie du travail articulaire total était due à un plus grand déséquilibre des amplitudes articulaires de la hanche et de la cheville chez les patients. Enfin, la publication 3 a démontré que la JNO était elle aussi affectée par la lésion et la reconstruction contro-latérale du LCA. Il a été retrouvé un déficit de performance lors du squat jump unipodal et des tests de saut en longueur. De plus, il a été noté, lors du squat jump unipodal, un plus faible moment articulaire total ainsi que des compensations, avec notamment une extension plus importante du genou et de la cheville sur la JNO par rapport aux sujets sains. En ce qui concerne l'amélioration de la récupération après reconstruction du LCA, il semble important de prendre en considération, dans le protocole de rééducation et le suivi des patients, la qualité d'exécution des mouvements pluri-articulaires, sur chacun des deux membres inférieurs.

Dans le chapitre 3, nous nous sommes intéressés aux possibilités de prévention des ruptures du LCA. La publication 4 a analysé les différents facteurs de risque de lésion et mis en avant les prédispositions neuromusculaires retrouvées chez les athlètes féminines. Nous avons identifié des programmes spécifiques de prévention, élaborés pour diminuer ces facteurs de risque neuromusculaires et efficaces pour limiter le nombre de rupture du LCA chez les athlètes féminines. Les résultats de la publication 5 mettent en avant la possibilité de détecter et de diminuer les facteurs de risque neuromusculaires, dont le « valgus dynamique », tout en augmentant la performance de saut chez de jeunes basketteuses. Cette publication met également en avant la piste prometteuse du travail en imagerie motrice pour diminuer les contraintes physiques lors des entrainements. Afin de prévenir les ruptures du LCA chez les athlètes féminines, la détection et la prise en charge des facteurs de risque neuromusculaires devraient être systématisées dans les pratiques ou les publics à risque.

En conclusion, la diffusion des résultats de ce travail de thèse aux équipes de soins (masseurs-kinésithérapeutes, médecins du sport, chirurgiens orthopédiques) et « staff technique » (préparateurs physiques et entraineurs) apparaît essentielle afin d'encourager une pratique concertée en vue d'une prise en charge améliorée de la personne.

Ce travail démontre également l'intérêt de développer, en France, la recherche scientifique dans le domaine de la masso-kinésithérapie, pour optimiser la rééducation et la prévention des blessures.

Références

1. Muneta, T., et al., *Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with endobuttons: operative technique and preliminary results.* Arthroscopy, 1999. **15**(6): p. 618-24.
2. Mei, Y., et al., *Clinical characteristics of 4355 patients with anterior cruciate ligament injury.* Chin Med J (Engl), 2013. **126**(23): p. 4487-92.
3. Delince, P. and D. Ghafil, *Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? A critical review of the literature.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012. **20**(1): p. 48-61.
4. Mohtadi, N.G., et al., *Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults.* Cochrane Database Syst Rev, 2011. **9**: p. CD005960.
5. Kvist, J., *Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury: current recommendations for sports participation.* Sports Med, 2004. **34**(4): p. 269-80.
6. Ardern, C.L., et al., *Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play.* Br J Sports Med, 2011. **45**(7): p. 596-606.
7. Claes, S., et al., *Anatomy of the anterolateral ligament of the knee.* J Anat, 2013. **223**(4): p. 321-8.
8. Escamilla, R.F., et al., *Anterior cruciate ligament strain and tensile forces for weight-bearing and non-weight-bearing exercises: a guide to exercise selection.* J Orthop Sports Phys Ther, 2012. **42**(3): p. 208-20.
9. Myer, G.D., et al., *Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: criteria-based progression through the return-to-sport phase.* J Orthop Sports Phys Ther, 2006. **36**(6): p. 385-402.
10. Salmon, L., et al., *Incidence and risk factors for graft rupture and contralateral rupture after anterior cruciate ligament reconstruction.* Arthroscopy, 2005. **21**(8): p. 948-57.
11. Bouffin, S., *Les femmes dans la pratique sportive licenciée en 2002.* Stat-Info, 2004. **04-07**(Novembre).
12. Prodromos, C.C., et al., *A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen.* Arthroscopy, 2007. **23**(12): p. 1320-1325 e6.
13. Friedrich, J., P., *Anatomie fonctionnelle du pivot central du genou.*, in *Pathologie ligamentaire du genou*, Springer, Editor. 2004: Paris. p. 1-44.
14. Arnoczky, S.P., *Anatomy of the anterior cruciate ligament.* Clin Orthop Relat Res, 1983(172): p. 19-25.
15. Duthon, V.B., et al., *Anatomy of the anterior cruciate ligament.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(3): p. 204-13.
16. Scapinelli, R., *Vascular anatomy of the human cruciate ligaments and surrounding structures.* Clin Anat, 1997. **10**(3): p. 151-62.
17. Arnoczky, S.P., R.M. Rubin, and J.L. Marshall, *Microvasculature of the cruciate ligaments and its response to injury. An experimental study in dogs.* J Bone Joint Surg Am, 1979. **61**(8): p. 1221-9.
18. Hefti, F.L., et al., *Healing of the transected anterior cruciate ligament in the rabbit.* J Bone Joint Surg Am, 1991. **73**(3): p. 373-83.
19. Schutte, M.J., et al., *Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament.* J Bone Joint Surg Am, 1987. **69**(2): p. 243-7.
20. Koch, B., G. Kurriger, and R.A. Brand, *Characterisation of the neurosensory elements of the feline cranial cruciate ligament.* J Anat, 1995. **187 (Pt 2)**: p. 353-9.

21. Halata, Z. and J. Haus, *The ultrastructure of sensory nerve endings in human anterior cruciate ligament.* Anat Embryol (Berl), 1989. **179**(5): p. 415-21.
22. Sjolander, P., et al., *Sensory nerve endings in the cat cruciate ligaments: a morphological investigation.* Neurosci Lett, 1989. **102**(1): p. 33-8.
23. Butler, D.L., F.R. Noyes, and E.S. Grood, *Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study.* J Bone Joint Surg Am, 1980. **62**(2): p. 259-70.
24. Zantop, T., et al., *The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation.* Am J Sports Med, 2007. **35**(2): p. 223-7.
25. Gabriel, M.T., et al., *Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads.* J Orthop Res, 2004. **22**(1): p. 85-9.
26. Woo, S.L., et al., *Biomechanics of knee ligaments.* Am J Sports Med, 1999. **27**(4): p. 533-43.
27. Sakane, M., et al., *In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads.* J Orthop Res, 1997. **15**(2): p. 285-93.
28. Fleming, B., et al., *Isometric versus tension measurements. A comparison for the reconstruction of the anterior cruciate ligament.* Am J Sports Med, 1993. **21**(1): p. 82-8.
29. DeFranco, M.J. and B.R. Bach, Jr., *A comprehensive review of partial anterior cruciate ligament tears.* J Bone Joint Surg Am, 2009. **91**(1): p. 198-208.
30. Kopf, S., et al., *Transtibial ACL reconstruction technique fails to position drill tunnels anatomically in vivo 3D CT study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012. **20**(11): p. 2200-7.
31. Markolf, K.L., J.S. Mensch, and H.C. Amstutz, *Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study.* J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(5): p. 583-94.
32. Christel, P., *[Anterior cruciate ligament and rotation stability].* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2005. **91**(S8): p. 18-22.
33. Chandrashekar, N., et al., *Sex-based differences in the tensile properties of the human anterior cruciate ligament.* J Biomech, 2006. **39**(16): p. 2943-50.
34. Woo, S.L., et al., *Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation.* Am J Sports Med, 1991. **19**(3): p. 217-25.
35. Noyes, F.R. and E.S. Grood, *The strength of the anterior cruciate ligament in humans and Rhesus monkeys.* J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(8): p. 1074-82.
36. Newton, P.O., et al., *Immobilization of the knee joint alters the mechanical and ultrastructural properties of the rabbit anterior cruciate ligament.* J Orthop Res, 1995. **13**(2): p. 191-200.
37. Noyes, F.R., et al., *Biomechanics of ligament failure. II. An analysis of immobilization, exercise, and reconditioning effects in primates.* J Bone Joint Surg Am, 1974. **56**(7): p. 1406-18.
38. Cabaud, H.E., et al., *Exercise effects on the strength of the rat anterior cruciate ligament.* Am J Sports Med, 1980. **8**(2): p. 79-86.
39. Beynnon, B.D. and B.C. Fleming, *Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work.* J Biomech, 1998. **31**(6): p. 519-25.
40. Taylor, K.A., et al., *Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing.* J Biomech, 2011. **44**(3): p. 365-71.
41. Neyret, P., *Entorses récentes du genou chez l'adulte*, in *Conférence de la SOFCOT*. 2002: Paris.
42. Joseph, A.M., et al., *A Multisport Epidemiologic Comparison of Anterior Cruciate Ligament Injuries in High School Athletics.* J Athl Train, 2013.
43. Laprade, R.F., et al., *Knee*, in *The IOC manual of sports injuries. An illustrated guide to the management of injuries in physical activiy*, R. bahr, Editor. 2012, John Wiley & Sons: Chichester.

44. Harmon, K.G. and R. Dick, *The relationship of skill level to anterior cruciate ligament injury.* Clin J Sport Med, 1998. **8**(4): p. 260-5.
45. Pujol, N., M.P. Blanchi, and P. Chambat, *The incidence of anterior cruciate ligament injuries among competitive Alpine skiers: a 25-year investigation.* Am J Sports Med, 2007. **35**(7): p. 1070-4.
46. Dick, R., et al., *Descriptive epidemiology of collegiate women's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2002-2003.* J Athl Train, 2007. **42**(2): p. 278-85.
47. Agel, J., et al., *Descriptive epidemiology of collegiate men's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2002-2003.* J Athl Train, 2007. **42**(2): p. 270-7.
48. Arendt, E.A., J. Agel, and R. Dick, *Anterior Cruciate Ligament Injury Patterns Among Collegiate Men and Women.* J Athl Train, 1999. **34**(2): p. 86-92.
49. Dick, R., et al., *Descriptive epidemiology of collegiate men's basketball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004.* J Athl Train, 2007. **42**(2): p. 194-201.
50. Joseph, A.M., et al., *A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics.* J Athl Train, 2013. **48**(6): p. 810-7.
51. Agel, J., et al., *Descriptive epidemiology of collegiate women's basketball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004.* J Athl Train, 2007. **42**(2): p. 202-10.
52. Viola, R.W., et al., *Anterior cruciate ligament injury incidence among male and female professional alpine skiers.* Am J Sports Med, 1999. **27**(6): p. 792-5.
53. Brune, T., *Ingéniérie tissulaire du ligament antérieur croisé du genou*. 2008, Université claude Bernard - Lyon 1: Lyon.
54. Renstrom, P., et al., *Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement.* Br J Sports Med, 2008. **42**(6): p. 394-412.
55. Smith, J.P., 3rd and G.R. Barrett, *Medial and lateral meniscal tear patterns in anterior cruciate ligament-deficient knees. A prospective analysis of 575 tears.* Am J Sports Med, 2001. **29**(4): p. 415-9.
56. Seon, J.K., et al., *The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on kinematics of the knee with combined anterior cruciate ligament injury and subtotal medial meniscectomy: an in vitro robotic investigation.* Arthroscopy, 2009. **25**(2): p. 123-30.
57. Ahn, J.H., et al., *Longitudinal tear of the medial meniscus posterior horn in the anterior cruciate ligament-deficient knee significantly influences anterior stability.* Am J Sports Med, 2011. **39**(10): p. 2187-93.
58. Papageorgiou, C.D., et al., *The biomechanical interdependence between the anterior cruciate ligament replacement graft and the medial meniscus.* Am J Sports Med, 2001. **29**(2): p. 226-31.
59. Antonio, F., et al., *The meniscus tear. State of the art of rehabilitation protocols related to surgical procedures.* Muscles Ligaments Tendons J, 2012. **2**(4): p. 295-301.
60. Boden, B.P., et al., *Mechanisms of anterior cruciate ligament injury.* Orthopedics, 2000. **23**(6): p. 573-8.
61. Krosshaug, T., et al., *Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases.* Am J Sports Med, 2007. **35**(3): p. 359-67.
62. Viste, A., *Ruptures partielles du ligament croisé antérieur du genou*, in *Faculté de medecine Lyon-est*. 2011, Université Claude Bernard Lyon 1: Lyon.
63. Beaufils, P., *Haute Autorité de Santé : Prise en charge thérapeutique des lésions méniscales et des lésions isolées du ligament croisé antérieur du genou chez l'adulte.* 2008.
64. Yoo, J.C., et al., *Increasing incidence of medial meniscal tears in nonoperatively treated anterior cruciate ligament insufficiency patients documented by serial magnetic resonance imaging studies.* Am J Sports Med, 2009. **37**(8): p. 1478-83.

65. Wilk, K.E., M.M. Reinold, and T.R. Hooks, *Recent advances in the rehabilitation of isolated and combined anterior cruciate ligament injuries.* Orthop Clin North Am, 2003. **34**(1): p. 107-37.
66. Allum, R., *Complications of arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament.* J Bone Joint Surg Br, 2003. **85**(1): p. 12-6.
67. Shelbourne, K.D. and D.V. Patel, *Treatment of limited motion after anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1999. **7**(2): p. 85-92.
68. Beynnon, B., D., Johnson, R., J., Abate, J.,A., Fleming, B., C., Nichols, C., E., *Treatment of Anterior Cruciate Ligament Injuries, Part 2.* Am J Sports Med, 2005. **33**: p. 1751-1767.
69. Ntoulia, A., et al., *Revascularization process of the bone--patellar tendon--bone autograft evaluated by contrast-enhanced magnetic resonance imaging 6 and 12 months after anterior cruciate ligament reconstruction.* Am J Sports Med, 2011. **39**(7): p. 1478-86.
70. Janssen, R.P., et al., *Remodelling of human hamstring autografts after anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2010.
71. Muramatsu, K., Y. Hachiya, and H. Izawa, *Serial evaluation of human anterior cruciate ligament grafts by contrast-enhanced magnetic resonance imaging: comparison of allografts and autografts.* Arthroscopy, 2008. **24**(9): p. 1038-44.
72. Rougraff, B.T. and K.D. Shelbourne, *Early histologic appearance of human patellar tendon autografts used for anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1999. **7**(1): p. 9-14.
73. Falconiero, R.P., V.J. DiStefano, and T.M. Cook, *Revascularization and ligamentization of autogenous anterior cruciate ligament grafts in humans.* Arthroscopy, 1998. **14**(2): p. 197-205.
74. Rougraff, B., et al., *Arthroscopic and histologic analysis of human patellar tendon autografts used for anterior cruciate ligament reconstruction.* Am J Sports Med, 1993. **21**(2): p. 277-84.
75. Johnson, L.L., *The outcome of a free autogenous semitendinosus tendon graft in human anterior cruciate reconstructive surgery: a histological study.* Arthroscopy, 1993. **9**(2): p. 131-42.
76. Boileau, P., et al., *Plaidoyer pour une rééducation accélérée après ligamentoplastie du genou par un transplant os-tendon rotulien-os.* Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur 1999. **85(5)**: p. 475-490.
77. Quelard, B., et al., *Rééducation postopératoire des greffes du ligament croisé antérieur.* Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation, 2010. **26-240-C-10**.
78. Wang, J.H., et al., *Cell orientation determines the alignment of cell-produced collagenous matrix.* J Biomech, 2003. **36**(1): p. 97-102.
79. Woo, S.L., et al., *Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair.* J Biomech, 2006. **39**(1): p. 1-20.
80. Harvey, A., N.P. Thomas, and A.A. Amis, *Fixation of the graft in reconstruction of the anterior cruciate ligament.* J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(5): p. 593-603.
81. Bernicker, J.P., et al., *Patellar tendon defect during the first year after anterior cruciate ligament reconstruction: appearance on serial magnetic resonance imaging.* Arthroscopy, 1998. **14**(8): p. 804-9.
82. Adam, F., et al., *Length of the patellar tendon after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft: a prospective clinical study using Roentgen stereometric analysis.* Arthroscopy, 2002. **18**(8): p. 859-64.
83. Kartus, J., et al., *A radiographic and histologic evaluation of the patellar tendon after harvesting its central third.* Am J Sports Med, 2000. **28**(2): p. 218-26.
84. Koseoglu, K., et al., *MRI evaluation of patellar tendon defect after harvesting its central third.* Eur J Radiol, 2004. **50**(3): p. 292-5.
85. Svensson, M., et al., *Does the patellar tendon normalize after harvesting its central third?: a prospective long-term MRI study.* Am J Sports Med, 2004. **32**(1): p. 34-8.

86. Simonian, P.T., et al., *Assessment of morbidity of semitendinosus and gracilis tendon harvest for ACL reconstruction.* Am J Knee Surg, 1997. **10**(2): p. 54-9.
87. Papandrea, P., et al., *Regeneration of the semitendinosus tendon harvested for anterior cruciate ligament reconstruction. Evaluation using ultrasonography.* Am J Sports Med, 2000. **28**(4): p. 556-61.
88. Gill, S.S., et al., *Semitendinosus regrowth: biochemical, ultrastructural, and physiological characterization of the regenerate tendon.* Am J Sports Med, 2004. **32**(5): p. 1173-81.
89. Yoshiya, S., et al., *Revision anterior cruciate ligament reconstruction using the regenerated semitendinosus tendon: analysis of ultrastructure of the regenerated tendon.* Arthroscopy, 2004. **20**(5): p. 532-5.
90. Carofino, B. and J. Fulkerson, *Medial hamstring tendon regeneration following harvest for anterior cruciate ligament reconstruction: fact, myth, and clinical implication.* Arthroscopy, 2005. **21**(10): p. 1257-65.
91. van Grinsven, S., et al., *Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2010. **18**(8): p. 1128-44.
92. Herrington, L., G. Myer, and I. Horsley, *Task based rehabilitation protocol for elite athletes following Anterior Cruciate ligament reconstruction: a clinical commentary.* Phys Ther Sport, 2013. **14**(4): p. 188-198.
93. Phillips, N., et al., *Outcome and progression measures in rehabilitation following anterior cruciate ligament injury.* Physical Therapy in Sport, 2000. **1**: p. 106-118.
94. Barber, S.D., et al., *Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees.* Clin Orthop Relat Res, 1990(255): p. 204-14.
95. Fitzgerald, G.K., et al., *Hop tests as predictors of dynamic knee stability.* J Orthop Sports Phys Ther, 2001. **31**(10): p. 588-97.
96. Keays, S.L., J. Bullock-Saxton, and A.C. Keays, *Strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction.* Clin Orthop Relat Res, 2000(373): p. 174-83.
97. Lysholm, J. and J. Gillquist, *Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale.* Am J Sports Med, 1982. **10**(3): p. 150-4.
98. Noyes, F.R., S.D. Barber, and L.A. Mooar, *A rationale for assessing sports activity levels and limitations in knee disorders.* Clin Orthop Relat Res, 1989(246): p. 238-49.
99. Higgins, L.D., et al., *Reliability and validity of the International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Form.* Joint Bone Spine, 2007. **74**(6): p. 594-9.
100. Engelen-van Melick, N., et al., *Assessment of functional performance after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of measurement procedures.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012.
101. Impellizzeri, F.M., et al., *Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex NORM dynamometer.* Clin Physiol Funct Imaging, 2008. **28**(2): p. 113-9.
102. Maffiuletti, N.A., et al., *Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer.* Clin Physiol Funct Imaging, 2007. **27**(6): p. 346-53.
103. Orchard, J., et al., *Intrinsic and extrinsic risk factors for anterior cruciate ligament injury in Australian footballers.* Am J Sports Med, 2001. **29**(2): p. 196-200.
104. Pinczewski, L.A., et al., *A five-year comparison of patellar tendon versus four-strand hamstring tendon autograft for arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament.* Am J Sports Med, 2002. **30**(4): p. 523-36.
105. Corry, I.S., et al., *Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. A comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft.* Am J Sports Med, 1999. **27**(4): p. 444-54.
106. Pinczewski, L.A., et al., *A 10-year comparison of anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon and patellar tendon autograft: a controlled, prospective trial.* Am J Sports Med, 2007. **35**(4): p. 564-74.

107. Roe, J., et al., *A 7-year follow-up of patellar tendon and hamstring tendon grafts for arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: differences and similarities.* Am J Sports Med, 2005. **33**(9): p. 1337-45.
108. Paterno, M.V., et al., *Incidence of Contralateral and Ipsilateral Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injury After Primary ACL Reconstruction and Return to Sport.* Clin J Sport Med, 2012.
109. Castanharo, R., et al., *Males still have limb asymmetries in multijoint movement tasks more than 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction.* J Orthop Sci, 2011. **16**(5): p. 531-5.
110. Xergia, S.A., et al., *Asymmetries in Functional Hop Tests, Lower Extremity Kinematics and Isokinetic Strength Persist 6-9 Months Following ACL Reconstruction.* J Orthop Sports Phys Ther, 2013.
111. Gokeler, A., et al., *Abnormal landing strategies after ACL reconstruction.* Scand J Med Sci Sports, 2010.
112. Hewett, T.E., S.L. Di Stasi, and G.D. Myer, *Current concepts for injury prevention in athletes after anterior cruciate ligament reconstruction.* Am J Sports Med, 2013. **41**(1): p. 216-24.
113. Orishimo, K.F., et al., *Adaptations in single-leg hop biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2010. **18**(11): p. 1587-93.
114. Shaw, T., L.S. Chipchase, and M.T. Williams, *A users guide to outcome measurement following ACL reconstruction.* Physical therapy in sport, 2004. **5**: p. 57-67.
115. Decker, M.J., et al., *Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2003. **18**(7): p. 662-9.
116. Stephens, T.M., 2nd, et al., *Gender and bilateral differences in single-leg countermovement jump performance with comparison to a double-leg jump.* J Appl Biomech, 2007. **23**(3): p. 190-202.
117. Irrgang, J.J., et al., *Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form.* Am J Sports Med, 2001. **29**(5): p. 600-13.
118. Tegner, Y., et al., *Evaluation of cruciate ligament injuries. A review.* Acta Orthop Scand, 1988. **59**(3): p. 336-41.
119. Webster, K.E., R. Gonzalez-Adrio, and J.A. Feller, *Dynamic joint loading following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2004. **12**(1): p. 15-21.
120. Webster, K.E. and J.A. Feller, *Alterations in joint kinematics during walking following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction surgery.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2011. **26**(2): p. 175-80.
121. Jaric, S., D. Ristanovic, and D.M. Corcos, *The relationship between muscle kinetic parameters and kinematic variables in a complex movement.* Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1989. **59**(5): p. 370-6.
122. Yamauchi, J. and N. Ishii, *Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance.* J Strength Cond Res, 2007. **21**(3): p. 703-9.
123. Laffaye, G., B. Bardy, and R. Taiar, *Upper-limb motion and drop jump: effect of expertise.* J Sports Med Phys Fitness, 2006. **46**(2): p. 238-47.
124. Juris, P.M., et al., *A dynamic test of lower extremity function following anterior cruciate ligament reconstruction and rehabilitation.* J Orthop Sports Phys Ther, 1997. **26**(4): p. 184-91.
125. Reid, A., et al., *Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction.* Phys Ther, 2007. **87**(3): p. 337-49.
126. Vanrenterghem, J., D. De Clercq, and P. Van Cleven, *Necessary precautions in measuring correct vertical jumping height by means of force plate measurements.* Ergonomics, 2001. **44**: p. 814-818.
127. Legreneur, P., et al., *Submaximal leaping in the grey mouse lemur.* Zoology (Jena), 2011. **114**(4): p. 247-54.

128. Legreneur, P., et al., *Hindlimb interarticular coordinations in Microcebus murinus in maximal leaping.* J Exp Biol, 2010. **213**(Pt 8): p. 1320-7.
129. Winter, D.A., *Anthropometry*, in *Biomechanics of Motor Control of Human Movement*, J.W.a.s.t. Ed.), Editor. 2009: New York. p. 82-106.
130. Vanrenterghem, J., et al., *Performing the vertical jump: movement adaptations for submaximal jumping.* Hum Mov Sci, 2004. **22**(6): p. 713-27.
131. Kline, R., B., *Effect Size Estimation in Comparative Studies*, in *Beyond Significance Testing: Reforming Data Analysis Methods in Behavioral Research*. 2004, American Psychological Association: Washington, DC. p. 93-244.
132. Cohen, J., *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, ed. n. ed. 1988, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.
133. Hiemstra, L.A., et al., *Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction.* Med Sci Sports Exerc, 2000. **32**(8): p. 1472-9.
134. Impellizzeri, F.M., et al., *A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes.* Med Sci Sports Exerc, 2007. **39**(11): p. 2044-50.
135. Gustavsson, A., et al., *A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(8): p. 778-88.
136. Decker, M.J., et al., *Landing adaptations after ACL reconstruction.* Med Sci Sports Exerc, 2002. **34**(9): p. 1408-13.
137. Pfeifer, K. and W. Banzer, *Motor performance in different dynamic tests in knee rehabilitation.* Scand J Med Sci Sports, 1999. **9**(1): p. 19-27.
138. Ernst, G.P., et al., *Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction.* Phys Ther, 2000. **80**(3): p. 251-60.
139. Haguenauer, M., P. Legreneur, and K.M. Monteil, *Influence of figure skating skates on vertical jumping performance.* J Biomech, 2006. **39**(4): p. 699-707.
140. Chmielewski, T.L., et al., *Longitudinal changes in psychosocial factors and their association with knee pain and function after anterior cruciate ligament reconstruction.* Phys Ther, 2011. **91**(9): p. 1355-66.
141. Ingen Schenau (van), G., J., *From translation to rotation : constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles.* Human Movement Science, 1989. **8**: p. 301-337.
142. MacDonald, P.B., et al., *Proprioception in anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knees.* Am J Sports Med, 1996. **24**(6): p. 774-8.
143. Katayama, M., et al., *Proprioception and performance after anterior cruciate ligament rupture.* Int Orthop, 2004. **28**(5): p. 278-81.
144. Yeow, C.H., P.V. Lee, and J.C. Goh, *An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics.* Hum Mov Sci, 2011. **30**(3): p. 624-35.
145. Chouliaras, V., et al., *Effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with quadrupled hamstrings and bone-patellar tendon-bone autografts: an in vivo study comparing tibial internal-external rotation.* Am J Sports Med, 2007. **35**(2): p. 189-96.
146. Kanisawa, I., et al., *Weight-bearing knee kinematics in subjects with two types of anterior cruciate ligament reconstructions.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2003. **11**(1): p. 16-22.
147. Spindler, K.P., et al., *Anterior cruciate ligament reconstruction autograft choice: bone-tendon-bone versus hamstring: does it really matter? A systematic review.* Am J Sports Med, 2004. **32**(8): p. 1986-95.
148. Webster, K.A. and P.A. Gribble, *Time to stabilization of anterior cruciate ligament-reconstructed versus healthy knees in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes.* J Athl Train, 2010. **45**(6): p. 580-5.

149. Paterno, M.V., et al., *Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport.* Am J Sports Med, 2010. **38**(10): p. 1968-78.
150. Myer, G.D., et al., *Three-dimensional motion analysis validation of a clinic-based nomogram designed to identify high ACL injury risk in female athletes.* Phys Sportsmed, 2011. **39**(1): p. 19-28.
151. Gokeler, A., et al., *Abnormal landing strategies after ACL reconstruction.* Scand J Med Sci Sports, 2009.
152. Blache, Y., et al., *Measurement of pelvic motion is a prerequisite for accurate estimation of hip joint work in maximum height squat jumping.* J Appl Biomech, 2013. **29**(4): p. 428-34.
153. Paterno, M.V., et al., *Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction.* Clin J Sport Med, 2007. **17**(4): p. 258-62.
154. Hewett, T.E., et al., *Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study.* Am J Sports Med, 2005. **33**(4): p. 492-501.
155. Newton, R.U., et al., *Determination of functional strength imbalance of the lower extremities.* J Strength Cond Res, 2006. **20**(4): p. 971-7.
156. Reinke, E.K., et al., *Hop tests correlate with IKDC and KOOS at minimum of 2 years after primary ACL reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(11): p. 1806-16.
157. Meylan, C.M., et al., *Temporal and kinetic analysis of unilateral jumping in the vertical, horizontal, and lateral directions.* J Sports Sci, 2010. **28**(5): p. 545-54.
158. Brown, T.N., R.M. Palmieri-Smith, and S.G. McLean, *Sex and limb differences in hip and knee kinematics and kinetics during anticipated and unanticipated jump landings: implications for anterior cruciate ligament injury.* Br J Sports Med, 2009. **43**(13): p. 1049-56.
159. Bobbert, M., F. and G. Van Ingen-Shenau, J., *Coordination in vertical jumping.* Journal of Applied Biomechanic, 1988. **21(3)**: p. 249-62.
160. Thomee, R., et al., *Variability in leg muscle power and hop performance after anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012.
161. Roewer, B.D., S.L. Di Stasi, and L. Snyder-Mackler, *Quadriceps strength and weight acceptance strategies continue to improve two years after anterior cruciate ligament reconstruction.* J Biomech, 2011. **44**(10): p. 1948-53.
162. Wojtys, E.M. and L.J. Huston, *Longitudinal effects of anterior cruciate ligament injury and patellar tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance.* Am J Sports Med, 2000. **28**(3): p. 336-44.
163. Sanford, B.A., et al., *Principal component analysis of knee kinematics and kinetics after anterior cruciate ligament reconstruction.* Gait Posture, 2012. **36**(3): p. 609-13.
164. Urbach, D., et al., *Bilateral deficit of voluntary quadriceps muscle activation after unilateral ACL tear.* Med Sci Sports Exerc, 1999. **31**(12): p. 1691-6.
165. Henriksson, M., T. Ledin, and L. Good, *Postural control after anterior cruciate ligament reconstruction and functional rehabilitation.* Am J Sports Med, 2001. **29**(3): p. 359-66.
166. Hoffman, M., J. Schrader, and D. Koceja, *An Investigation of Postural Control in Postoperative Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Patients.* J Athl Train, 1999. **34**(2): p. 130-136.
167. Roberts, D., et al., *Bilateral proprioceptive defects in patients with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between patients and healthy individuals.* J Orthop Res, 2000. **18**(4): p. 565-71.
168. Hiemstra, L.A., et al., *Contralateral limb strength deficits after anterior cruciate ligament reconstruction using a hamstring tendon graft.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 2007. **22**(5): p. 543-50.
169. Hakkinen, K., M. Alen, and P.V. Komi, *Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining.* Acta Physiol Scand, 1985. **125**(4): p. 573-85.

170. Narici, M.V., et al., *Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps.* Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1989. **59**(4): p. 310-9.
171. Hakkinen, K. and P.V. Komi, *Electromyographic changes during strength training and detraining.* Med Sci Sports Exerc, 1983. **15**(6): p. 455-60.
172. Andersen, L.L., et al., *Changes in the human muscle force-velocity relationship in response to resistance training and subsequent detraining.* J Appl Physiol, 2005. **99**(1): p. 87-94.
173. Clark, N.C., *Functional performance testing following knee ligament injury.* Physical Therapy In Sport, 2001. **2**: p. 91-105.
174. Mujika, I., et al., *Modeled responses to training and taper in competitive swimmers.* Med Sci Sports Exerc, 1996. **28**(2): p. 251-8.
175. Mujika, I., et al., *Physiological responses to a 6-d taper in middle-distance runners: influence of training intensity and volume.* Med Sci Sports Exerc, 2000. **32**(2): p. 511-7.
176. McConell, G.K., et al., *Reduced training volume and intensity maintain aerobic capacity but not performance in distance runners.* Int J Sports Med, 1993. **14**(1): p. 33-7.
177. Hortobagyi, T., N.J. Lambert, and J.P. Hill, *Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening.* Med Sci Sports Exerc, 1997. **29**(1): p. 107-12.
178. Evetovich, T.K., et al., *The effect of concentric isokinetic strength training of the quadriceps femoris on electromyography and muscle strength in the trained and untrained limb.* J Strength Cond Res, 2001. **15**(4): p. 439-45.
179. Shima, N., et al., *Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining.* Eur J Appl Physiol, 2002. **86**(4): p. 287-94.
180. Nagano, A., T. Komura, and S. Fukashiro, *Optimal coordination of maximal-effort horizontal and vertical jump motions--a computer simulation study.* Biomed Eng Online, 2007. **6**: p. 20.
181. Hewett, T.E., G.D. Myer, and K.R. Ford, *Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors.* Am J Sports Med, 2006. **34**(2): p. 299-311.
182. Fukuda, Y., et al., *A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study.* J Orthop Res, 2003. **21**(6): p. 1107-12.
183. Ford, K.R., G.D. Myer, and T.E. Hewett, *Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players.* Med Sci Sports Exerc, 2003. **35**(10): p. 1745-50.
184. Chappell, J.D., et al., *Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury.* Am J Sports Med, 2007. **35**(2): p. 235-41.
185. Cowling, E.J. and J.R. Steele, *Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates.* J Electromyogr Kinesiol, 2001. **11**(4): p. 263-8.
186. Hewett, T.E., G.D. Myer, and K.R. Ford, *Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes.* J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(8): p. 1601-8.
187. Granata, K.P., S.E. Wilson, and D.A. Padua, *Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I. Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics.* J Electromyogr Kinesiol, 2002. **12**(2): p. 119-26.
188. Soderman, K., et al., *Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2001. **9**(5): p. 313-21.
189. Granata, K.P., D.A. Padua, and S.E. Wilson, *Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks.* J Electromyogr Kinesiol, 2002. **12**(2): p. 127-35.
190. Uhorchak, J.M., et al., *Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets.* Am J Sports Med, 2003. **31**(6): p. 831-42.

191. Shelbourne, K.D., T.J. Davis, and T.E. Klootwyk, *The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears. A prospective study.* Am J Sports Med, 1998. **26**(3): p. 402-8.
192. Andrews, J.R. and M.J. Axe, *The classification of knee ligament instability.* Orthop Clin North Am, 1985. **16**(1): p. 69-82.
193. Hewett, T.E., et al., *Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques.* Am J Sports Med, 1996. **24**(6): p. 765-73.
194. Wojtys, E.M., et al., *Gender differences in muscular protection of the knee in torsion in size-matched athletes.* J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A**(5): p. 782-9.
195. Delp, S.L., et al., *Variation of rotation moment arms with hip flexion.* J Biomech, 1999. **32**(5): p. 493-501.
196. Landry, S.C., et al., *Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated side-cut maneuver.* Am J Sports Med, 2007. **35**(11): p. 1888-900.
197. Zazulak, B.T., et al., *Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing.* J Orthop Sports Phys Ther, 2005. **35**(5): p. 292-9.
198. Myer, G.D., K.R. Ford, and T.E. Hewett, *The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position.* J Electromyogr Kinesiol, 2005. **15**(2): p. 181-9.
199. Rozzi, S.L., et al., *Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players.* Am J Sports Med, 1999. **27**(3): p. 312-9.
200. Olsen, O.E., et al., *Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial.* BMJ, 2005. **330**(7489): p. 449.
201. Irmischer, B.S., et al., *Effects of a knee ligament injury prevention exercise program on impact forces in women.* J Strength Cond Res, 2004. **18**(4): p. 703-7.
202. Soderman, K., et al., *Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A prospective randomized intervention study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2000. **8**(6): p. 356-63.
203. Heidt, R.S., Jr., et al., *Avoidance of soccer injuries with preseason conditioning.* Am J Sports Med, 2000. **28**(5): p. 659-62.
204. Mandelbaum, B.R., et al., *Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up.* Am J Sports Med, 2005. **33**(7): p. 1003-10.
205. Myklebust, G., et al., *Prevention of noncontact anterior cruciate ligament injuries in female team handball players : a prospective intervention study over three seasons.* Clin J Sport Med, 2003. **13**: p. 71-78.
206. Hewett, T.E., et al., *The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study.* Am J Sports Med, 1999. **27**(6): p. 699-706.
207. Myer, G.D., et al., *Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes.* J Strength Cond Res, 2005. **19**(1): p. 51-60.
208. Ettlinger, C.F., R.J. Johnson, and J.E. Shealy, *A method to help reduce the risk of serious knee sprains incurred in alpine skiing.* Am J Sports Med, 1995. **23**(5): p. 531-7.
209. Hewett, T.E., et al., *Preparticipation physical examination using a box drop vertical jump test in young athletes: the effects of puberty and sex.* Clin J Sport Med, 2006. **16**(4): p. 298-304.
210. Myer, G.D., et al., *Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in"high-risk" versus "low-risk" athletes.* BMC Musculoskelet Disord, 2007. **8**: p. 39.
211. Guillot, A. and C. Collet, *Construction of the Motor Imagery Model in Sport : a review and theoretical investigation of motor imagery use.* International Review of Sport and Exercise Psychology, 2008. **1**(1): p. 31-44.
212. Heitkamp, H.C., et al., *Gain in strength and muscular balance after balance training.* Int J Sports Med, 2001. **22**(4): p. 285-90.

213. Knapik, J.J., et al., *Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes.* Am J Sports Med, 1991. **19**(1): p. 76-81.
214. Holm, I., et al., *Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players.* Clin J Sport Med, 2004. **14**(2): p. 88-94.
215. Jeannerod, M., *Mental imagery in the motor context.* Neuropsychologia, 1995. **33**(11): p. 1419-32.
216. Lebon, F., C. Collet, and A. Guillot, *Benefits of motor imagery training on muscle strength.* J Strength Cond Res, 2010. **24**(6): p. 1680-7.
217. Cometti, G., *La préparation physique en Basket*. Sport pratique, ed. C. Editeur. 2002, Paris: Chiron Editeur.
218. Meeuwisse, W.H., R. Sellmer, and B.E. Hagel, *Rates and risks of injury during intercollegiate basketball.* Am J Sports Med, 2003. **31**(3): p. 379-85.
219. Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Monteil, K., *Rupture du LCA : Cas de l'athlète féminine.* Journal de Traumatologie du Sport, 2009. **26**: p. 155-162.
220. Vescovi, J.D. and J.L. VanHeest, *Effects of an anterior cruciate ligament injury prevention program on performance in adolescent female soccer players.* Scand J Med Sci Sports, 2010. **20**(3): p. 394-402.
221. Hall, C., R., J. Pongrac, and E. Buckolz, *The measurement of imagery ability.* Human Movement Science, 1985. **4**: p. 107-118.
222. Sharma, N., et al., *Mapping the involvement of BA 4a and 4p during Motor Imagery.* Neuroimage, 2008. **41**(1): p. 92-9.
223. Stinear, C., M., *Corticospinal facilitation during motor imagery*, in *The neurophysiological foundations of mental and motor imagery*, O.U. Press, Editor. 2010, Oxford University Press Inc.: New York.
224. Guillot, A., et al., *Muscular responses during motor imagery as a function of muscle contraction types.* Int J Psychophysiol, 2007. **66**(1): p. 18-27.
225. Collet, C. and A. Guillot, *Autonomic nervous system activities during imaged movements*, in *The neurophysiological foundations of mental and motor imagery*, O.U. Press, Editor. 2010, Oxford University Press Inc.: New York.
226. Papaxanthis, C., et al., *Does order and timing in performance of imagined and actual movements affect the motor imagery process? The duration of walking and writing task.* Behav Brain Res, 2002. **134**(1-2): p. 209-15.
227. Driskell, J., C. Copper, and A. Moran, *Does mental practice enhance performance?* J Appl Sport Psychol, 1994(79): p. 481-91.
228. Feltz, D. and D. Landers, *The effects of mental practice on motor skill learning and performance: A meta-analysis.* J Sports Psychol 1983(5): p. 25-7.
229. Guillot, A. and C. Collet, *Construction of the motor imagery integrative model in sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use.* Int Rev Sport Exerc Psychol, 2008. **1**: p. 31-44.
230. Jackson, P.L., et al., *Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery.* Neuroimage, 2003. **20**(2): p. 1171-80.
231. Laughlin, W.A., et al., *The effects of single-leg landing technique on ACL loading.* J Biomech, 2011. **44**(10): p. 1845-51.
232. Shimokochi, Y., et al., *Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012.
233. Markovic, G., *Does plyometric training improve vertical jump height? A meta-analytical review.* Br J Sports Med, 2007. **41**(6): p. 349-55; discussion 355.
234. Ziv, G. and R. Lidor, *Vertical jump in female and male volleyball players: a review of observational and experimental studies.* Scand J Med Sci Sports, 2010.

235. Myer, G.D., et al., *The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes.* Clin J Sport Med, 2009. **19**(1): p. 3-8.
236. Alentorn-Geli, E., et al., *Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2009. **17**(8): p. 859-79.
237. Shrout, P.E. and J.L. Fleiss, *Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability.* Psychol Bull, 1979. **86**(2): p. 420-8.
238. Wilkinson, L., *Statistical Methods in Psychology Journals: Guidelines and Explanations.* American Psychologist, 1999. **54**(8): p. 694-604.
239. APA, *Manual of the American Psychological Association*, ed. f. edition. 2001, Washington, DC: American Psychological Association.
240. Hothorn, T., F. Bretz, and P. Westfall, *Simultaneous inference in general parametric models.* Biom J, 2008. **50**(3): p. 346-63.
241. Pollard, C., D., S. Sigward, M., and C. Powers, M. *Injury prevention training results in biomechanical changes consistent with decreased knee loading in females athletes during landing.* in *Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. 2009. College Station, PA.
242. Lephart, S.M., et al., *Neuromuscular and biomechanical characteristic changes in high school athletes: a plyometric versus basic resistance program.* Br J Sports Med, 2005. **39**(12): p. 932-8.
243. Palmieri-Smith, R.M., et al., *Pain and effusion and quadriceps activation and strength.* J Athl Train, 2013. **48**(2): p. 186-91.
244. Hart, J.M., et al., *Quadriceps activation following knee injuries: a systematic review.* J Athl Train, 2010. **45**(1): p. 87-97.
245. Mayr, H.O., T.G. Weig, and W. Plitz, *Arthrofibrosis following ACL reconstruction--reasons and outcome.* Arch Orthop Trauma Surg, 2004. **124**(8): p. 518-22.
246. Eitzen, I., I. Holm, and M.A. Risberg, *Preoperative quadriceps strength is a significant predictor of knee function two years after anterior cruciate ligament reconstruction.* Br J Sports Med, 2009. **43**(5): p. 371-6.
247. de Jong, S.N., et al., *Functional assessment and muscle strength before and after reconstruction of chronic anterior cruciate ligament lesions.* Arthroscopy, 2007. **23**(1): p. 21-8, 28 e1-3.
248. Logerstedt, D., et al., *Pre-operative quadriceps strength predicts IKDC2000 scores 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction.* Knee, 2013. **20**(3): p. 208-12.
249. Heijne, A. and S. Werner, *Early versus late start of open kinetic chain quadriceps exercises after ACL reconstruction with patellar tendon or hamstring grafts: a prospective randomized outcome study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2007. **15**(4): p. 402-14.
250. Neeter, C., et al., *Development of a strength test battery for evaluating leg muscle power after anterior cruciate ligament injury and reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(6): p. 571-80.
251. Thomee, R., et al., *Muscle strength and hop performance criteria prior to return to sports after ACL reconstruction.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(11): p. 1798-805.
252. Ostenberg, A. and H. Roos, *Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season.* Scand J Med Sci Sports, 2000. **10**(5): p. 279-85.
253. Augustsson, J., et al., *Single-leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis.* Scand J Med Sci Sports, 2006. **16**(2): p. 111-20.
254. Padua, D.A., et al., *Reliability of the landing error scoring system-real time, a clinical assessment tool of jump-landing biomechanics.* J Sport Rehabil, 2011. **20**(2): p. 145-56.
255. Hefti, F., et al., *Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 1993. **1**(3-4): p. 226-34.

256. Ardern, C.L., et al., *Psychological responses matter in returning to preinjury level of sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery.* Am J Sports Med, 2013. **41**(7): p. 1549-58.
257. Webster, K.E., J.A. Feller, and C. Lambros, *Development and preliminary validation of a scale to measure the psychological impact of returning to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery.* Phys Ther Sport, 2008. **9**(1): p. 9-15.
258. Soligard, T., et al., *Comprehensive warm-up programme to prevent injuries in young female footballers: cluster randomised controlled trial.* BMJ, 2008. **337**: p. a2469.
259. Junge, A., et al., *Countrywide campaign to prevent soccer injuries in Swiss amateur players.* Am J Sports Med, 2011. **39**(1): p. 57-63.
260. Myer, G.D., et al., *High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: Is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury?* Br J Sports Med, 2014.
261. Waryasz, G.R. and A.Y. McDermott, *Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors.* Dyn Med, 2008. **7**: p. 9.
262. Prins, M.R. and P. van der Wurff, *Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review.* Aust J Physiother, 2009. **55**(1): p. 9-15.
263. Kapandji, I., A., *Physiologie articulaire : le membre inférieur*. Maloine ed. Vol. 2. 1996, Paris: Maloine.
264. Netter, F.H., *Atlas d'anatomie humaine, deuxième édition*. 1997, East Hanover, New Jersey, USA: Novartis.
265. Tsuda, E., et al., *Direct evidence of the anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc in humans.* Am J Sports Med, 2001. **29**(1): p. 83-7.
266. Borg, G., *Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion.* Scand J Work Environ Health, 1990. **16 Suppl 1**: p. 55-8.
267. Myer, G.D., et al., *Real-time assessment and neuromuscular training feedback techniques to prevent ACL injury in female athletes.* Strength Cond J, 2011. **33**(3): p. 21-35.
268. Shelbourne, K.D. and C. Klotz, *What I have learned about the ACL: utilizing a progressive rehabilitation scheme to achieve total knee symmetry after anterior cruciate ligament reconstruction.* J Orthop Sci, 2006. **11**(3): p. 318-25.
269. Mikkelsen, C., S. Werner, and E. Eriksson, *Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2000. **8**(6): p. 337-42.
270. Ardern, C.L., et al., *Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play.* Br J Sports Med, 2012. **45**(7): p. 596-606.
271. Morrissey, M.C., et al., *Effects of distally fixated versus nondistally fixated leg extensor resistance training on knee pain in the early period after anterior cruciate ligament reconstruction.* Phys Ther, 2002. **82**(1): p. 35-43.
272. Joseph, M.F., *Clinical evaluation and rehabilitation prescription for knee motion loss.* Phys Ther Sport, 2012. **13**(2): p. 57-66.
273. Langford, J.L., K.E. Webster, and J.A. Feller, *A prospective longitudinal study to assess psychological changes following anterior cruciate ligament reconstruction surgery.* Br J Sports Med, 2009. **43**(5): p. 377-8.
274. Dejour, D., et al., *La rupture du ligament croisé antérieur, de l'analyse préopératoire du type de rupture à l'évaluation finale à deux ans, retentissement selon le transplant choisi sur les résultats subjectifs et objectifs.* Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil locomoteur, 2008. **94S**: p. S356-S361.
275. Fabri, S., et al., *La rééducation d'emblée des ischio-jambiers après chirurgie du DIDT.* Journal de Traumatologie du Sport, 2007. **24**: p. 193-199.

276. Heiderscheit, B.C., et al., *Hamstring strain injuries: recommendations for diagnosis, rehabilitation, and injury prevention.* J Orthop Sports Phys Ther, 2010. **40**(2): p. 67-81.

Annexes

Annexe 1

Anatomie du genou et des muscles péri-articulaires
[263, 264]

Anatomie du genou

(Figures adaptées du site internet www.anatomie3d.univ-lyon1.fr)

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur. C'est une articulation synoviale à faible congruence, ce qui l'expose à de nombreux traumatismes. Le fémur, le tibia et la patella sont les trois structures osseuses impliquées dans cette articulation. C'est en fait un complexe articulaire constitué de trois entités, l'articulation fémoro-patellaire et l'articulation fémoro-tibiale décomposée en deux compartiments : médial et latéral (Figure 1).

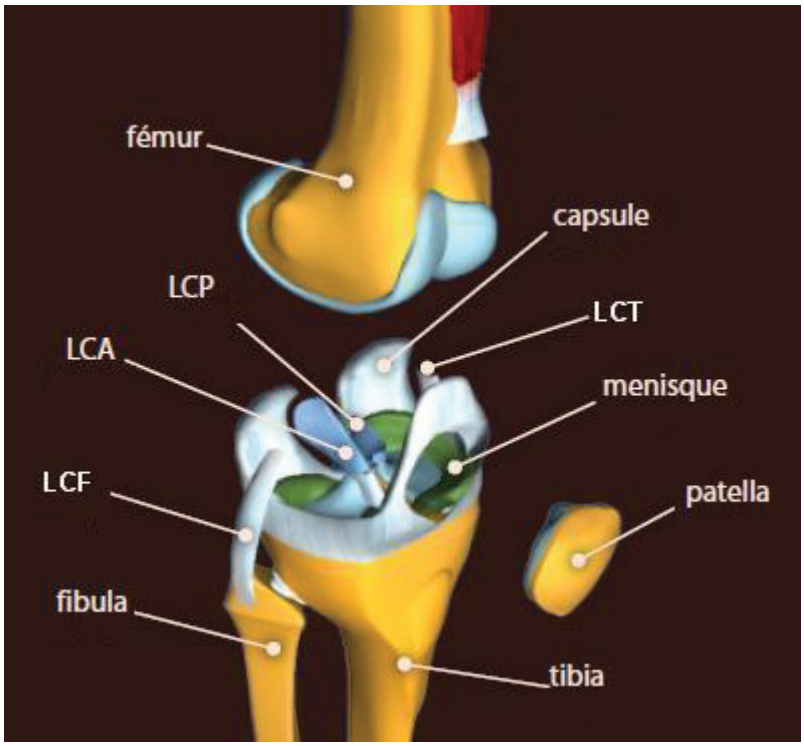


Figure 1 : Anatomie éclatée du genou

Articulation fémoro-patellaire

La patella est un petit os plat, triangulaire à apex inférieur, située à la partie antérieure du genou et articulée avec les condyles fémoraux. La patella s'intègre entre le tendon quadricipital et le tendon patellaire, elle agit comme une poulie pour transmettre les forces développées par le quadriceps jusqu'au tibia. Les mouvements de la patella sont caractérisés principalement par le glissement, mais aussi la bascule et la rotation. La patella est stabilisée dans le plan frontal par les ligaments fémoro-patellaires médial et latéral et l'action des vastes médial et latéral.

Articulation fémoro-tibiale

Cette articulation relie la partie distale du fémur (les condyles fémoraux) à la partie proximale du tibia (les plateaux tibiaux). L'articulation fémoro-tibiale peut être décomposée en deux compartiments, médial et latéral. Le compartiment fémoro-tibial médial, décrit comme étant le compartiment de la stabilité, est composé du condyle fémoral médial et du plateau tibial médial (légèrement concave vers le haut). Le compartiment fémoro-tibial latéral, représenté comme étant le compartiment de la mobilité, est constitué du condyle fémoral latéral et du plateau tibial latéral (légèrement convexe vers le haut). Les deux condyles fémoraux, médial et latéral, sont séparés au centre par une gorge, la trochlée. Les ménisques, médial et latéral, sont des structures fibro-cartilagineuses situées respectivement au niveau du plateau tibial médial et latéral. Les ménisques augmentent la surface de contact entre le condyle fémoral et le plateau tibial, améliorent la congruence et la stabilité articulaire, et absorbent les contraintes en compression. De plus, ils protègent et lubrifient le cartilage articulaire. Le ménisque médial, de forme semi-circulaire, présente des attaches au ligament collatéral tibial et à la capsule, sa mobilité est réduite. Le ménisque latéral est quant à lui de forme circulaire et beaucoup plus mobile. Les points d'angles postéro-médial et postéro-latéral sont deux ensembles de structures présentes pour stabiliser les compartiments médial et latéral de l'articulation fémoro-tibiale. Le point d'angle postéro-médial est constitué de la coque condylienne médiale, de la corne postérieure du ménisque médial, de la terminaison du muscle semi-tendineux et du ligament poplité oblique. Le point d'angle postéro-latéral est formé du ligament collatéral fibulaire, de la coque condylienne latérale, de la corne postérieure du ménisque latéral, du ligament poplité arqué et du muscle poplité.

Les mouvements du genou sont déterminés par la forme des surfaces articulaires fémorales et tibiales et l'orientation des quatre ligaments majeurs du genou : le LCA, le ligament croisé postérieur, le ligament collatéral tibial et le ligament collatéral fibulaire. Les mouvements de flexion et d'extension du genou impliquent une combinaison de roulements et de glissements des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux. L'asymétrie des condyles fémoraux entraine un roulement plus important du condyle fémoral latéral et engendre une rotation médiale du tibia par rapport au fémur lors de la flexion et une rotation latérale lors de l'extension du genou.

Le ligament croisé postérieur a pour rôle principal de faire glisser le condyle fémoral médial vers l'arrière au cours de l'extension du genou. Il est aussi le frein primaire à la translation tibiale postérieure. Le rôle primaire du ligament collatéral tibial est de limiter le mouvement

de valgus du genou et son rôle secondaire est de restreindre la rotation latérale. le ligament collatéral fibulaire a pour rôle primaire de limiter le mouvement de varus et avec la capsule postérieure de restreindre la rotation latérale (Figure 2) [31].

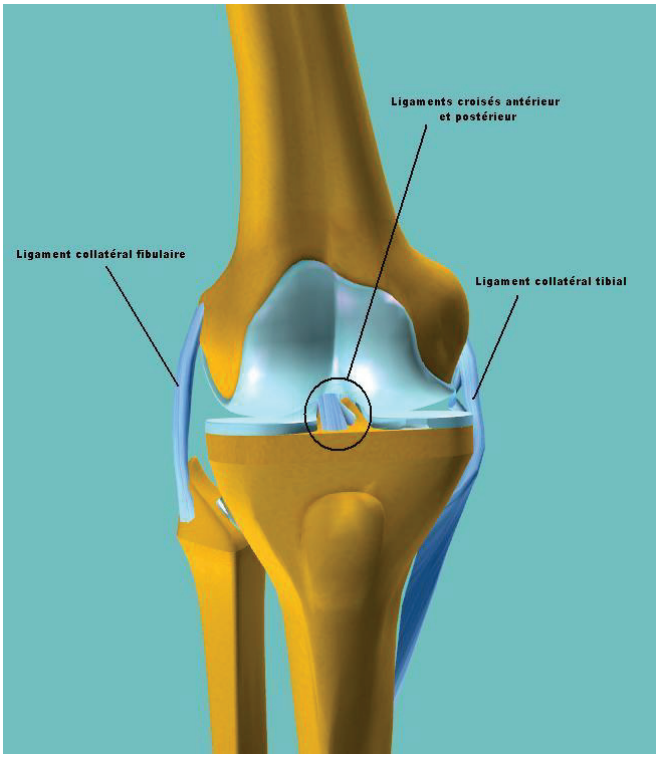


Figure 2 : Vue antérieure du genou : les ligaments

Muscles péri-articulaires du genou

Les muscles péri-articulaires du genou permettent, en premier lieu, de mobiliser activement cette articulation. De plus, ces muscles ont un rôle de stabilisateurs actifs au cours des mouvements pour renforcer les éléments passifs qui assurent la stabilité du genou.

Le Quadriceps

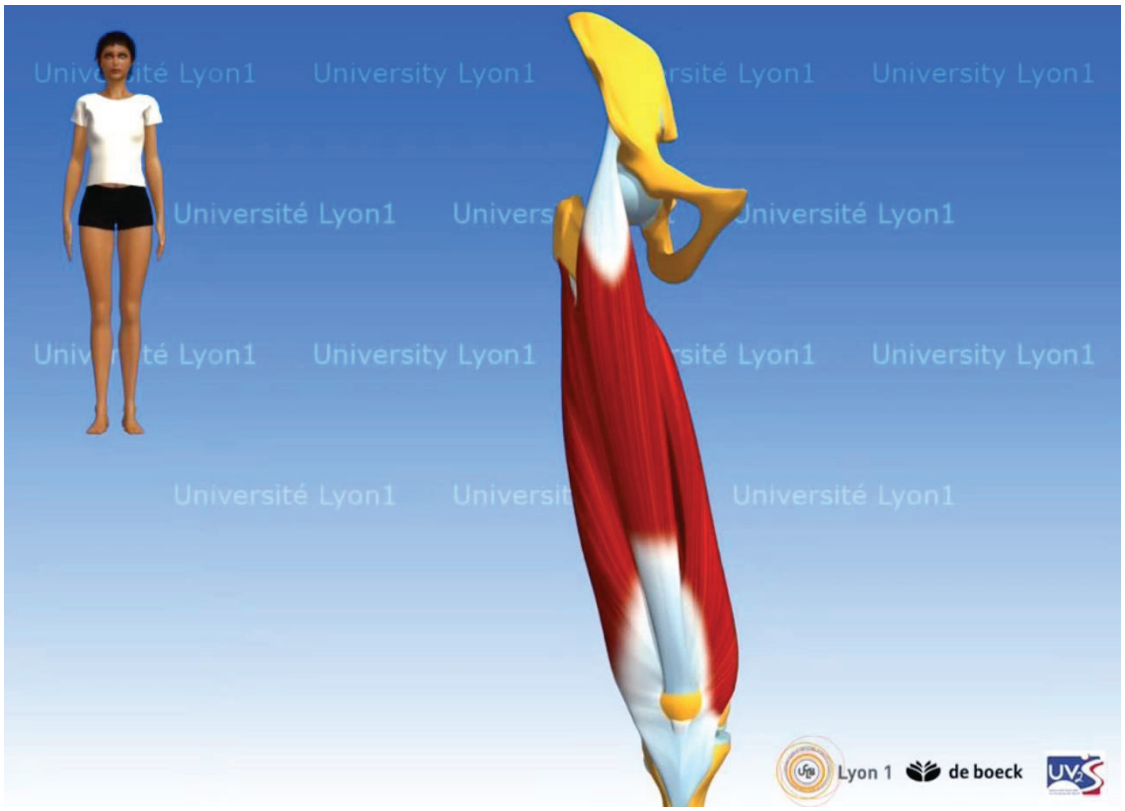


Figure 3 : Muscle Quadriceps

Le quadriceps se situe sur la face antérieure de la cuisse, il est constitué de quatre chefs : le droit fémoral (bi-articulaire), le vaste médial, le vaste latéral et le vaste intermédiaire (Figure 3).

Le droit fémoral s'insère au niveau de l'épine iliaque antéro-inférieure, le vaste intermédiaire sur la face antérieure du fémur et les vastes médial et latéral sur la face postérieure du fémur en médial et latéral respectivement. Le quadriceps se termine par le tendon quadricipital sur la patella qui est elle-même reliée à la tubérosité tibiale antérieure par le tendon patellaire.

L'action du droit fémoral est la flexion de la hanche et l'action commune du quadriceps est l'extension du genou. Au cours de la contraction du quadriceps, la tubérosité tibiale antérieure

est tractée vers l'avant, ce qui provoque une translation antérieure du tibia sous le fémur et met en tension le LCA.

Le quadriceps est stabilisateur de l'articulation fémoro-patellaire par les fibres obliques du vaste médial (vaste médial oblique) et les fibres les plus distales du vaste latéral.

Les Ischio-Jambiers

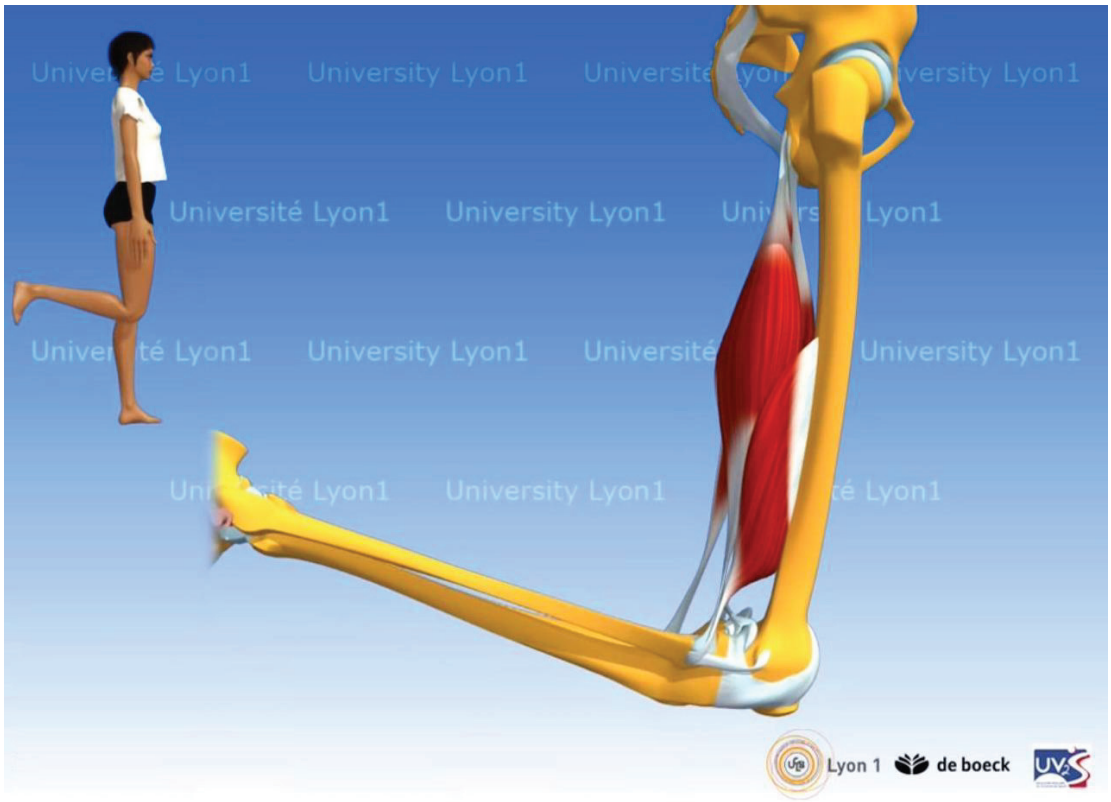


Figure 4 : Muscles Ischio-jambiers

Les ischio-jambiers sont localisés à la face postérieure de la cuisse. Le semi-tendineux et le semi-membraneux se situent au niveau médial, et le biceps fémoral au niveau latéral (Figure 4).

L'insertion sur la tubérosité ischiatique est commune pour le semi-tendineux, le semi-membraneux et le chef long du biceps fémoral. Le chef court du biceps fémoral s'insère face postérieure du fémur.

Le semi-tendineux se termine sur la face antéro-supéro-médiale du tibia au niveau de la patte d'oie, le semi-membraneux sur la face postérieure du plateau tibial médial (avec une expansion formant le ligament poplité oblique) et le biceps fémoral se termine sur la tête de la fibula.

L'action commune est la flexion du genou. En ce contractant, les ischio-jambiers ont une action antagoniste au quadriceps. Ils entrainent une translation postérieure du tibia sous le fémur qui protège et détend le LCA. De manière réflexe (« ACL-hamstring reflex arc »), la mise en tension du LCA active les mécanorécepteurs du ligament et produit une activation des ischio-jambiers dans le but de soulager activement le LCA [265].

Les chefs bi-articulaires sont aussi extenseurs de la hanche. Le semi-tendineux et le semi-membraneux sont rotateurs médiaux du genou et le biceps fémoral est rotateur latéral du genou. Ils ont un rôle important de stabilisation active du genou dans le plan horizontal par le contrôle des rotations et dans le plan frontal par le contrôle du varus/valgus du genou. Les ischio-jambiers médiaux contrôlent le valgus du genou et protègent ainsi le ligament collatéral tibial. Le biceps fémoral contrôle le varus du genou et préserve le ligament collatéral fibulaire.

Le Gracile

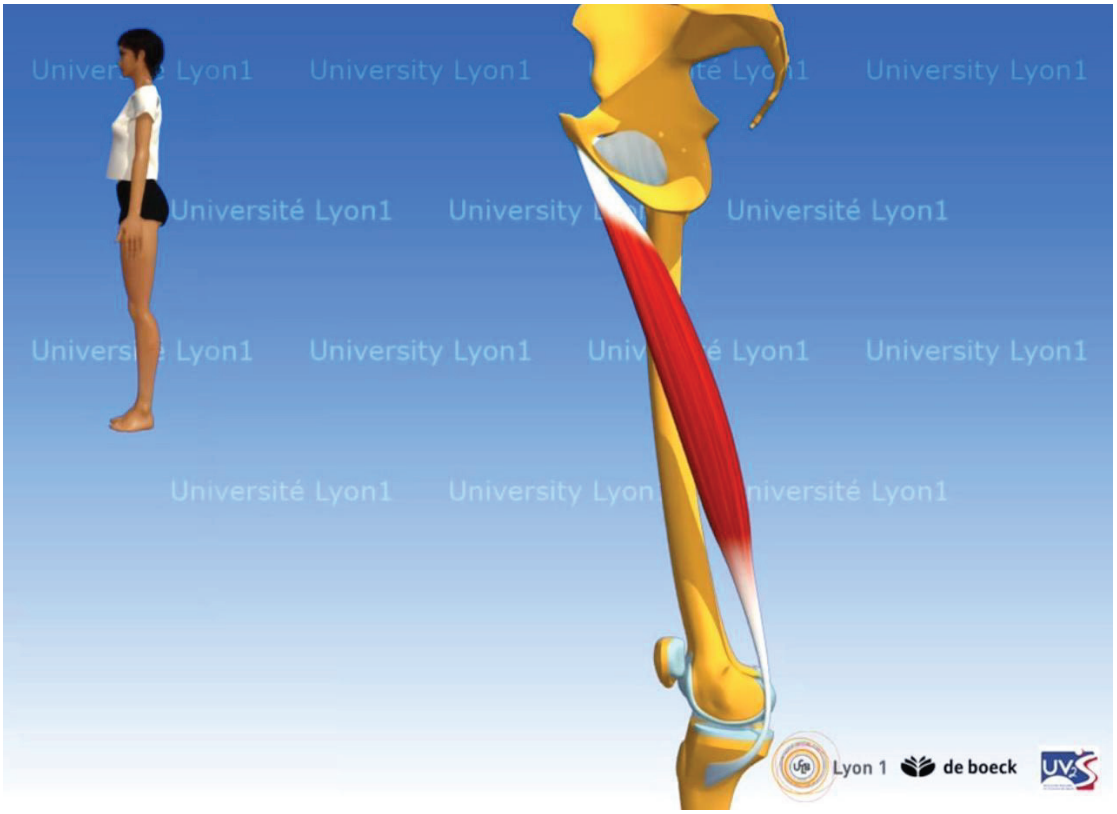


Figure 5 : Muscle Gracile

Le gracile s'insère au niveau de la branche inférieure du pubis et se termine sur le tibia au niveau de la patte d'oie (Figure 5). Il est adducteur de hanche et agoniste des ischio-jambiers médiaux au niveau du genou en étant fléchisseur et rotateur médial du genou. Il s'associe au

ischio-jambiers médiaux et au sartorius pour contrôler la rotation latérale et le valgus du genou.

Le Sartorius

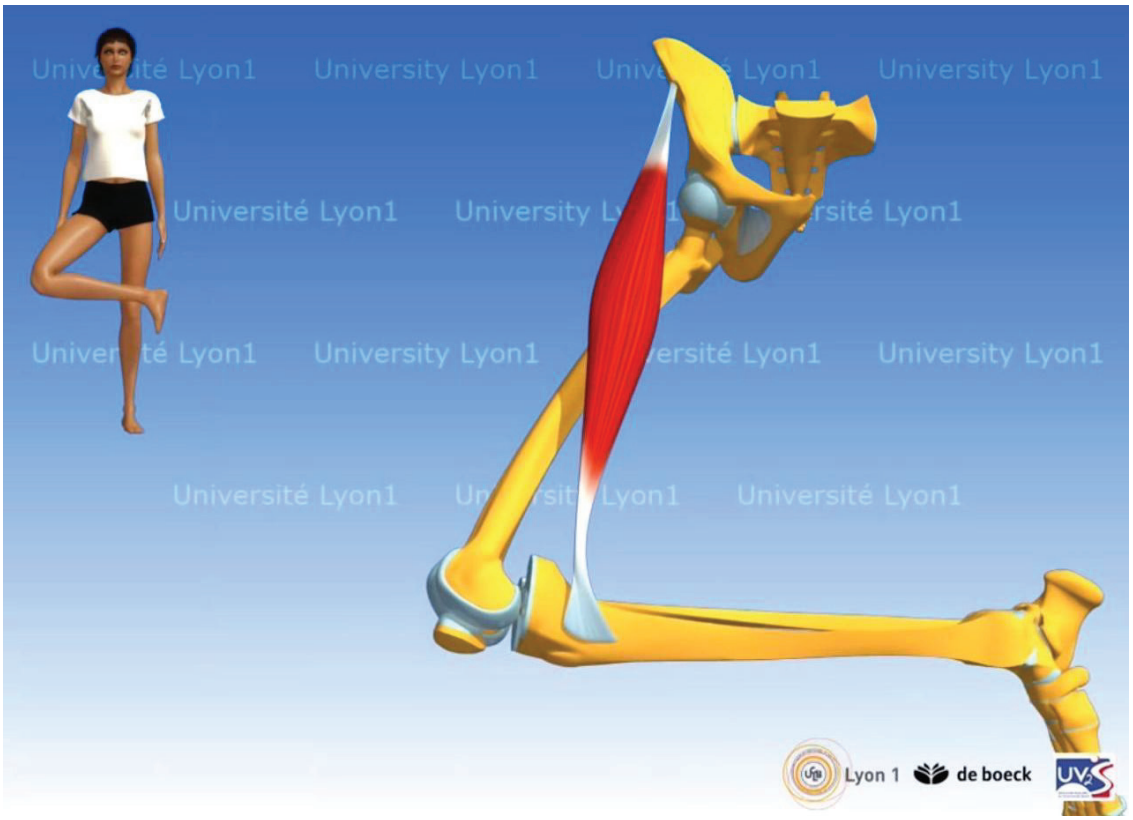


Figure 6 : Muscle Sartorius

Le sartorius s'insère sur l'épine iliaque antéro-supérieure et se termine sur le tibia au niveau de la patte d'oie avec le semi-tendineux et le gracile (Figure 6). Son action principale est la flexion, rotation latérale de hanche, la flexion et rotation médiale du genou. Il s'associe aussi aux ischio-jambiers médiaux et au gracile pour contrôler la rotation latérale et le valgus du genou.

Les Gastrocnémiens

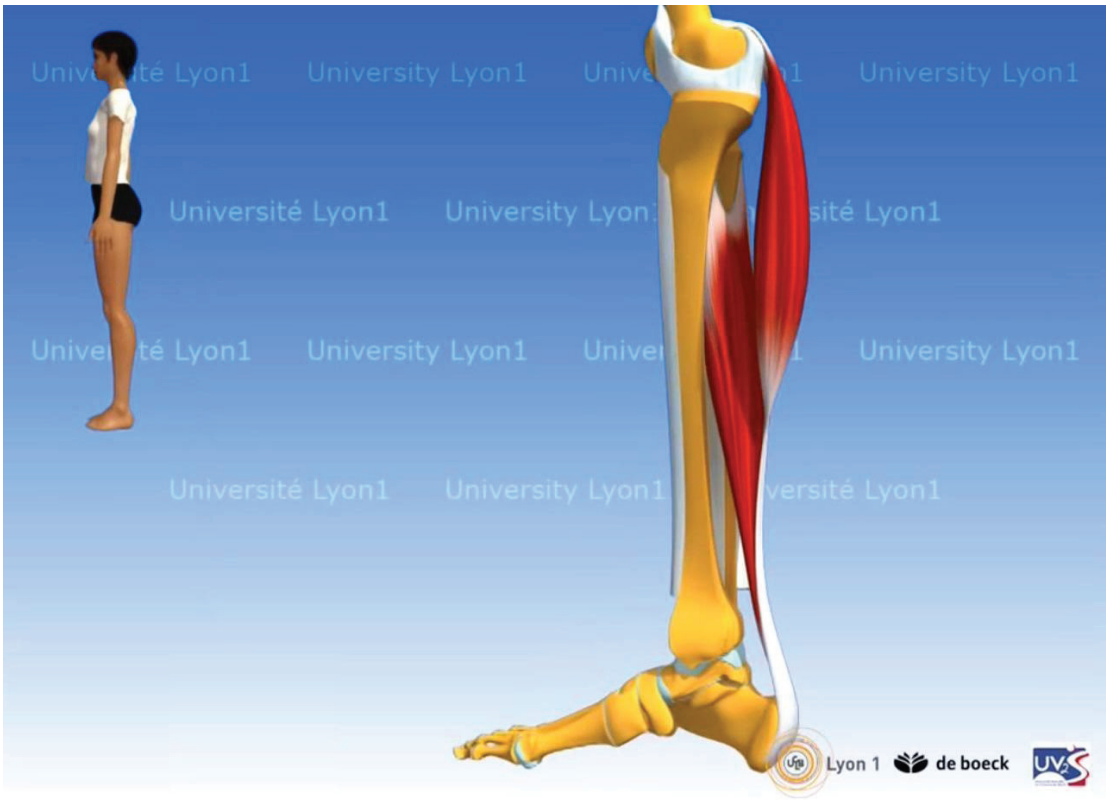


Figure 7 : Les muscles Gastrocnémiens

Les gastrocnémiens sont des muscles bi-articulaires croisant le genou et la cheville (Figure 7). Le gastrocnémien médial s'insère à la face postérieure du condyle fémoral médial et le gastrocnémien latéral à la face postérieure du condyle fémoral latéral. La terminaison est commune par le tendon d'achille à la face postéro-inférieure du calcanéum.

L'action des gastrocnémiens est la flexion plantaire de cheville et la flexion du genou. Les gastrocnémiens participent au contrôle des rotations et du varus/valgus du genou et renforcent, par leurs insertions, les coques condyliennes.

Le Poplité

Le Poplité est un muscle court, qui s'insère face latérale du condyle fémoral latéral et se termine face postéro-supéro-médiale du tibia. Son rôle principal est de démarrer la flexion du genou. En plus, il agit comme un renfort postéro-latéral et contrôle la rotation latérale du genou.

Le Grand Fessier, Le muscle Tenseur du fascia-lata et le tractus ilio-tibial

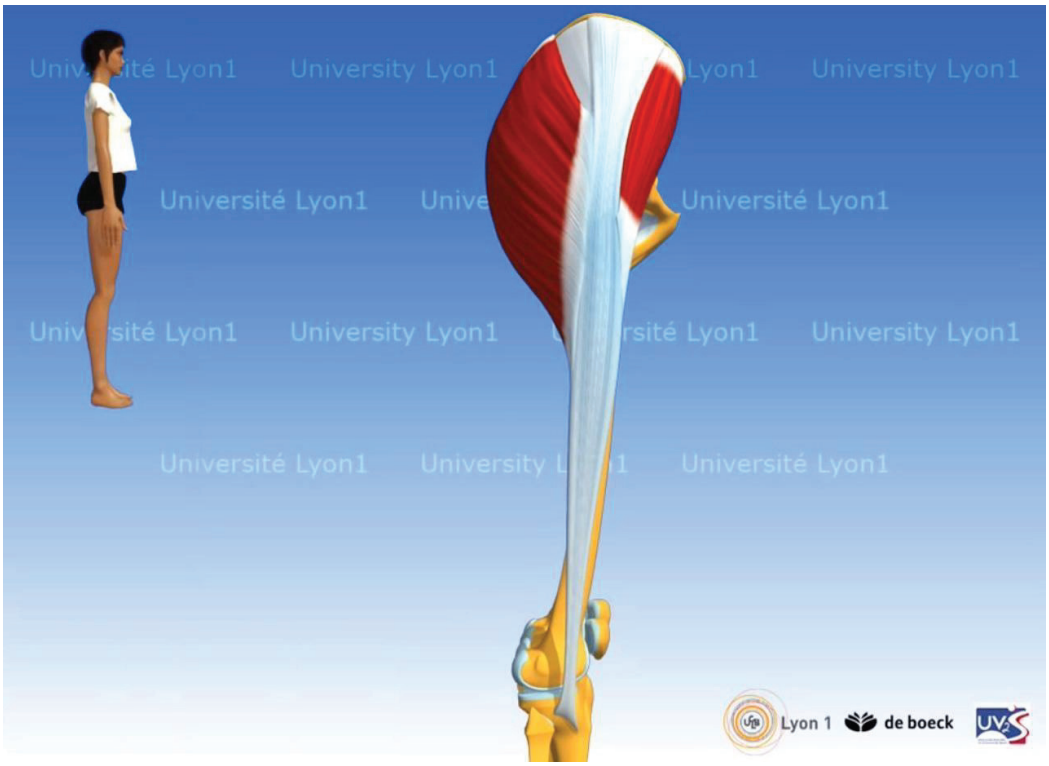


Figure 8 : Muscles Grand Fessier, Tenseur du fascia-lata et tractus ilio-tibial

Le muscle grand fessier ne croise pas le genou, cependant, il exerce, à distance, un rôle important sur cette articulation (Figure 8). Ce muscle se divise en deux chefs : profond et superficiel. Le chef profond s'insère sur la face postéro-latérale de la crête iliaque et de la fosse iliaque, le bord postéro-latéral du sacrum et du coccyx, les ligaments sacro-tubéral et sacro-épineux et se termine face postérieure du fémur sur la ligne âpre. Le chef superficiel s'insère sur le quart postérieur de la crête iliaque et la face postérieure du sacrum. Il se termine au niveau du tiers supérieur du tractus ilio-tibial (à la partie postérieure).

Le muscle Tenseur du fascia-lata s'insère sur la partie latérale de l'épine iliaque antéro-supérieure et se termine au niveau du tiers supérieur du tractus ilio-tibial (à la partie antérieure) (Figure 8).

Le tractus ilio-tibial est une bandelette fibreuse se situant face latérale de la cuisse (Figure 8). Ce tractus s'insère sur la partie latérale de la crête iliaque au niveau du tiers antérieur. Il descend le long de la face latérale de la cuisse et se termine sur le tubercule infra-condylaire médial du tibia (tubercule de Gerdy).

La contraction du chef superficiel du grand fessier et du tenseur du fascia-lata met en tension le tractus ilio-tibial qui agit comme stabilisateur latéral de la hanche et du genou.

Annexe 2

IKDC Subjective knee evaluation form

IKDC SUBJECTIVE KNEE EVALUATION FORM

Your Full Name_____

Today's Date: _____/_____/_____ Date of Injury: _____/_____/_____
Day Month Year Day Month Year

SYMPTOMS*:

*Grade symptoms at the highest activity level at which you think you could function without significant symptoms, even if you are not actually performing activities at this level.

1. What is the highest level of activity that you can perform without significant knee pain?

❑Very strenuous activities like jumping or pivoting as in basketball or soccer
❑Strenuous activities like heavy physical work, skiing or tennis
❑Moderate activities like moderate physical work, running or jogging
❑Light activities like walking, housework or yard work
❑Unable to perform any of the above activities due to knee pain

2. During the past 4 weeks, or since your injury, how often have you had pain?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Never	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	Constant

3. If you have pain, how severe is it?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
No pain	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	Worst pain imaginable

4. During the past 4 weeks, or since your injury, how stiff or swollen was your knee?

❑Not at all
❑Mildly
❑Moderately
❑Very
❑Extremely

5. What is the highest level of activity you can perform without significant swelling in your knee?

❑Very strenuous activities like jumping or pivoting as in basketball or soccer
❑Strenuous activities like heavy physical work, skiing or tennis
❑Moderate activities like moderate physical work, running or jogging
❑Light activities like walking, housework, or yard work
❑Unable to perform any of the above activities due to knee swelling

6. During the past 4 weeks, or since your injury, did your knee lock or catch?

❑Yes ❑No

7. What is the highest level of activity you can perform without significant giving way in your knee?

❑Very strenuous activities like jumping or pivoting as in basketball or soccer
❑Strenuous activities like heavy physical work, skiing or tennis
❑Moderate activities like moderate physical work, running or jogging
❑Light activities like walking, housework or yard work
❑Unable to perform any of the above activities due to giving way of the knee

SPORTS ACTIVITIES:

8. What is the highest level of activity you can participate in on a regular basis?

❑Very strenuous activities like jumping or pivoting as in basketball or soccer
❑Strenuous activities like heavy physical work, skiing or tennis
❑Moderate activities like moderate physical work, running or jogging
❑Light activities like walking, housework or yard work
❑Unable to perform any of the above activities due to knee

9. How does your knee affect your ability to:

	Not difficult at all	Minimally difficult	Moderately difficult	Extremely difficult	Unable to do
a. Go up stairs	❑	❑	❑	❑	❑
b. Go down stairs	❑	❑	❑	❑	❑
c. Kneel on the front of your knee	❑	❑	❑	❑	❑
d. Squat	❑	❑	❑	❑	❑
e. Sit with your knee bent	❑	❑	❑	❑	❑
f. Rise from a chair	❑	❑	❑	❑	❑
g. Run straight ahead	❑	❑	❑	❑	❑
h. Jump and land on your involved leg	❑	❑	❑	❑	❑
i. Stop and start quickly	❑	❑	❑	❑	❑

FUNCTION:

10. How would you rate the function of your knee on a scale of 0 to 10 with 10 being normal, excellent function and 0 being the inability to perform any of your usual daily activities which may include sports?

FUNCTION PRIOR TO YOUR KNEE INJURY:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Cannot perform daily activities	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	No limitation in daily activities

CURRENT FUNCTION OF YOUR KNEE:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Cannot perform daily activities	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	❑	No limitation in daily activities

Scoring Instructions for the 2000 IKDC Subjective Knee Evaluation Form

Several methods of scoring the IKDC Subjective Knee Evaluation Form were investigated. The results indicated that summing the scores for each item performed as well as more sophisticated scoring methods.

The responses to each item are scored using an ordinal method such that a score of 1 is given to responses that represent the lowest level of function or highest level of symptoms.

For example, item 1, which is related to the highest level of activity without significant pain is scored by assigning a score of 1 to the response "Unable to Perform Any of the Above Activities Due to Knee" and a score of 5 to the response "Very strenuous activities like jumping or pivoting as in basketball or soccer". For item 2, which is related to the frequency of pain over the past 4 weeks, the response "Constant" is assigned a score of 1 and "Never" is assigned a score of 11.

The IKDC Subjective Knee Evaluation Form is scored by summing the scores for the individual items and then transforming the score to a scale that ranges from 0 to 100. **Note**: The response to item 10 "Function Prior to Knee Injury" is not included in the overall score. The steps to score the IKDC Subjective Knee Evaluation Form are as follows:

1. Assign a score to the individual's response for each item, such that lowest score represents the lowest level of function or highest level of symptoms.
2. Calculate the raw score by summing the responses to all items with the exception of the response to item 10 "Function Prior to Your Knee Injury"
3. Transform the raw score to a 0 to 100 scale as follows:

$$\text{IKDC Score} = \left[\frac{\text{Raw Score} - \text{Lowest Possible Score}}{\text{Range of Scores}}\right] \text{x}100$$

Where the lowest possible score is 18 and the range of possible scores is 87. Thus, if the sum of scores for the 18 items is 60, the IKDC Score would be calculated as follows:

$$\text{IKDC Score} = \left[\frac{60 - 18}{87}\right] \text{x}100$$

$$\text{IKDC Score} = 48.3$$

The transformed score is interpreted as a measure of function such that higher scores represent higher levels of function and lower levels of symptoms. A score of 100 is interpreted to mean no limitation with activities of daily living or sports activities and the absence of symptoms.
The IKDC Subjective Knee Score can still be calculated if there are missing data, as long as there are responses to at least 90% of the items (i.e. responses have been provided for at least 16 items). To calculate the raw IKDC score when there are missing data, substitute the average score of the items that have been answered for the missing item score(s). Once the raw IKDC score has been calculated, it is transformed to the IKDC Subjective Knee Score as described above.

Adaptated from : Irrgang, J. J., Anderson, A. F., Boland, A. L., Harner, C. D., Kurosaka, M., Neyret, P., *et al.* (2001). Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form. Am J Sports Med, 29(5), 600-613.

IKDC COMMITTEE AOSSM: Anderson, A., Bergfeld, J., Boland, A. Dye, S., Feagin, J., Harner, C. Mohtadi, N. Richmond, J. Shelbourne, D., Terry, G. ESSKA: Staubli, H., Hefti, F., Hoher, J., Jacob, R., Mueller, W., Neyret, P. APOSSM: Chan, K., Kurosaka, M.

Annexe 3

Niveau d'activité selon l'échelle de Tegner *et al.* [118]

TEGNER ACTIVITY LEVEL SCALE

Level 10	**Competitive sports: soccer, football, rugby (national elite)**
Level 9	**Competitive sports: soccer, football, rugby (lower divisions), ice hockey, wrestling, gymnastics, basketball**
Level 8	**Competitive sports: racquetball or bandy, squash or badminton, track and field athletics (jumping, etc.), down-hill skiing**
Level 7	**Competitive sports: tennis, running, motorcars speedway, handball** **Recreational sports: soccer, football, rugby, bandy, ice hockey, basketball, squash, racquetball, running**
Level 6	**Recreational sports: tennis and badminton, handball, racquetball, down-hill skiing, jogging at least 5 times per week**
Level 5	**Work- heavy labor (construction, etc.)** **Competitive sports: cycling, cross-country skiing,** **Recreational sports: jogging on uneven ground at least twice weekly**
Level 4	**Work- moderately heavy labor (e.g. truck driving, etc.)**
Level 3	**Work- light labor (nursing, etc.)**
Level 2	**Work- light labor** **Walking on uneven ground possible, but impossible to back pack or hike**
Level 1	**Work- sedentary (secretarial, etc.)**
Level 0	**Sick leave or disability pension because of knee problems**

Annexe 4

Motion alterations after ACL-R: comparison of the injured and non-injured lower limbs during a single-leg jump.

Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Blache, Y., Monteil, K.

Journal of Athletic Training, 2014, doi: 10.4085/1062-6050-49.3.11

Journal of Athletic Training 2014;49(3):000–000
doi: 10.4085/1062-6050-49.3.11
© by the National Athletic Trainers' Association, Inc
www.natajournals.org

original research

Motion Alterations After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Comparison of the Injured and Uninjured Lower Limbs During a Single-Legged Jump

Benoît Pairot de Fontenay, PT; Sebastien Argaud, PT; Yoann Blache, MS; Karine Monteil, PhD

Université de Lyon—Université Claude Bernard, France

Context: Asymmetries subsist after anterior cruciate ligament reconstruction (ACL-R), and it is unclear how lower limb motion is altered in the context of a dynamic movement.

Objective: To highlight the alterations observed in the injured limb (IL) during the performance of a dynamic movement after ACL-R.

Design: Cross-sectional study.

Setting: Research laboratory.

Patients or Other Participants: A total of 11 men (age = 23.3 ± 3.8 years, mass = 81.2 ± 17.0 kg) who underwent ACL-R took part in this study 7.3 ± 1.1 months (range = 6–9 months) after surgery.

Intervention(s): Kinematic and kinetic analyses of a single-legged squat jump were performed. The uninjured leg (UL) was used as the control variable.

Main Outcome Measure(s): Kinematic and kinetic variables.

Results: Jump height was 24% less for the IL than the UL ($F_{1,9} = 23.3$, $P = .001$), whereas the push-off phase duration was similar for both lower limbs ($P = .96$). Knee-joint extension ($F_{1,9} = 11.4$, $P = .009$), and ankle plantar flexion ($F_{1,9} = 22.6$, $P = .001$) were less at takeoff for the IL than the UL. The hip angle at takeoff was not different between lower limbs ($P = .09$). We found that total moment was 14% less ($F_{1,9} = 11.1$, $P = .01$) and total power was 35% less ($F_{1,9} = 24.2$, $P = .001$) for the IL than the UL. Maximal hip ($P = .09$) and knee ($P = .21$) power was not different between legs. The IL had 34% less maximal ankle power ($F_{1,9} = 11.3$, $P = .009$) and 31% less angular velocity of ankle plantar flexion ($F_{1,9} = 17.8$, $P = .004$) than the UL.

Conclusions: At 7.3 months after ACL-R, motion alterations were present in the IL, leading to a decrease in dynamic movement performance. Enhancing the tools for assessing articular and muscular variables during a multijoint movement would help to individualize rehabilitation protocols after ACL-R.

Key Words: knee, dynamic movement, hop test, rehabilitation

In Press

Key Points

- Kinematic and kinetic alterations were demonstrated in the injured leg at 7.3 months after anterior cruciate ligament reconstruction.
- These alterations led to decreased jump height during a single-legged squat jump in the injured leg.
- Enhancing tools for assessing articular and muscular variables during a multijoint movement would help to individualize rehabilitation protocols after anterior cruciate ligament reconstruction.

Anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction involving bone-patellar tendon-bone (BPTB) or hamstrings tendon grafts has been commonly used after ACL rupture.[1] Ligament reconstruction often requires a long period of recovery, with a return to sport typically around 6.2 months after surgery.[2] However, the return to high-performance pivoting sports is not ensured. Sixty-seven turn to their preinjury sport participation levels by 12 months after surgery.[3]

Postoperative follow up, therefore, is crucial to evaluate the functional states of patients and individualize rehabilitation programs to achieve optimal recovery. Currently, several variables can help to monitor postoperative follow up[4]: (1) clinical measures, such as edema, pain, mobility, and stability of the knee joint; (2) subjective measures, such as the subjective knee form of the International Knee Documentation Committee[5]; and (3) objective measures, such as the measurement of anterior translation of the tibia on radiographs and the assessment of muscular recovery. To evaluate muscular recovery, 2 main types of tests are performed: an isokinetic test[6] and functional tests.[6,7] The uninjured limb (UL) is used as a reference, and the goal of rehabilitation is to increase side-to-side symmetry.[6,8–10]

The isokinetic test helps to quantify muscular recovery by measuring peak muscle torque of the extensor and flexor muscles of the knee joint. Some authors[1,11] have shown deficits in the quadriceps and hamstrings muscles after ACL reconstruction. However, this test solely focuses on the knee joint and does not take into account the multijoint dimension of movements performed in sport activities.[12]

Functional tests use single-legged functional movements involving the hip, knee, and ankle joints to identify performance deficits between the lower extremities. During vertical jumps, jump height was 14% to 24% less in the

injured leg (IL) than in the UL[13] 6 months after ACL reconstruction. Mohtadi et al[1] concluded that the results of functional tests did not differ with graft location. Functional tests use movements performed in sport activities, but they do not allow the identification of the deficit variables[7] in terms of specific limitations responsible for the decrease in performance. In addition, these tests do not allow deficits to be corrected during rehabilitation.

Some authors[14,15] have suggested the development of joint adaptations during multijoint movements after ACL reconstruction, consisting of modified joint positions and range of motion of the lower limb joints. Decker et al[14] reported greater hip-extension and ankle plantar-flexion angles at initial ground contact during landing in the injured group than in the control group, and Pfeifer and Banzer[15] observed that the range of motion of the knee joint during cycle single-legged jumps was less in the IL than in the UL. For kinetic analysis, Ernst et al[16] measured a lower maximal knee moment in the IL than the UL and equivalent maximal hip and ankle moments in both limbs. Castanharo et al[17] studied maximal power during a bilateral vertical jump and also noted a decrease in maximal knee power and equivalent maximal hip power in the ACL group compared with the control group. In these studies, joint and muscular variables were analyzed independently.

Therefore, the purpose of our study was to highlight the alterations observed in the IL during the performance of a dynamic movement after ACL reconstruction. Our aim was to bring additional information to the current knowledge in the field of movement analysis to help multidisciplinary teams improve rehabilitation after ACL reconstruction. We hypothesized that (1) jump height would be less in the IL than in UL, (2) we would find kinematic alterations with a modification in the joint positions of the lower limb joints of the IL at takeoff, and (3) we would find kinetic alterations with decreases in maximal knee moment and power in the IL compensated for by an increase in hip and ankle maximal moments and powers.

METHODS

Participants

A total of 11 men (age = 23.3 ± 3.8 years, mass = 81.2 ± 17.0 kg) who underwent surgical reconstruction of unilateral isolated ACL tears with BPTB (n = 6) or hamstrings tendon (n = 5) grafts participated in the study. They took part in the experiment 7.3 ± 1.1 months (range = 6–8.5 months) after surgery, when they were identified as able to return to sport activities using the following criteria: no pain during activities of daily living or rehabilitation sessions, no episodes of "giving way," full range of motion at the knee joint, and in the last stage of the rehabilitation program. The rehabilitation protocols had a similar number of training sessions with similar content (ie, electrotherapy, neuromuscular reeducation, strengthening exercises, and functional training). Participants had no history of surgery or traumatic injury to the contralateral limb or of injury to the IL after the surgery. All participants provided written informed consent, and the study was approved by the Ethical Committee of the Université de Lyon – Université Claude Bernard.

Testing Procedures

The squat jump was chosen because this task is similar to movements performed in sport activities.[18] Upper limb motion was forbidden so that we could focus on lower limb motion. No countermovement was allowed, thereby eliminating the stretch-shortening cycle effect, which enabled us to analyze the capacity to generate force during the concentric muscular-contraction phase. Participants performed warm-up and jump-training sessions to become familiar with the task and minimize possible sources of bias, such as countermovement. Subsequently, each participant performed 6 maximal single-legged squat jumps: 3 jumps on the IL and 3 jumps on the UL in randomized order. The initial position was the preferred position they chose, and they were instructed to jump as high as possible without downward movement. They were told to keep their hands on their hips for the duration of the jump to avoid back movements.

Instrumentation

Reflective markers were placed on the following anatomic landmarks according to the anthropometric data of Winter[19]: fifth metatarsophalangeal joint, lateral malleolus, lateral femoral condyle, greater trochanter, and acromion process. Participants jumped with the foot on a force platform (Advanced Mechanical Technology, Inc, Watertown, MA) with a frequency of 1000 Hz while they were filmed in the sagittal plane with a 100-Hz camcorder (model UI-2220SE; Imaging Development Systems, Obersulm, Germany).

Data Analysis

Both kinematic and kinetic data of the push-off phase of a single-legged squat jump were analyzed. The goal was to assess the recovery in terms of performance after ACL reconstruction. Kinetic and kinematic data were smoothed with a zero-lag, fourth order, low-pass Butterworth filter with cutoff frequencies of 15 Hz and 10 Hz, respectively. Kinetic data were down-sampled to 100 Hz. A 4 rigid-segments model (foot, shank, thigh, and upper body [ie, head, arms, and trunk]) was obtained from the digitalization of the center of the landmarks. The mean and standard deviation (SD) of the vertical ground reaction force (Rz) was determined over the first second in which the participant held the initial position. After this first second when Rz decreased more than 3 SDs below body weight, the trial was discontinued. The beginning of the push-off phase (POP) corresponded to the instant when, after the first second, Rz increased more than 2 SDs above body weight (adapted from Vanrenterghem et al[20]). Next, the kinematic and kinetic data were synchronized. For this purpose, we determined the end of the POP for the kinematics and kinetics, which corresponded to the last frame when the foot was in contact with the ground and the last time sample before Rz decreased to zero, respectively. For further analysis, the best of the 3 trials, based on the maximal height reached during flight, was selected. The jump height was calculated by the raising of the body's center of mass between the standing position and the position at the apex of the jump. The location of the center of mass was determined using anthropometric data from Winter,[19] and

Online First

Table 1. Injured- and Uninjured-Limb Jump Height, Push-Off Phase Duration, Joint Angles at Takeoff and Total and Maximal Moments During a Single-Legged Jump(Mean ± SD)

Variable	Joint	Injured Limb	Uninjured Limb	*P* Value
Jump height, cm		16 ± 0.06[a]	21 ± 0.04	.001
Push-off phase duration, ms		464 ± 68	465 ± 105	.97
Joint angle at takeoff, °	Hip	160.78 ± 8.43	166 ± 5.60	.11
	Knee	14.82 ± 9.05[a]	2.22 ± 7.54	.009
	Ankle	134.00 ± 8.22[a]	145.79 ± 8.87	.001
Maximal moment, N·m/kg	Total	4.60 ± 0.70[b]	5.34 ± 0.81	.01
	Hip	1.23 ± 0.48	1.52 ± 0.66	.24
	Knee	1.32 ± 0.74	1.60 ± 0.71	.22
	Ankle	2.05 ± 0.84	2.22 ± 0.88	.40

[a] Indicates $P < .01$.
[b] Indicates $P < .05$.

joint angles (hip, knee, and ankle) were calculated from the absolute coordinates of the landmarks. The net moments of the hip, knee, and ankle joints during the POP were calculated using a standard inverse-dynamic procedure. The joint power was equal to the product of the joint moment and the angular joint velocity during the POP. The values of moment and power were normalized by participant body mass. Maximal moments and powers corresponded to the maximal value of the moment and the power for the hip, knee, and ankle joints during the POP. At maximal joint power, the values of the joint moment and the angular joint velocity were reported. Total joint moment and power corresponded to the sum of each maximal moment[16] and power of the lower limb joints. Positive moments and powers were defined as *joint extension*.

Statistical Analyses

All data were analyzed using a 2-factor analysis-of-variance model with lower extremity (IL, UL) as a repeated factor and group (BPTB graft, hamstrings tendon graft) as a between-subjects factor. The α level was set at .05. Effect sizes (Glass Δ) were calculated and reported when we found differences.[21] Statistical analyses were conducted using the distribution free software R (version R.2.7.2.; R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria).

RESULTS

For all data, the analysis of variance revealed no interaction between lower limb and group. In the studied population, we found no effect of surgical technique on functional recovery. We report only the results of the ACL reconstruction independent from the graft location.

Jump height was 24% less in the IL than the UL ($F_{1,9} = 23.3$, $P = .001$, Glass $\Delta = 0.86$). The POP duration was similar in both legs, with a value of 464 ± 68 milliseconds in the IL and 465 ± 105 milliseconds in the UL ($F_{1,9} = 0.0$, $P = .97$; Table 1).

The takeoff joint angle of the hip was not different between the IL and the UL ($F_{1,9} = 2.6$, $P = .11$). We found that knee-joint extension was less at takeoff ($F_{1,9} = 11.4$, $P = .009$, Glass $\Delta = 1.39$), and ankle plantar flexion was less ($F_{1,9} = 22.6$, $P = .001$, Glass $\Delta = 1.43$) in the IL than the UL. All takeoff joint angles are reported in Table 1.

Total moment was 14% less in the IL than the UL ($F_{1,9} = 11.1$, $P = .01$, Glass $\Delta = 1.01$). However, maximal moments were similar for the hip ($F_{1,9} = 0.0$, $P = 24$), knee ($F_{1,9} = 1.8$, $P = .22$), and ankle ($F_{1,9} = 0.8$, $P = .40$) joints between groups (Table 1).

Ttotal power was 35% less in the IL than the UL ($F_{1,9} = 24.2$, $P = .001$, Glass $\Delta = 1.17$). Maximal hip and knee power was not different between groups, with values of 3.19 ± 2.11 W/kg in the IL and 5.56 ± 3.18 W/kg in the UL for the hip joint ($F_{1,9} = 0.1$, $P = .09$) and 3.67 ± 3.02 W/kg in the IL and 5.53 ± 3.79 W/kg in the UL for the knee joint ($F_{1,9} = 1.6$, $P = .24$) (Table 2). Mmaximal ankle power was 34% less in the IL than the UL ($F_{1,9} = 11.3$, $P = .009$, Glass $\Delta = 0.74$; Figure).

The values of joint moment and angular joint velocity at maximal power for each lower limb joint are reported in Table 2. For the ankle joint, we noted that joint moment was similar ($F_{1,9} = 0.8$, $P = .41$) and angular velocity was 31% less for the IL than the UL ($F_{1,9} = 17.8$, $P = .004$, Glass $\Delta = 2.01$).

Table 2. Injured- and Uninjured Limb Angular Velocity and Moment at Maximal Power in the Hip, Knee, and Ankle Joints

Variable	Joint	Injured Limb	Uninjured Limb	*P* Value
Maximal power, W/kg	Hip	3.19 ± 2.11	5.56 ± 3.18	.09
	Knee	3.67 ± 3.02	5.53 ± 3.79	.24
	Ankle	12.37 ± 8.60[a]	18.72 ± 9.10	.009
Angular velocity, °/s	Hip	200.00 ± 8.22	272.79 ± 8.87	.14
	Knee	204.29 ± 9.05	256.98 ± 7.54	.16
	Ankle	364.30 ± 8.43[a]	526.74 ± 5.60	.004
Joint moment, N·m/kg	Hip	0.84 ± 0.84	1.05 ± 0.88	.45
	Knee	0.95 ± 0.74	1.05 ± 0.71	.61
	Ankle	1.44 ± 0.48	1.57 ± 0.66	.41

[a] Indicates $P < .01$.

Online First

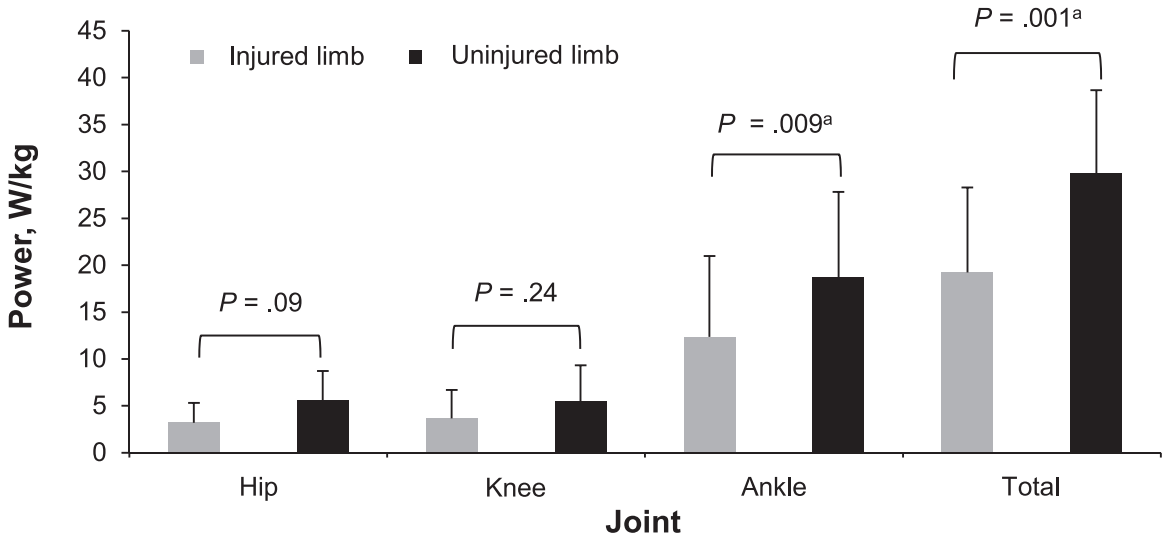


Figure. Maximal power of the hip, knee, and ankle joints in the injured limb and the uninjured limb during the push-off phase of a single-legged squat jump and total power in the injured limb and uninjured limb. [a] Indicates $P < .01$.

DISCUSSION

After ACL reconstruction and when patients were clinically ready to return to sport activities, asymmetry was noted in jump performance. We found jump height was 24% less in the IL than the UL after ACL reconstruction. This decrease confirms the findings of Gustavsson et al,[13] who also observed a 24% decrease during vertical jump after surgery. The release velocity of the body's center of mass r at takeoff was reduced; however, we did not find greater POP duration in the IL than the UL. Given that the time to produce force was the same after ACL reconstruction, the capacity to generate the force was reduced. Through the analysis of joint kinematics and kinetics, our discussion aims to identify the articular or muscular variables that are altered after surgery and lead to the decrease in jump height.

Joint Kinematics

After ACL reconstruction, knee-joint extension was less at takeoff in the IL than the UL. We think that a phenomenon of "overprotection" of the knee joint develops after surgery on the IL. Psychological factors, such as the fear of reinjury, have been shown to limit the extent of functional recovery after ACL reconstruction[12,22] and, therefore, may limit knee-joint extension. During dynamic movements and given the anatomic constraint,[23] antagonist muscles play the role of "brakes" against the movement to protect the joint. In this study, we speculate that early contraction of the hamstrings muscles slowed knee-joint extension during the performance of a single-legged jump. We also can suggest that this phenomenon could be related to the deficit in proprioception observed in the knee joint after ACL injury and surgery.[24,25] Katayama et al[25] described a correlation between reduced joint position sense and decreased jumping performance after ACL injury, whereas MacDonald et al[24] observed a higher threshold to detect passive motion of the knee joint in the IL than UL after ACL reconstruction. The reduced knee extension in the IL affects the ankle joint by limiting plantar flexion. The limitation of both the extension of the knee joint and ankle plantar flexion could decrease the vertical energy generation during the POP after ACL reconstruction, leading to a decrease in jumping performance in the IL compared with the UL.

Joint Kinetics

We observed a 14% deficit in total moment but no difference for maximal moments of the hip, knee, and ankle joints between the IL and UL. This result is related to the insignificant difference observed for each maximal joint moment. However, summing the 3 maximal moments amplifies the difference and leads to significance. Given that a moment is mainly the result of muscular forces, we suggest that the global muscular recovery of the lower limb is not complete in the IL after ACL reconstruction. These results contrast with the findings of Ernst et al,[16] who reported equal total moments, decreased maximal knee moment, and no difference for the maximal hip and ankle moments between the IL and UL after ACL reconstruction. The nonstandardization of the testing procedures in their study[16] limits the comparison with our results. Their participants performed a single-legged jump and used their natural jumping techniques with no restriction on countermovement or use of the upper limbs. Motion of the upper limbs can affect the mechanical output of the lower limb joints[26–30] and, thereby modify jump performance by increasing the control of balance and changing the orientation of the body at takeoff.[31] Moreover, Ernst et al[16] assessed the stretch-shortening cycle, whereas we focused only on the concentric contraction during the POP of a jump. These differences in methods and testing procedures could explain the variability observed in the results between our studies.

Webster et al[32] analyzed energy dissipation during eccentric contraction through the landing of a vertical jump. They found equal total moments and decreased maximal knee- flexion moment between the IL and UL and no effect of surgical technique (BPTB or hamstrings tendon grafts) on these variables. The difference in the mode of

Online First

muscular contraction could explain the disparity between their results[32] and ours.

We observed a decrease of 35% in total power that can be explained by the 34% decrease in maximal ankle power between the IL and the UL. By dividing the maximal ankle power into the joint moment and the angular velocity, we demonstrated that the deficit in maximal ankle power does not come from an alteration in joint moment but from a decrease in the angular velocity of ankle plantar flexion. Our results showed that maximal hip and knee power was not different between legs. Our findings contrast with those of Castanharo et al,[17] who observed a decrease in the maximal knee power and similar maximal hip power during a bilateral squat jump. However, they did not measure the total power or maximal ankle power. The different outcomes between their study[17] and ours could be related to the nature of the activity performed. Indeed, different motion strategies are adopted for double-legged and single-legged jumps.[33] Yeow et al[33] noted a greater hip and knee contribution to dissipate energy during a double-legged landing, whereas the hip and ankle dissipated most of the energy during a single-legged landing. Moreover, most ACL injuries occur during landing.[34] It is then that the fear of reinjury could limit the use of the knee joint and decrease knee power at landing.

In our study, kinematic and kinetic data were not different between ACL reconstruction with BPTB and hamstrings tendon grafts. These results are supported by researchers who have shown no differences among graft types used in ACL ligamentoplasty, especially for functional and kinematic outcomes.[1,35–37] Nevertheless, our results cannot be generalized due to the small sample sizes of the 2 subgroups.

The originality of our work is in the way we analyzed maximal joint power; dividing the power into the joint moment and the joint angular velocity allows more accurate identification of the deficit. Rehabilitation, therefore, could be individualized to optimize recovery after ACL ligamentoplasty.

CONCLUSIONS

At 7.3 months after ACL reconstruction, clear kinematic and kinetic alterations were demonstrated in the IL compared with the UL. These modifications led to a decrease in jump height during the performance of a single-legged squat jump. Our study highlights (1) smaller knee-extension and ankle plantar-flexion angles at takeoff, (2) decreases in both total moment and power, and (3) reduced maximal ankle power with decreased angular velocity of ankle plantar flexion.

The main implication of our work is to highlight the importance of expanding the movement analysis. Enhancing the tools for assessing articular and muscular variables during a multijoint movement would help multidisciplinary teams to individualize rehabilitation protocols, restore symmetry between the lower limbs, and improve function after ACL reconstruction.

ACKNOWLEDGMENTS

We thank Elvire Servien, David Dejour, and Philippe Neyret for their help with participant recruitment.

REFERENCES

1. Mohtadi NG, Chan DS, Dainty KN, Whelan DB. Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults. *Cochrane Database Syst Rev*. 2011;9:CD005960.
2. Beynnon BD, Johnson RJ, Abate JA, Fleming BC, Nichols CE. Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part 2. *Am J Sports Med*. 2005;33(11):1751–1767.
3. Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to the preinjury level of competitive sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery: two-thirds of patients have not returned by 12 months after surgery. *Am J Sports Med*. 2011;39(3):538–543.
4. Phillips N, Benjamin M, Everett T, van Deursen RWM. Outcome and progression measures in rehabilitation following anterior cruciate ligament injury. *Phys Ther Sport*. 2000;1(4):106–118.
5. Higgins LD, Taylor MK, Park D, et al. Reliability and validity of the International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Form. *Joint Bone Spine*. 2007;74(6):594–599.
6. Kvist J. Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury: current recommendations for sports participation. *Sports Med*. 2004; 34(4):269–280.
7. Myer GD, Paterno MV, Ford KR, Quatman CE, Hewett TE. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: criteria-based progression through the return-to-sport phase. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36(6):385–402.
8. Barber SD, Noyes FR, Mangine RE, McCloskey JW, Hartman W. Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;255:204–214.
9. Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner RS. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2001;31(10):588–597.
10. Keays SL, Bullock-Saxton J, Keays AC. Strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;373:174–183.
11. Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ. Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*. 2000;32(8): 1472–1479.
12. Impellizzeri FM, Rampinini E, Maffiuletti N, Marcora SM. A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(11):2044–2050.
13. Gustavsson A, Neeter C, Thomee P, et al. A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006;14(8):778–788.
14. Decker MJ, Torry MR, Noonan TJ, Riviere A, Sterett WI. Landing adaptations after ACL reconstruction. *Med Sci Sports Exerc*. 2002; 34(9):1408–1413.
15. Pfeifer K, Banzer W. Motor performance in different dynamic tests in knee rehabilitation. *Scand J Med Sci Sports*. 1999;9(1):19–27.
16. Ernst GP, Saliba E, Diduch DR, Hurwitz SR, Ball DW. Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther*. 2000;80(3):251–260.
17. Castanharo R, da Luz BS, Bitar AC, D'Elia CO, Castropil W, Duarte M. Males still have limb asymmetries in multijoint movement tasks more than 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sci*. 2011;16(5):531–535.
18. Haguenauer M, Legreneur P, Monteil KM. Influence of figure skating skates on vertical jumping performance. *J Biomech*. 2006;39(4):699–707.
19. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2nd ed. New York, NY: Wiley; 1990:82–106.
20. Vanrenterghem J, De Clercq D, Van Cleven P. Necessary precautions in measuring correct vertical jumping height by means of force plate measurements. *Ergonomics*. 2001;44(8):814–818.

Online First

21. Kline RB. *Beyond Significance Testing: Reforming Data Analysis Methods in Behavioral Research*. Washington, DC: American Psychological Association; 2004:93–244.
22. Chmielewski TL, Zeppieri G Jr, Lentz TA, et al. Longitudinal changes in psychosocial factors and their association with knee pain and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther*. 2011;91(9):1355–1366.
23. Van Ingen Schenau GJ. From rotation to translation: constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Hum Mov Sci*. 1989;8(4):301–337.
24. MacDonald PB, Hedden D, Pacin O, Sutherland K. Longitudinal changes in psychosocial factors and their association with knee pain and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 1996;24(6):774–778.
25. Katayama M, Higuchi H, Kimura M, et al. Proprioception and performance after anterior cruciate ligament rupture. *Int Orthop*. 2004;28(5):278–281.
26. Cheng KB, Wang CH, Chen HC, Wu CD, Chiu HT. The mechanisms that enable arm motion to enhance vertical jump performance: a simulation study. *J Biomech*. 2008;41(9):1847–1854.
27. Dapena J, Chung CS. Vertical and radial motions of the body during the take-off phase of high jumping. *Med Sci Sports Exerc*. 1988; 20(3):290–302.
28. Domire ZJ, Challis JH. An induced energy analysis to determine the mechanism for performance enhancement as a result of arm swing during jumping. *Sports Biomech*. 2010;9(1):38–46.
29. Hara M, Shibayama A, Takeshita D, Fukashiro S. The effect of arm swing on lower extremities in vertical jumping. *J Biomech*. 2006; 39(13):2503–2511.
30. Harman EA, Rosenstein MT, Frykman PN, Rosenstein RM. The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Med Sci Sports Exerc*. 1990;22(6):825–833.
31. Laffaye G, Bardy B, Taiar R. Upper-limb motion and drop jump: effect of expertise. *J Sports Med Phys Fitness*. 2006;46(2):238–247.
32. Webster KE, Gonzalez-Adrio R, Feller JA. Dynamic joint loading following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2004;12(1): 15–21.
33. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Hum Mov Sci*. 2011;30(3):624–635.
34. Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, Garrett WE Jr. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. 2000;23(6):573–578.
35. Chouliaras V, Ristanis S, Moraiti C, Stergiou N, Georgoulis AD. Effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with quadrupled hamstrings and bone-patellar tendon-bone autografts: an in vivo study comparing tibial internal-external rotation. *Am J Sports Med*. 2007;35(2):189–196.
36. Kanisawa I, Banks AZ, Banks SA, Moriya H, Tsuchiya A. Weight-bearing knee kinematics in subjects with two types of anterior cruciate ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2003;11(1):16–22.
37. Spindler KP, Kuhn JE, Freedman KB, Matthews CE, Dittus RS, Harrell FE Jr. Anterior cruciate ligament reconstruction autograft choice: bone-tendon-bone versus hamstring. Does it really matter? A systematic review. *Am J Sports Med*. 2004;32(8):1986–1995.

Address correspondence to Benoît Pairot de Fontenay, PT, Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport—CRIS—EA 647. UFR STAPS—Université Claude Bernard—Lyon 1, 27–29, Bd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France. Address e-mail to benoit.pdf@gmx.com.

Online First

Annexe 5

Asymmetries in Joint Work during Multi-Joint Movement after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: a Pilot Study.

Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Blache, Y., Monteil, K.

Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports. 2014, doi: 10.1111/sms.12207

Scand J Med Sci Sports 2014: ••: ••–••
doi: 10.1111/sms.12207

© 2014 John Wiley & Sons A/S.
Published by John Wiley & Sons Ltd

SCANDINAVIAN JOURNAL OF
MEDICINE & SCIENCE
IN SPORTS

Asymmetries in joint work during multi-joint movement after anterior cruciate ligament reconstruction: A pilot study

B. Pairot de Fontenay, S. Argaud, Y. Blache, K. Monteil

Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport, équipe Performance Motrice, Mentale et du Matériel, Université de Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1 Villeurbanne, France
Corresponding author: Benoît Pairot de Fontenay, Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport, équipe Performance Motrice, Mentale et du Matériel, Université de Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, 27–29, Bd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France. Tel: +33 4 72 43 28 37, Fax: +33 4 72 44 80 10, E-mail: benoit.pdf@gmx.com

Accepted for publication 5 February 2014

After anterior cruciate ligament reconstruction (ACL-R), many studies have reported a deficit of performance on the injured leg during multi-joint tasks. However, the total mechanical joint work (W_{Total}), parameter best related to the vertical displacement of the body mass center during vertical jumping, has not yet been studied. The aim of this research was to compare asymmetries between ACL-R subjects and healthy matched subjects, through the analysis of the kinematics and kinetics during a single-leg squat jump. Asymmetries are defined by the Limb Symmetry Index (LSI). A greater LSI was observed for W_{Total} in the ACL-R group than in the healthy group. There was no difference in LSI for knee joint work between the two groups, while the LSI for hip and ankle joint work was significantly larger in the ACL-R group. This was explained by greater LSI for the hip and ankle joint range of motion in the ACL-R group than in the healthy group. After ACL-R, patients exhibited greater asymmetries than healthy subjects during single-leg squat jump. Physiotherapists should focus on quality execution of multi-joint movement, especially on hip and ankle joints range of motion in order to reduce asymmetries and to improve vertical jumping performance.

Anterior cruciate ligament (ACL) rupture is the most frequent acute ligament injury in the knee joint. ACL reconstruction (ACL-R) has been commonly employed after ACL injury (Mohtadi et al., 2011) and often requires a long period of recovery. The return to sport occurs an average of 7.3 months after surgery, but only 63% of the patient returned to their pre-injury sport level after ACL-R (Ardern et al., 2011). Many authors have reported a lower jumping performance on the injured leg (IL) compared with the non-IL (NIL) (Gustavsson et al., 2006; Orishimo et al., 2010; Xergia et al., 2013), and many studies have demonstrated deficits during the performance of multi-joint tasks, especially in jumping activities (Ernst et al., 2000; Gokeler et al., 2010; Orishimo et al., 2010; Paterno et al., 2010; Webster & Gribble, 2010; Castanharo et al., 2011; Myer et al., 2011; Xergia et al., 2013).

Two concerns may be raised regarding the previous studies. The first one is related to the fact that only parameters indirectly related to jump height have been studied. During the impulsion phase of single-leg jumps, authors have reported lower peak ankle dorsiflexion (Xergia et al., 2013), lower peak knee flexion (Gokeler et al., 2010; Xergia et al., 2013), lower knee range of motion (ROM) (Gokeler et al., 2010; Orishimo et al., 2010), and lower knee joint moment (Ernst et al., 2000) and power (Orishimo et al., 2010) on the IL than on the NIL. No study has analyzed the total mechanical joint work (W_{Total}), whereas this is the parameter best related to the vertical displacement of the body mass center during vertical jumping. Indeed W_{Total} is the product of the body weight by the total vertical displacement (TVD) of the body mass center. W_{Total} is also the sum of the ankle, knee, and hip joint works, and each joint work is the product of the joint ROM by the net joint moment (Blache et al., 2013). As a result, the analysis of W_{Total} allows determining which clinical parameter (joint ROM and/or joint moment) is responsible of a modification of the vertical displacement of the body mass center during vertical jumping.

The second concern is that, to study recovery after ACL-R, most of the research has compared IL results with the NIL. Side-to-side symmetry is the main goal of rehabilitation after ACL-R (Kvist, 2004); it prevents reinjury and enhance sport performance (Hewett et al., 2005; Newton et al., 2006; Paterno et al., 2007, 2010; Reinke et al., 2011). However, the comparison of IL with NIL does not take into account physiological asymmetries that exist between lower limbs. In healthy subjects, asymmetries have been observed between lower limbs in terms of jump performance (Meylan et al., 2010), ground reaction forces and ankle joint powers (Stephens et al., 2007), and hip and knee kinematics (Brown et al., 2009) during single-leg jumps. Then, it seems relevant to

directly study the asymmetries in the ACL-R population and to compare the results with the asymmetries in a healthy matched population during multi-joint movement. The study of single-leg jump is of great importance as this task is standardized, close to movements performed in sport activities (Haguenauer et al., 2006) and related to sport performance. Indeed, vertical jumping performance is related to the ability of the subject to generate work during the push-off and to transform this work into energy contributing to jump height (Bobbert & Van Ingen-Shenau, 1988).

The aim of this research was to compare asymmetries in an ACL-R population with healthy matched subjects through the analysis of the kinematics and W_{Total} during single-leg squat jumping. We hypothesized that greater asymmetries will be highlighted in the ACL-R group compared with the healthy group.

Methods

Subjects

Two groups of subjects participated in this study: patients who had sustained ACL-R and healthy individuals. Thirteen men who had undergone a unilateral bone-patellar tendon-bone graft ACL-R after isolated ACL injury were tested. Reconstructions were all performed by two experienced surgeons from the same orthopedic department. The rehabilitation protocols were similar in terms of number of training sessions and content, i.e., electrotherapy, neuromuscular re-education, strengthening exercises, and functional training. Patients took part in the experiment from 6 to 9 months after surgery when they were identified as able to return to sport activities on the following criteria: no pain during daily life activities and rehabilitation sessions, no episode of giving way, full ROM at the knee joint, and in the last stage of the rehabilitation program. They presented no history of surgery or traumatic injury to the contralateral leg, or of injury to the reconstructed leg since surgery. On the day of testing, functional recovery was evaluated by the IKDC Subjective Knee Evaluation Form (Irrgang et al., 2001). The activity levels, pre-injury and at the time of the experimentation, were determined from the scale of Tegner and Lysholm (1985). Prior to injury, all subjects were participating in sports two or three times a week (soccer, basketball, or handball). For the concerned subjects, the ACL injury was sustained during their sports activities.

Sixteen healthy men were recruited with no prior history of knee injury or pathology in either limb. All subjects were participating in sports two or three times a week (soccer, basketball, or handball). There was no significant difference in age, height, weight, and pre-injury Tegner activity level score between the healthy and ACL-R groups (Table 1).

All participants agreed to be part of this study and signed an informed consent approved by the ethical committee of the university.

Squat jump

Subjects performed six maximal single-leg squat jumps. They were asked to start from a squat position and to jump without any countermovement. Three jumps on the right leg and three jumps on the left leg were made in a randomized order. Subjects were asked to jump as high as possible and to keep their hands on their hips for the duration of the jump to avoid back movements.

Landmarks were placed on both sides, on the fifth metatarsophalangeal, lateral malleolus, lateral femoral condyle, great trochanter, and acromion, according to Winter's (2009) anthropometric data. Subjects jumped with their foot on a force platform (1000 Hz, AMTI, Watertown, Massachusetts, USA) and were filmed in the sagittal plane with a 100-Hz camcorder (Ueye UI-2220SE-M-GL, IDS, Obersulm, Germany).

Data analysis

The kinetic data were smoothed with a zero-lag fourth-order low-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 15 Hz (Winter, 2009) and down sampled to 100 Hz. The mean and standard deviation of the vertical ground reaction force was determined over the first second during which the subject held the initial position. The beginning of the push-off corresponded to the instant after the first second when the vertical ground reaction force increased more than two standard deviations above body weight (method adapted from Vanrenterghem et al., 2001).

Videos of the squat jumps were used to digitize marker positions frame by frame with automatic recognition software developed by the Muséum National d'Histoire Naturelle (Paris, France) (Legreneur et al., 2010, 2011). The raw coordinates of the markers were smoothed with a zero-lag fourth-order low-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 10 Hz (Winter, 2009). A four rigid segments model (foot, shank, thigh, and upper body, i.e., head, arms, and trunk) was obtained from the digitalization of the center of the landmarks. Then, the kinematic and kinetic data were synchronized and the end of the push-off determined for that purpose. This corresponded to the last frame where the foot was in contact with the ground and the last time sample before Rz dropped to zero, respectively.

The location of the body mass center was determined using anthropometric data from Winter (2009), and joint angles (hip, knee, and ankle) were calculated from the absolute coordinates of the landmarks. The TVD of the body mass center corresponded to the rise of the body mass center from the starting position to the apex of the jump. In addition, the TVD was divided into the vertical displacement of the body mass center during push-off ($H_{push\text{-}off}$) and during flight (H_{flight}) (Vanrenterghem et al., 2004). $H_{push\text{-}off}$ corresponded to the vertical displacement of the body mass

Table 1. Descriptive data for the subjects in ACL-R and healthy groups (mean ± standard deviation)

		ACL-R	Healthy
Age (years)		24 ± 6	26 ± 5
Height (m)		1.78 ± 0.08	1.77 ± 0.08
Weight (kg)		80 ± 8	72 ± 13
Time to surgery (months)		3.2 (range: 0.7–5.7)	–
Time since surgery (months)		7.4 (range: 6–9)	–
Tegner activity level score (0–10)	Pre-injury	5.8 (range: 5–10)	–
	Experimentation	4.2 (range: 3–5)	6.6 (range:5–10)
IKDC Subjective Knee Evaluation (0–100)		75 ± 14	–

ACL-R, anterior cruciate ligament reconstruction.

Table 2. Absolute values (mean ± SD) and Limb Symmetry Index (LSI) [median (first quartile – third quartile)] for total vertical displacement (TVD) of body mass center, vertical displacement of body mass center during push-off ($H_{push\text{-}off}$), vertical displacement of body mass center during flight (H_{flight}), total mechanical joint work, and joint work, joint moment, and joint range of motion (ROM) of the hip, knee, and ankle during the single-leg squat jump in ACL-R and healthy groups

		ACL-R group			Healthy group		
		IL	NIL	LSI % [Q2 (Q1–Q3)]	ND	D	LSI % [Q2 (Q1–Q3)]
Vertical jump (m)	TVD	0.39 ± 0.09	0.48 ± 0.08	82 (76–85)*	0.54 ± 0.08	0.55 ± 0.09	98 (92–106)
	$H_{push\text{-}off}$	0.32 ± 0.07	0.36 ± 0.06	88 (83–96)*	0.39 ± 0.05	0.38 ± 0.07	104 (93–113)
	H_{flight}	0.07 ± 0.03	0.12 ± 0.05	65 (43–76)**	0.15 ± 0.06	0.17 ± 0.06	89 (80–94)
Joint work (J/kg)	Total	2.34 ± 0.84	3.15 ± 0.65	76 (56–91)*	3.49 ± 0.76	3.68 ± 0.90	99 (76–120)
	Hip	0.51 ± 0.63	0.70 ± 0.68	58 (34–108)*	0.82 ± 0.95	0.89 ± 0.88	171 (89–215)
	Knee	0.58 ± 0.51	0.89 ± 0.67	67 (49–192)	1.00 ± 0.44	1.06 ± 0.59	91 (58–117)
	Ankle	1.25 ± 0.55	1.56 ± 0.62	92 (66–98)*	1.67 ± 0.48	1.74 ± 0.63	101 (88–114)
Joint moment (N.m/kg)	Hip	0.66 ± 0.52	0.82 ± 0.49	68 (43–124)	1.05 ± 0.60	1.00 ± 0.56	151 (80–166)
	Knee	0.90 ± 0.60	1.14 ± 0.51	82 (54–151)	1.30 ± 0.43	1.44 ± 0.55	75 (73–111)
	Ankle	1.56 ± 0.50	1.55 ± 0.46	96 (86–117)	1.95 ± 0.44	1.95 ± 0.49	97 (89–115)
Joint ROM (°)	Hip	54.25 ± 16.26	63.63 ± 15.71	89 (87–94)*	75.34 ± 12.86	74.49 ± 18.31	98 (91–111)
	Knee	51.44 ± 12.27	73.01 ± 8.10	74 (62–77)***	69.70 ± 4.09	70.17 ± 7.67	97 (93–105)
	Ankle	51.49 ± 9.78	62.05 ± 5.78	84 (74–99)**	60.17 ± 4.97	60.38 ± 7.80	103 (90–106)

*$P < 0.05$, **$P < 0.01$, ***$P < 0.001$ means that LSI for ACL-R group is different from LSI for healthy group.
ACL-R, anterior cruciate ligament reconstruction; D, dominant; IL, injured leg; ND, non-dominant; NIL, non-injured leg; SD, standard deviation.

center from the starting position to takeoff, and H_{flight} to the vertical displacement of the body mass center from takeoff to the apex of the jump. The best of the three trials, based on the maximum H_{flight} reached, was selected for further analysis.

The ROM of the hip, knee, and ankle joints corresponded, for each joint, to the difference between the joint angle at takeoff and the joint angle at the initial starting squat position. The joint moment of the hip, knee, and ankle during push-off was calculated using a standard inverse dynamic procedure. The joint moments were normalized according to the subject's body mass. The joint work was calculated by integrating the net joint moment (trapezoid method) with respect to the joint angle (Blache & Monteil, 2013).

$$W = \int_{\theta_{ini}}^{\theta_{to}} M_{(\theta)}\, d(\theta) \quad [1]$$

where W is the joint work, M is the joint moment, θ is the joint angle (the variable of integration), and θ_{ini} (initial joint angle) and θ_{to} (takeoff joint angle) are the limits of integration. Numerical integration was performed using the trapezoid method.

W_{Total} corresponded to the sum of the joint work of each lower limb joint. Moreover, W_{Total} was equal to the gravity acceleration ($g \approx 9.81$ m/s^2) multiplied by the TVD of the body mass center:

$$W_{ini \to end} = Ect_{ini \to end} + Epp_{ini \to end} \quad [2]$$

Considering t_{ini} the start of the push-off and t_{end} the apex of the jump.

$$\Delta Ect = 0, \text{ because } Ec = 0.5 \times m \times v^2, \text{ and } v = 0 \text{ at } t_{ini} \text{ and } t_{end}. \quad [3]$$

Then we obtain,

$$W_{ini \to end} = m \times g \times (h_{end} - h_{ini}) \Leftrightarrow \frac{W_{ini \to end}}{m} = g \times (h_{end} - h_{ini}) \quad [4]$$

$$W_{Total} = g \times (TVD) \quad [5]$$

Asymmetries

The main outcome parameter, used by the multidisciplinary teams and laboratory research to quickly assess asymmetries between the IL and the NIL after ACL-R, is the Limb Symmetry Index (LSI) (Barber et al., 1990; Gustavsson et al., 2006; Engelen-van Melick et al., 2013; Thomee et al., 2012; Xergia et al., 2013). The calculation of the LSI leads to normalize data when comparing two independent groups.

The LSI was calculated for each parameter. In the ACL-R group, it corresponded to IL/NIL × 100, and in the healthy group to non-dominant leg (NDL)/dominant leg (DL) × 100. In the healthy group, the DL was determined from the best H_{flight}.

Statistical procedures

Statistical analyses were conducted using R free software (R.2.7.2, R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria). As data set did not follow a normal distribution, the effects of ACL-R on the LSI for the TVD, $H_{push\text{-}off}$, H_{flight}, W_{Total}, joint work, mean net joint moments, and joint ROM were tested with a Wilcoxon signed-rank test. A statistical significance was accepted at P-value < 0.05 level. Median and first and third quartiles were reported in Table 2 [Q2 (Q1–Q3)].

Results

Absolute values for the TVD, kinetic, and kinematic data of the IL and NIL in the ACL-R group and dominant and NDL in the healthy group are presented in Table 2.

For the TVD, the LSI was significantly lower in the ACL-R group than in the healthy group [82% (76–85) and 98% (92–106), respectively; $P < 0.001$] (Table 2). Significant differences were observed between the LSI of both groups for $H_{push\text{-}off}$ and H_{flight} ($P = 0.03$ and $P = 0.001$, respectively) during the squat jump (Table 2).

The LSI of W_{Total} was significantly lower in the ACL-R group compared with the healthy group [76% (56–91) and 99% (76–120), respectively; $P = 0.02$] (Table 2). There was no significant difference between both groups in the LSI of the knee joint work ($P = 0.55$) (Table 2). For the hip and ankle joint works, the LSI in the ACL-R

group was lower than in the healthy group ($P = 0.03$ and $P = 0.03$, respectively) (Table 2).

For the knee, ankle, and hip joints, we noted significant differences in the LSI of the joint ROM ($P < 0.001$, $P = 0.002$, and $P = 0.02$, respectively) (Table 2). There was no significant difference in the LSI of the ankle, knee, and hip mean joint moments between the ACL-R and healthy groups ($P = 0.81$, $P = 0.75$, and $P = 0.10$, respectively) (Table 2).

Discussion

The findings of the current study support the tested hypothesis that greater asymmetries are present in subjects after ACL-R compared with healthy population during single-leg squat jumping.

Larger asymmetries were found for the TVD and W_{Total}. The analysis of W_{Total} leads to determine the clinical parameters (hip and ankle joint ROM) responsible of the greater asymmetry of the TVD during vertical jumping in ACL-R subjects. To our knowledge, this study is the first one to analyze mechanical joint work during single-leg vertical jump after ACL-R. Our findings are consistent with several studies that describe asymmetries in subjects after ACL-R (Ernst et al., 2000; Gokeler et al., 2010; Orishimo et al., 2010; Paterno et al., 2010; Webster & Gribble, 2010; Castanharo et al., 2011; Myer et al., 2011; Xergia et al., 2013).

Greater asymmetry for the TVD was observed during single-leg squat jumping after ACL-R in comparison with a healthy population. This result was explained by larger asymmetries, for $H_{push\text{-}off}$ and H_{flight}, in the ACL-R group [88% (83–96) and 65% (43–76), respectively] than in the healthy group [104% (93–113) and 89% (80–94), respectively]. The asymmetry of H_{flight} found in this study is supported by previous research that found significant differences in terms of jumping performance between the IL and the NIL after ACL-R (Gustavsson et al., 2006; Orishimo et al., 2010; Xergia et al., 2013). The assessment of side-to-side symmetry during jump task is of great interest after ACL-R as imbalances are related to higher risk of reinjury and lower sport performance (Hewett et al., 2005; Newton et al., 2006; Paterno et al., 2007, 2010; Reinke et al., 2011).

As the TVD is the result of W_{Total} divided by body weight during single-leg squat jumping, it was logical to observe a greater asymmetry for W_{Total} in the ACL-R group [76% (56–91)] than in the healthy group [99% (76–120)]. W_{Total} corresponded to the sum of the joint work of each lower limb joint, and the joint work can be explained by the product of the joint ROM and the mean net joint moment (Blache et al., 2013).

We observed a large variability in the results of joint works in the healthy group. It seems that different patterns are used in both legs of the same subject and there is no common pattern for the dominant and NDL in healthy population. The asymmetry for the knee joint work did not differ between the two groups. Although a greater asymmetry for the knee joint ROM was observed in the ACL-R group and confirms the results of previous studies (Gokeler et al., 2010; Orishimo et al., 2010), there is no consequence on the knee joint work. However, greater asymmetries were observed for the hip and ankle joint works in the ACL-R group than in the healthy group. These latter findings explain the larger asymmetry for W_{Total} found 6–9 months after ACL-R. There was no difference in asymmetry for the mean hip and ankle joint moments between the two groups, whereas greater asymmetries for the hip and ankle joints ROM were found after ACL-R. Different studies support our results with no difference in the peak hip and ankle joint moments (Ernst et al., 2000; Orishimo et al., 2010) and a reduced hip and ankle joints ROM (Gokeler et al., 2010; Orishimo et al., 2010) on the IL compared with the NIL during single-leg hops after ACL-R. In the first phases of the rehabilitation protocol, exercises focus on strength recovery for the quadriceps, hamstrings, gluteus, and gastrocnemius muscles with low-speed exercises. In respect to the healing process, there is no use of dynamic multi-joint movements before the late phases of rehabilitation. We can speculate that the greater asymmetries in hip, knee, and ankle joint ROM, observed in this study, are related to the fact that the period of dynamic multi-joint movement rehabilitation is too short to recover a standard neuromuscular strategy. In the present study, greater asymmetries of the hip and ankle joints ROM lead to greater asymmetries of the hip and ankle joint works and consequently to greater asymmetry of W_{Total}.

Perspectives

Greater asymmetries were present 6–9 months after ACL-R in comparison with healthy population during single-leg squat jumping. Our results demonstrated that the analysis of the total mechanical joint work can lead to determine the clinical parameters responsible of the greater asymmetry in jumping performance.

There are several limitations in our study that should be acknowledged. First, only men with bone-patellar tendon-bone graft were studied. Therefore, our results cannot be generalized to patients with hamstrings graft or females. Second, the large variability for the values of joint works in the healthy population should be confirmed by further study with larger sample size.

From a clinical point of view, this research supports previous studies that put forward the assessment of thequality of movement execution to enhance the functional results after ACL-R (Engelen-van Melick et al., 2013). We recommend physiotherapists to focus on the recovery of the side-to-side symmetry for hip and ankle joints ROM during jump tasks to decrease the

asymmetries for W_{Total}, TVD, and increase the jumping performance after ACL-R. Therefore, physiotherapists should use oral and visual feedbacks during the performance of multi-joint movements as these techniques could help to reduce the asymmetries in joint ROM and could be one factor of a better functional recovery.

Key words: Knee, imbalances, dynamic movement, vertical jump, rehabilitation.

Acknowledgements

The authors would like to thank Elvire Servien and Philippe Neyret for their help in subject recruitment.

References

Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. Br J Sports Med 2011: 45: 596–606.

Barber SD, Noyes FR, Mangine RE, McCloskey JW, Hartman W. Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. Clin Orthop Relat Res 1990: 255: 204–214.

Blache Y, Bobbert M, Argaud S, Pairot de Fontenay B, Monteil KM. Measurement of pelvic motion is a prerequisite for accurate estimation of hip joint work in maximum height squat jumping. J Appl Biomech 2013: 29: 428–434.

Blache Y, Monteil K. Influence of lumbar spine extension on vertical jump height during maximal squat jumping. J Sports Sci 2014: 32: 642–651.

Bobbert MF, Van Ingen Schenau GJ. Coordination in vertical jumping. J Biomech 1988: 21: 784–792.

Brown TN, Palmieri-Smith RM, McLean SG. Sex and limb differences in hip and knee kinematics and kinetics during anticipated and unanticipated jump landings: implications for anterior cruciate ligament injury. Br J Sports Med 2009: 43: 1049–1056.

Castanharo R, da Luz BS, Bitar AC, D'Elia CO, Castropil W, Duarte M. Males still have limb asymmetries in multijoint movement tasks more than 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. J Orthop Sci 2011: 16: 531–535.

Engelen-van Melick N, van Cingel RE, Tijssen MP, Nijhuis-van der Sanden MW. Assessment of functional performance after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of measurement procedures. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2013: 21: 869–879.

Ernst GP, Saliba E, Diduch DR, Hurwitz SR, Ball DW. Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. Phys Ther 2000: 80: 251–260.

Gokeler A, Hof AL, Arnold MP, Dijkstra PU, Postema K, Otten E. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. Scand J Med Sci Sports 2010: 20: e12–e19.

Gustavsson A, Neeter C, Thomee P, Silbernagel KG, Augustsson J, Thomee R, Karlsson J. A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2006: 14: 778–788.

Haguenauer M, Legreneur P, Monteil KM. Influence of figure skating skates on vertical jumping performance. J Biomech 2006: 39: 699–707.

Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. Am J Sports Med 2005: 33: 492–501.

Irrgang JJ, Anderson AF, Boland AL, Harner CD, Kurosaka M, Neyret P, Richmond JC, Shelborne KD. Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form. Am J Sports Med 2001: 29: 600–613.

Kvist J. Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury: current recommendations for sports participation. Sports Med 2004: 34: 269–280.

Legreneur P, Monteil KM, Pelle E, Montuelle S, Bels V. Submaximal leaping in the grey mouse lemur. Zoology (Jena) 2011: 114: 247–254.

Legreneur P, Thevenet FR, Libourel PA, Monteil KM, Montuelle S, Pouydebat E, Bels V. Hindlimb interarticular coordinations in *Microcebus murinus* in maximal leaping. J Exp Biol 2010: 213: 1320–1327.

Meylan CM, Nosaka K, Green J, Cronin JB. Temporal and kinetic analysis of unilateral jumping in the vertical, horizontal, and lateral directions. J Sports Sci 2010: 28: 545–554.

Mohtadi NG, Chan DS, Dainty KN, Whelan DB. Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults. Cochrane Database Syst Rev 2011: (9): CD005960.

Myer GD, Ford KR, Khoury J, Hewett TE. Three-dimensional motion analysis validation of a clinic-based nomogram designed to identify high ACL injury risk in female athletes. Phys Sportsmed 2011: 39: 19–28.

Newton RU, Gerber A, Nimphius S, Shim JK, Doan BK, Robertson M, Pearson DR, Craig BW, Hakkinen K, Kraemer WJ. Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. J Strength Cond Res 2006: 20: 971–977.

Orishimo KF, Kremenic IJ, Mullaney MJ, McHugh MP, Nicholas SJ. Adaptations in single-leg hop biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2010: 18: 1587–1593.

Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Heyl R, Hewett TE. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligamentreconstruction. Clin J Sport Med 2007: 17: 258–262.

Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, Hewett TE. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. Am J Sports Med 2010: 38: 1968–1978.

Reinke EK, Spindler KP, Lorring D, Jones MH, Schmitz L, Flanigan DC, An AQ, Quiram AR, Preston E, Martin M, Schroeder B, Parker RD, Kaeding CC, Borzi L, Pedroza A, Huston LJ, Harrell FE Jr, Dunn WR. Hop tests correlate with IKDC and KOOS at minimum of 2 years after primary ACL reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2011: 19: 1806–1816.

Stephens TM 2nd, Lawson BR, DeVoe DE, Reiser RF 2nd. Gender and bilateral differences in single-leg countermovement jump performance with comparison to a double-leg jump. J Appl Biomech 2007: 23: 190–202.

Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. Clin Orthop Relat Res 1985: 198: 43–49.

Thomee R, Neeter C, Gustavsson A, Thomee P, Augustsson J, Eriksson B,

Karlsson J. Variability in leg muscle power and hop performance after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2012: 20: 1143–1151.

Vanrenterghem J, De Clercq D, Van Cleven P. Necessary precautions in measuring correct vertical jumping height by means of force plate measurements. Ergonomics 2001: 44: 814–818.

Vanrenterghem J, Lees A, Lenoir M, Aerts P, De Clercq D. Performing the vertical jump: movement adaptations for submaximal jumping. Hum Mov Sci 2004: 22: 713–727.

Webster KA, Gribble PA. Time to stabilization of anterior cruciate ligament-reconstructed versus healthy knees in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes. J Athl Train 2010: 45: 580–585.

Winter DA. Anthropometry. In: Wast J, ed. Biomechanics of motor control of human movement. New York: Wiley, 2009: 82–106.

Xergia SA, Pappas E, Zampeli F, Georgiou S, Georgoulis AD. Asymmetries in functional hop tests, lower extremity kinematics and isokinetic strength persist 6–9 months following ACL reconstruction. J Orthop Sports Phys Ther 2013: 43: 154–162.

Annexe 6

Motion Alterations on the Non-Injured Leg 7 Months after ACL-Reconstruction

Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Monteil, K.

The Knee, en révision

A manuscript number has been assigned: THEKNE-D-14-00336

De: "The Knee" <knee@elsevier.com>

À: benoit.pdf@gmx.com

Date: 12 juin 2014 15:30:28

Ms. Ref. No.: THEKNE-D-14-00336
Title: Are jumping strategies altered on the non-injured leg 7 months after ACL-Reconstruction: An analysis of single-limb hop tests in patients and controls
The Knee

Dear Mr. Benoit Pairot de Fontenay,

Your submission entitled "Are jumping strategies altered on the non-injured leg 7 months after ACL-Reconstruction: An analysis of single-limb hop tests in patients and controls" has been been assigned the following manuscript number: THEKNE-D-14-00336.

You may check on the progress of your paper by logging on to the Elsevier Editorial System as an author. The URL is http://ees.elsevier.com/thekne/.

Your username is: benoit.pdf@gmx.com
If you need to retrieve password details, please go to: http://ees.elsevier.com/thekne/automail_query.asp.

Thank you for submitting your work to The Knee.

Kind regards,

The Knee

****
For further assistance, please visit our customer support site at http://help.elsevier.com/app/answers/list/p/7923. Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions and learn more about EES via interactive tutorials. You will also find our 24/7 support contact details should you need any further assistance from one of our customer support representatives.

Are jumping strategies altered on the non-injured leg 7 months after ACL-Reconstruction: An analysis of single-limb hop tests in patients and controls

Running title: ACL reconstruction and non-injured leg

Benoît Pairot de Fontenay, PT[1], Sebastien Argaud, PT[1], Yoann Blache, PhD[1], and Karine Monteil, PhD[1].

[1]*Université de Lyon - Université Claude Bernard Lyon 1 - CRIS EA 647 Laboratoire de la Performance Motrice, Mentale et du Matériel (P3M), France.*

Corresponding author : Benoit Pairot de Fontenay, Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport - CRIS - EA 647. UFR STAPS - Université Claude Bernard - Lyon 1, 27-29, Bd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France. Email: benoit.pdf@gmx.com, Phone: (+33) 4 72 43 28 37, Fax: (+33) 4 72 44 80 10

Conflict of interests: none

Aknowledgments

The authors would like to thank Elvire Servien and Philippe Neyret for their help in subject recruitment.

Abstract:

Background

After ACL-reconstruction, the Non-Injured Leg (NIL) is used as a reference to assess the recovery of the Injured-Leg (IL). However, deficits have been reported on the NIL after surgery. The aim of this study is to assess if jumping strategies are altered on the NIL after ACL-reconstruction.

Methods

13 males after ACL-reconstruction and 16 healthy subjects took part in the experiment. Jumping performance was assessed during the single and triple hop for distance. Jumping performance, kinematic and kinetic data were recorded during single leg squat jump. NIL and IL were compared to a Control Group (CG).

Results

Jumping performance for single and triple hop for distance and single leg squat jump were lower on the NIL than in the CG ($p=0.004$; $p=0.002$ and $p=0.016$, respectively). During squat jump, the knee joint was more extended and the ankle plantar-flexion was greater at take-off while the total joint moment was 14% lower on the NIL than in the CG ($p=0.002$, $p=0.002$, and $p=0.008$, respectively). We found consistent evolutions on the NIL and the IL, compared to the CG, for jumping performance, initial joint angles and total joint moment during squat jump but the contrary for the ankle and knee joint angles at take-off of the squat jump.

Conclusions

Jumping strategies are impaired on the NIL after ACL-R during jump tasks with some deficits matching those observed on the IL and some specific to the NIL. Multi-disciplinary teams should recommend a specific rehabilitation protocol for the NIL after ACL injury.

Keywords: knee; central adaptation; dynamic movement; vertical jump; rehabilitation

1. Introduction

Anterior Cruciate Ligament rupture is the most frequent acute ligament injury in the knee joint [1]. Surgical reconstruction of the ligament is the recommended treatment for athletes after ACL injury [2] and requires a long period of recovery. During rehabilitation, the Non-Injured Leg (NIL) is used as a reference to assess the improvement of the Injured Leg (IL) and the final aim is the recovery of the symmetry between both legs [3-8]. In the research field, a lot of studies have been conducted after ACL-Reconstruction (ACL-R) and most of them have also assessed recovery on the IL in comparison with the NIL [9-13]. However, some authors have highlighted alterations on the reference leg, the NIL, after ACL injury and/or ACL-R [14-21]. A deficit of proprioception and force [21], a reduction of muscular activation [16], a modification of postural control [17, 18], and alterations of gait [15] and jump landing [22] have been demonstrated on the NIL after ACL injury and/or ACL-R. Certain authors have suggested a central adaptation, after ACL injury and/or ACL-R, that could reduce the NIL's capacities in order to help preserve the symmetry between the IL and NIL [16, 18]. Another factor could be related to the detraining effects, due to the long period of sport inactivity after ACL injury. Indeed, detraining leads to a deficit of muscular activation [23, 24], and a decrease in muscular mass and force production [3, 23-25].

In the late phase of rehabilitation, protocols focus on leg performance symmetry during multijoint movements such as jumping tasks. To affirm that reaching performance symmetry means complete recovery of the patient, assessment of the reference leg, the NIL, is therefore essential.

We determined two aims for this study. The first aim was to find out if jumping strategies, on the NIL, were altered 7 months after ACL-R. The second aim was to verify if the alterations on the NIL matched those identified on the IL. To that purpose, we studied the single and triple hop for distance, and the kinematics and kinetics of the impulsion phase of a single leg squat jump. Data of both NIL and IL of subjects with ACL-R were compared to healthy matched subjects.

We hypothesized that jumping performance would be reduced on the NIL in comparison with the control group and that kinematic and kinetic alterations would be highlighted during squat jumping. Moreover, we expected to find identical alterations on the NIL and IL.

2. Material and methods

2.1. Subjects

Two groups of subjects participated in this study, patients who had undergone ACL-R and healthy individuals. 13 males who had undergone a unilateral bone-patellar-tendon-bone graft ACL-R after isolated ACL injury were tested. Reconstructions were all performed by two experienced surgeons from the same orthopaedic department. The rehabilitation protocols (based on [4]) were similar in terms of number of training sessions (35 ± 5) and content i.e. electrotherapy, neuromuscular reeducation, strengthening exercises and functional training but no exercise was specific to the NIL. Patients took part in the experiment from six to nine months after surgery when they were identified as able to return to sport activities on the following criteria: no pain during daily life activities and rehabilitation sessions, no episode of giving-way, full ROM at the knee joint, and in the last stage of the rehabilitation program (Phase 4). The patients presented no history of surgery or traumatic injury to the NIL, or injury to the reconstructed leg since surgery. On the day of testing, subjective functional recovery was evaluated by the IKDC Subjective Knee Evaluation Form [26]. Activity levels, pre-injury and at the time of the experimentation, were determined from the scale of Tegner et al. [27] (Table 1). Prior to injury, all subjects had been participating in sports two or three times a week (soccer, basketball or handball). For the concerned subjects, the ACL injury had been sustained during their sports activities.

16 healthy males were recruited with no prior history of knee injury or pathology in either limb. All subjects were participating in sports two or three times a week (soccer, basketball or handball). There was no significant difference in age, height, weight and pre-injury Tegner activity level score between the Healthy and ACL-R groups (Table 1).

All participants agreed to be part of this study and signed an informed consent approved by the Ethical Committee of the University.

********** Insert Table 1 around here **********

2.2. Functional tests

The subjects stood on one leg and then hopped (once for the one hop test and three times for the triple hop test) as far as possible and landed on the same leg. No restrictions were applied to arm movements during testing. To succeed, the subjects had to maintain the landing position for 2 seconds. The distance hopped was measured to the nearest centimeter [28]. The test was randomly performed with right and left legs.

2.3. Squat jump

Subjects performed six maximal single leg squat jumps. They were asked to start from a squat position and to jump without any countermovement. Three jumps on the right leg and three jumps on the left leg were made in a randomized order. Subjects were asked to jump as high as possible and to keep their hands on their hips for the duration of the jump.

Landmarks were placed, by the same clinician, on both sides, on the fifth metatarsophalangeal, lateral malleolus, lateral femoral condyle, great trochanter and acromion, according to Winter's anthropometric data [29]. Subjects jumped with their foot on a force platform (AMTI force plate, 1000Hz) and were filmed in the sagittal plane with a 100Hz camcorder (Ueye, IDS UI-2220SE-M-GL).

2.4. Data analysis of the squat jump

The kinetic data were smoothed with a zero-lag 4th-order low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 15 Hz [29] and down sampled to 100 Hz. The mean and standard deviation of the vertical ground reaction force was determined over the first second during which the subject held the initial position. The beginning of the push-off corresponded to the instant after the first second when the vertical ground reaction force increased more than two standard deviations above body weight (method adapted from Vanrenterghem et al. [31]).

Videos of the squat jumps were used to digitize marker positions frame by frame with automatic recognition software developed by the Museum National d'Histoire Naturelle (Paris, France) [32, 33]. The raw coordinates of the markers were smoothed with a zero-lag 4th-order low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 10 Hz [29]. A four rigid segments model (foot, shank, thigh and upper body, i.e. Head, Arms and Trunk: HAT) was obtained from the digitalization of the landmarks. Then the kinematic and kinetic data were synchronized and the end of the push-off determined for that purpose. This corresponded to the last frame where the foot was in contact with the ground and the last time sample before Rz dropped to zero, respectively.

The best of the three trials, based on the maximum height reached during flight, was selected for further analysis. The jump height was calculated by the vertical rise of the the body mass center between the standing position and the position at the apex of the jump. The location of the body mass center was determined using anthropometric data from Winter [29], and joint angles (hip, knee and ankle) were calculated from the absolute coordinates of the landmarks. The net moments of the hip, knee and ankle joints during the push-off phase were calculated using a standard inverse dynamic procedure. The values of joint moment were normalized by the subject's body mass. Maximal moments corresponded to the maximal value of the moment for the hip, knee and

ankle joints during the push-off phase. Total joint moment corresponded to the sum of each maximal moment [19] of the lower limb joints. Positive moments were defined as joint extension.

2.5.Statistical procedures

In the CG, the values of both legs were pooled for each subject (16*2 legs). The results of the NIL and the IL of ACL-R group were independently compared to those of the CG with two independent Student's t-tests. A Bonferroni correction was applied to control for Type I error. The initial alpha level was divided by the number of dependent variables (k=3: NIL, IL and CG) and was set at $\alpha_{(k=3)}$=0.05/3=0.017. Effect sizes (Glass's Δ) were calculated and reported for the significant results [34].

3. Results

3.1. NIL / CG

The jumping distance was 16 % lower for the single hop test and 19% lower for the triple hop test on the NIL compared to the CG (p = 0.004, Δ = -0.97; p = 0.002, Δ = -1.02, respectively) (Table 2).

********** Insert Table 2 around here **********

The jump height for the single leg squat jump was significantly lower (-25%) on the NIL in comparison with the CG (p = 0.016, Δ= -0.8) (Table 3).

Table 3 shows the results of the kinematic analysis of the squat jump. The initial angle of the ankle joint was 6% higher on the NIL than in the CG (p = 0.003, Δ = -1.3) while those of the hip and knee joints were no different (p = 0.100 and p = 0.279, respectively).

At take-off, there was a more extended position of the knee joint and a higher plantar-flexion of the ankle joint on the NIL than in the CG (p = 0.002, Δ = -1.03 and p = 0.002, Δ = 1.06, respectively), while no significant difference for the joint angle of the hip was found.

********** Insert Table 3 around here **********

Table 4 shows the results of the kinetic analysis of the squat jump. The total joint moment was 14% lower on the NIL than in the CG (p = 0.008, Δ = -0.83) although no significant difference was observed for each maximal

joint moment between the NIL and the CG ($p = 0.059$, $p = 0.56$ and $p = 0.058$, for the hip, knee and ankle joints respectively).

********** Insert Table 4 around here **********

3.2. IL / CG

The jumping distance was 34% lower for the single hop test and 35% lower for the triple hop tests on the IL than in the CG ($p < 0.000$, $\Delta = -2.03$ and $p < 0.000$, $\Delta = -1.87$, respectively). The squat jump height was significantly lower (-56%) on the IL in comparison with the CG ($p < 0.000$, $\Delta = -1.58$) (Table 3).

During squat jumping, the initial flexion of the knee joint and the initial dorsi-flexion of the ankle joint were lower on the IL than in the CG ($p < 0.000$, $\Delta = -1.94$ and $p < 0.000$, $\Delta = 2.35$, respectively). The initial hip joint angle was not significantly different between the IL and the CG ($p = 0.034$). At take-off, the knee and hip joints were in a more flexed position on the IL compared to the CG ($p = 0.002$, $\Delta = 1.12$ and $p = 0.009$, $\Delta = -0.88$, respectively) while there was no difference for the ankle joint value ($p = 0.970$) (Table 3). The total joint moment was 26% lower on the IL in comparison with the CG ($p < 0.000$, $\Delta = -1.50$). This is related to the maximal knee joint moment which was 35% lower on the IL than in the CG ($p = 0.002$, $\Delta = -1.10$), while the maximal hip and ankle joint moments only showed a tendency to be weaker on the IL than in the CG ($p = 0.024$, $\Delta = -0.72$ and $p = 0.020$, $\Delta = -0.84$, respectively) (Table 4).

4. Discussion

The first aim of this study was to determine if jumping strategies were altered on the NIL 7 months after ACL-R and how the NIL works during the performance of single-limb hop tests. The jumping distance was 16 % lower for the single hop test and 19 % lower for the triple hop test on the NIL in comparison with the CG. This was also the case for the squat jump with a jump height 25% lesser on the NIL. 7 months after ACL-R, jumping performance is lower on the NIL than in a healthy matched population.

In squat jumping, this performance impairment is concomitant with alterations of joint angle positions and kinetics. Indeed, the ankle plantar flexion is lower on the NIL than in the CG in the initial position and the ankle plantar-flexion and the knee extension are higher on the NIL at take-off. 7 months after ACL-R, there are kinematic alterations at the ankle and knee joints on the NIL during a one leg squat jump. Roberts et al. [20] have demonstrated a deficit of proprioception after ACL-R with higher values for threshold to detection of

passive motion at the knee joint on the NIL in comparison with a control group. Thus, the alterations of joint angle positions observed in this study, could be related to the deficit of proprioception underlined by Roberts et al. [20].

A 14 % deficit for total joint moment is observed in this study although no significant difference is noted for the maximal moment of the hip, knee and ankle joints on the NIL in comparison with the CG. As total joint moment mainly reflects the muscular forces, it can be hypothesized that the global muscular force production of the NIL is lower in comparison with the control group 7 months after ACL-R. This deficit could be due to the lower muscular activation previously observed by some authors, on the NIL after ACL injury [16], and after sport inactivity [23, 24]. Moreover, this deficit could be related to the decrease in muscular mass and force production due to sport inactivity [3, 23-25].

The higher knee extension pointed out at take-off and the lower total joint moment on the NIL after ACL-R could modify the constraints on the knee joint during dynamic multi-joint movement and could be one of the factors explaining the higher rate of contralateral ACL injury after ACL-R than for primary ACL injury [30].

The second aim of this study was to determine if the alterations on the NIL matched those on the IL. Indeed, several authors have speculated, that after ACL-R, a central adaptation would appear to reduce the NIL's capacities for preserving the symmetry between the IL and the NIL [16, 18]. In this study, we observed a consistent evolution on the NIL and the IL, in comparison with the CG, for jumping performance, initial joint angles and total joint moment during squat jump. However, at take-off of the squat jump, the ankle joint angle was altered on the NIL compared to the CG although there was no difference between the IL and the CG, and the knee extension was greater on the NIL compared to the CG while we found a lower knee angle on the IL compared to the CG. These results demonstrate that a central adaptation to preserve lower-limb symmetry after ACL-R is possible but some alterations appeared to be specific to the NIL and could be related to other factors such as detraining effects.

At the clinical level, these results have several interesting implications. First, the data of this study are in accordance with previous results that warn about taking the NIL as a reference to evaluate the recovery of the IL after ACL-R [13, 16, 21, 35]. This reference is relevant if a pre-surgical assessment has been made. If this is not the case, symmetry normalization between the IL and NIL should not be the final aim of the rehabilitation

process but rather a milestone before full recovery. Secondly, a reduced volume and frequency of training can prevent, or at least slow down, the phenomenon of detraining [36-38]. The goal should not be to enhance the capacities of the NIL, but only to attempt to maintain them at pre-injury level. On this condition, the NIL can be used as a real reference. The rehabilitation protocol should therefore include exercises for the NIL to compensate for the alterations caused by ACL injury and detraining. Thirdly, several authors have shown contralateral gain during a unilateral strengthening program [39-41]. Therefore, it could be speculated that maintaining exercises set up for the NIL would also have a positive effect on the IL.

5. Conclusions

Our results demonstrate that patients' non-injured legs work differently from those in a control group 7 months after ACL-R. Lower jumping performance during hop tests and squat jumping, and kinetic and kinematic alterations during squat jumping were observed on the non-injured leg in comparison with a control group. Some deficits matched those on the injured leg but some are specific to the non-injured leg, i.e. ankle and knee joint angle alterations at take-off of the squat jump. Multi-disciplinary teams should set up a specific rehabilitation protocol for the non-injured leg after ACL injury to consider this leg as a reference.

References

1. Muneta T, Sekiya I, Yagishita K, Ogiuchi T, Yamamoto H, Shinomiya K. Two-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament using semitendinosus tendon with endobuttons: operative technique and preliminary results. Arthroscopy. 1999;15: 618-24.
2. Mohtadi NG, Chan DS, Dainty KN, Whelan DB. Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults. Cochrane Database Syst Rev. 2011;9: CD005960.
3. Andersen LL, Andersen JL, Magnusson SP, Suetta C, Madsen JL, Christensen LR, et al. Changes in the human muscle force-velocity relationship in response to resistance training and subsequent detraining. J Appl Physiol. 2005;99: 87-94.
4. van Grinsven S, van Cingel RE, Holla CJ, van Loon CJ. Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2010;18: 1128-44.
5. Kvist J. Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury: current recommendations for sports participation. Sports Med. 2004;34: 269-80.
6. Barber SD, Noyes FR, Mangine RE, McCloskey JW, Hartman W. Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. Clin Orthop Relat Res. 1990: 204-14.
7. Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner RS. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. J Orthop Sports Phys Ther. 2001;31: 588-97.
8. Keays SL, Bullock-Saxton J, Keays AC. Strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction. Clin Orthop Relat Res. 2000: 174-83.
9. Lautamies R, Harilainen A, Kettunen J, Sandelin J, Kujala UM. Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar tendon-bone and hamstring tendon autografts. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008;16: 1009-16.
10. Maletis GB, Cameron SL, Tengan JJ, Burchette RJ. A prospective randomized study of anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of patellar tendon and quadruple-strand semitendinosus/gracilis tendons fixed with bioabsorbable interference screws. Am J Sports Med. 2007;35: 384-94.
11. Sajovic M, Vengust V, Komadina R, Tavcar R, Skaza K. A prospective, randomized comparison of semitendinosus and gracilis tendon versus patellar tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction: five-year follow-up. Am J Sports Med. 2006;34: 1933-40.
12. Neeter C, Gustavsson A, Thomee P, Augustsson J, Thomee R, Karlsson J. Development of a strength test battery for evaluating leg muscle power after anterior cruciate ligament injury and reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2006;14: 571-80.
13. Thomee R, Neeter C, Gustavsson A, Thomee P, Augustsson J, Eriksson B, et al. Variability in leg muscle power and hop performance after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2012.
14. Wojtys EM, Huston LJ. Longitudinal effects of anterior cruciate ligament injury and patellar tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance. Am J Sports Med. 2000;28: 336-44.
15. Sanford BA, Zucker-Levin AR, Williams JL, Mihalko WM, Jacobs EL. Principal component analysis of knee kinematics and kinetics after anterior cruciate ligament reconstruction. Gait Posture. 2012;36: 609-13.
16. Urbach D, Nebelung W, Weiler HT, Awiszus F. Bilateral deficit of voluntary quadriceps muscle activation after unilateral ACL tear. Med Sci Sports Exerc. 1999;31: 1691-6.
17. Henriksson M, Ledin T, Good L. Postural control after anterior cruciate ligament reconstruction and functional rehabilitation. Am J Sports Med. 2001;29: 359-66.
18. Hoffman M, Schrader J, Koceja D. An Investigation of Postural Control in Postoperative Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Patients. J Athl Train. 1999;34: 130-36.
19. Ernst GP, Saliba E, Diduch DR, Hurwitz SR, Ball DW. Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. Phys Ther. 2000;80: 251-60.
20. Roberts D, Friden T, Stomberg A, Lindstrand A, Moritz U. Bilateral proprioceptive defects in patients with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between patients and healthy individuals. J Orthop Res. 2000;18: 565-71.
21. Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ. Contralateral limb strength deficits after anterior cruciate ligament reconstruction using a hamstring tendon graft. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2007;22: 543-50.
22. Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Heyl R, Hewett TE. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. Clin J Sport Med. 2007;17: 258-62.
23. Hakkinen K, Alen M, Komi PV. Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. Acta Physiol Scand. 1985;125: 573-85.

24. Narici MV, Roi GS, Landoni L, Minetti AE, Cerretelli P. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1989;59: 310-9.
25. Hakkinen K, Komi PV. Electromyographic changes during strength training and detraining. Med Sci Sports Exerc. 1983;15: 455-60.
26. Irrgang JJ, Anderson AF, Boland AL, Harner CD, Kurosaka M, Neyret P, et al. Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form. Am J Sports Med. 2001;29: 600-13.
27. Tegner Y, Lysholm J, Odensten M, Gillquist J. Evaluation of cruciate ligament injuries. A review. Acta Orthop Scand. 1988;59: 336-41.
28. Reid A, Birmingham TB, Stratford PW, Alcock GK, Giffin JR. Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. Phys Ther. 2007;87: 337-49.
29. Winter DA. Anthropometry. In: Ed.) JWast, ed. Biomechanics of Motor Control of Human Movement. New York, 2009: p. 82-106.
30. Salmon L, Russell V, Musgrove T, Pinczewski L, Refshauge K. Incidence and risk factors for graft rupture and contralateral rupture after anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy. 2005;21: 948-57.
31. Vanrenterghem J, De Clercq D, Van Cleven P. Necessary precautions in measuring correct vertical jumping height by means of force plate measurements. Ergonomics. 2001;44: 814-18.
32. Legreneur P, Thevenet FR, Libourel PA, Monteil KM, Montuelle S, Pouydebat E, et al. Hindlimb interarticular coordinations in Microcebus murinus in maximal leaping. J Exp Biol. 2010;213: 1320-7.
33. Legreneur P, Monteil KM, Pelle E, Montuelle S, Bels V. Submaximal leaping in the grey mouse lemur. Zoology (Jena). 2011;114: 247-54.
34. Kline R, B. Effect Size Estimation in Comparative Studies. Beyond Significance Testing: Reforming Data Analysis Methods in Behavioral Research. Washington, DC: American Psychological Association, 2004: p. 93-244.
35. Clark NC. Functional performance testing following knee ligament injury. Physical Therapy In Sport. 2001;2: 91-105.
36. Mujika I, Busso T, Lacoste L, Barale F, Geyssant A, Chatard JC. Modeled responses to training and taper in competitive swimmers. Med Sci Sports Exerc. 1996;28: 251-8.
37. Mujika I, Goya A, Padilla S, Grijalba A, Gorostiaga E, Ibanez J. Physiological responses to a 6-d taper in middle-distance runners: influence of training intensity and volume. Med Sci Sports Exerc. 2000;32: 511-7.
38. McConell GK, Costill DL, Widrick JJ, Hickey MS, Tanaka H, Gastin PB. Reduced training volume and intensity maintain aerobic capacity but not performance in distance runners. Int J Sports Med. 1993;14: 33-7.
39. Hortobagyi T, Lambert NJ, Hill JP. Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening. Med Sci Sports Exerc. 1997;29: 107-12.
40. Evetovich TK, Housh TJ, Housh DJ, Johnson GO, Smith DB, Ebersole KT. The effect of concentric isokinetic strength training of the quadriceps femoris on electromyography and muscle strength in the trained and untrained limb. J Strength Cond Res. 2001;15: 439-45.
41. Shima N, Ishida K, Katayama K, Morotome Y, Sato Y, Miyamura M. Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. Eur J Appl Physiol. 2002;86: 287-94.

Table 1: Descriptive data for the subjects in ACL-R and Control groups (mean ± standard deviation).

		ACL-R	Control
Age (years)		24 ± 6	26 ± 5
Height (m)		1.78 ± 0.08	1.77 ± 0.08
Mass		80 ± 8	72 ± 13
Time since ACL injury (months)		9.4 (range : 6 – 14)	-
Time since surgery (months)		7.4 (range : 6 – 9)	-
IKDC Subjective Knee Evaluation (0 – 100)		75 ± 14	-
Tegner Activity level Score (0-10)	**Pre-injury**	5.8 (range : 5 – 10)	-
	Experimentation	4.2 (range : 3 – 5)	6.6 (range : 5 – 10)

Table 2: Hop distance (m) for the one hop and triple hop for distance on the Non-Injured Leg (NIL), Injured Leg (IL) and in the Control Group (CG).

Parameter	NIL	CG	IL
One leg hop test (m)	1.60 ± 0.27*	1.91 ± 0.32	1.26 ± 0.37†
Triple leg hop test (m)	4.57 ± 0.71*	5.64 ± 1.04	3.69 ± 1.06†

NIL/CG * $p<0.017$; IL/CG † $p<0.017$

Table 3: Jump height (m), initial and take-off joint angles (°) for the hip, knee and ankle on the Non-Injured Leg (NIL), Injured-Leg (IL) and in the Control Group (CG) during squat jumping.

Parameter		NIL	CG	IL
Jump height (m)		0.12 ± 0.05*	0.16 ± 0.06	0.07 ± 0.03†
Initial joint angles (°)	**Hip**	106.88 ± 18.54	97.25 ± 16.93	109.26 ± 16.03
	Knee	74.58 ± 8.04	77.08 ± 6.42	64.61 ± 10.17†
	Ankle	79.51 ± 6.40*	74.74 ± 3.77	83.61 ± 6.63†
Joint angles at take-off (°)	**Hip**	170 ± 5.51	172.17 ± 9.79	163.51 ± 9.64†
	Knee	1.57 ± 4.62*	7.14 ± 5.99	13.17 ± 6.63†
	Ankle	141.56 ± 6.38*	135.02 ± 6.18	135.10 ± 8.52

NIL/CG * $p<0.017$; IL/CG † $p<0.017$

Annexe 7

Rupture du LCA : cas de l'athlète féminine

Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Monteil, K.

Journal de Traumatologie du Sport, 26, 155–162. (2009)

Author's personal copy

Disponible en ligne sur ScienceDirect www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France EM|consulte www.em-consulte.com

JOURNAL DE TRAUMATOLOGIE DU SPORT

Journal de Traumatologie du Sport 26 (2009) 155–162

Mise au point

Rupture du LCA : cas de l'athlète féminine

ACL injury: Female athlete case

B. Pairot de Fontenay *, S. Argaud , K. Monteil

CRIS EA 647, laboratoire de la performance motrice, mentale et du matériel (P3M) 27, université de Lyon–université Claude-Bernard Lyon-1, 29, boulevard du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne cedex, France

Disponible sur Internet le 5 septembre 2009

Résumé

Les athlètes féminines ont deux à trois fois plus de risques de rupture du ligament croisé antérieur (LCA) que les hommes. Des facteurs hormonaux, anatomiques et neuromusculaires ont été mis en évidence pour expliquer cette prédisposition féminine. Des programmes de prévention, ayant pour objectif d'éviter le valgus « dynamique », ont permis de réduire le risque de rupture du LCA. Ces programmes, par un entraînement neuromusculaire, améliorent le contrôle dynamique du genou chez la femme et diminuent les contraintes sur le LCA. Cette revue de littérature a pour objectif de faire un état des lieux des connaissances actuelles sur ce sujet en analysant ces prédispositions et plus particulièrement l'influence des facteurs neuromusculaires. Le but est également de faire un bilan comparatif des différents programmes de prévention afin de mettre en évidence les éléments essentiels pour une intervention efficace du masseur-kinésithérapeute.
© 2009 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Ligament croisé antérieur (LCA) ; Femmes ; Facteurs de risques ; Prévention ; Entraînement

Abstract

Female athletes have 2–3 times more risks of ACL injury than male. Hormonal, anatomical and neuromuscular factors would explain this female predisposition. Prevention training, aimed to avoid "dynamic" valgus, leads to a reduction of ACL injury risks. These programs, including a neuromuscular training, improve knee dynamic control in female athletes and decrease the loadings on the ACL. The aim of this review is to make an inventory of the knowledge on this subject by analyzing theses predispositions and most specially the influence of the neuromuscular factors. Therefore, the purpose is to make a comparative assessment of the various prevention programs to determine the essential elements for an effective intervention of the physiotherapist.
© 2009 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Anterior cruciate ligament (ACL); Female; Risk factors; Prevention; Training

1. Introduction

Le nombre de femmes pratiquant régulièrement des activités sportives a considérablement augmenté ces trente dernières années. En parallèle, le nombre d'accidents est lui aussi en hausse avec une prédominance des ruptures du ligament croisé antérieur (LCA).

Cette incidence de l'atteinte du LCA, supérieure chez les femmes, a conduit à la recherche de facteurs intrinsèques prédisposants. Ainsi, il a été mis en évidence des facteurs hormonaux, anatomiques et neuromusculaires.

Suite à la découverte des déficits neuromusculaires chez les femmes, des programmes de prévention ont été mis en place pour limiter le risque de rupture du LCA.

Cet article a pour objectif de faire un bilan des connaissances actuelles sur les prédispositions féminines et sur les programmes de prévention développés.

2. Épidémiologie

Dans les sports qui associent décélérations brutales, réceptions et pivots, plusieurs auteurs s'accordent à dire que le risque de rupture du LCA est deux à trois fois supérieur chez

* Auteur correspondant.
Adresse e-mail : benoit.pairotdefontenay@univ-lyon1.fr (B. Pairot de Fontenay).

0762-915X/$ – see front matter © 2009 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.
doi:10.1016/j.jts.2009.06.004

Author's personal copy

les femmes, selon l'activité pratiquée, le niveau d'expertise et l'âge.

Plus précisément, il est retrouvé un risque de lésion 2,68 fois supérieur chez les femmes pratiquant le football ; 3,1 pour le basket-ball et 2,64 pour le handball [1–4].

En ski alpin, sport à haut risque de rupture du LCA, la prévalence est 2,75 fois plus importante pour les femmes qui pratiquent occasionnellement, alors qu'à haut niveau d'expertise, la différence semblerait plus faible, voire nulle [2,5].

Par ailleurs, la fréquence des ruptures est plus marquée entre 14 et 19 ans [6,7].

3. Mécanisme de rupture

Dans 70 % des cas, le mécanisme de rupture est sans contact [8]. Il a été observé que 60 % des ruptures se produisent lors d'une décélération brutale, d'une prise d'appui avec rotation et 20 % lors d'une réception de saut en unipodal [9].

À partir d'analyses vidéos effectuées au handball et basket-ball, la position du genou, lors de la rupture du LCA, a pu être étudiée. Cette articulation se trouve alors en flexion. Cependant, l'amplitude de ce mouvement ne fait pas consensus. Les analyses vidéos révèlent un degré de flexion faible (inférieure à 30°) pour lequel les contraintes sur le LCA sont maximales de part la contraction du quadriceps [8], mais cette valeur angulaire serait sous-estimée au regard du travail de Krosshaug et al. [10].

Par ailleurs, il a été noté qu'un mouvement de valgus du genou est associé à la flexion [6,11]. De plus, un mouvement de rotation du genou (médiale ou latérale) est retrouvé, mais d'une amplitude faible (environ 10°) [6].

Ces analyses ont fait apparaître la notion de valgus « dynamique » du genou (Fig. 1). Ce mouvement est la combinaison de flexion–rotation médiale de hanche, flexion–valgus–rotation de genou et éversion du pied [6,11].

La rupture du LCA se produit lors d'une décélération brutale avec contraction excentrique du quadriceps qui entraîne une translation tibiale antérieure et met en tension le LCA. Si un mouvement de valgus du genou est associé, les contraintes sur le LCA augmentent et le risque de rupture est accru [8,12,13]. Plus le moment de force en valgus « dynamique » et l'angle de ce mouvement sont importants, plus le risque de rupture du LCA est élevé [14,15].

Or, lors d'une réception, le valgus « dynamique » mesuré chez les femmes est beaucoup plus important que chez les hommes [13,16].

4. Prédispositions féminines

Face à ce constat, des prédispositions féminines semblent émerger. Certains auteurs ont émis l'hypothèse de l'influence de facteurs hormonaux, anatomiques et neuromusculaires.

4.1. Prédispositions hormonales

Chez les femmes, la laxité articulaire du genou est plus importante, ainsi que l'extensibilité des ischio-jambiers (IJ) limitant, ainsi, leur rôle passif d'anti-translation tibiale antérieure [8,17–19]. La résistance à la rupture du LCA et sa capacité d'élongation s'en trouvent diminuées, ce qui n'est pas entièrement expliqué par les données anatomiques. Les mécanismes d'action des hormones ne sont pas encore décrits précisément mais les actions combinées des estrogènes, de la testostérone, de la progestérone et de la relaxine sembleraient être à l'origine de ces modifications [6,11].

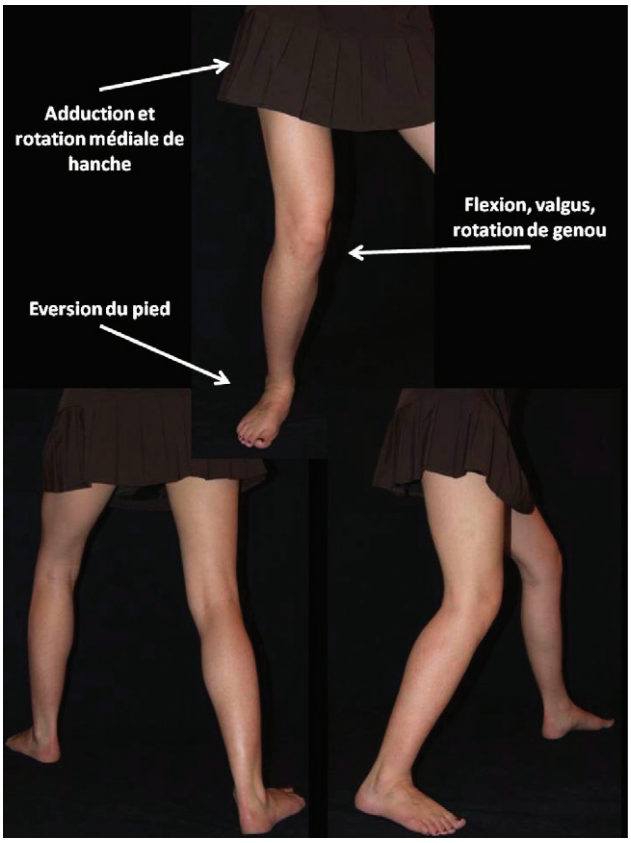


Fig. 1. Mouvement de valgus « dynamique ».

Quoiqu'il en soit, les études établissent que le risque de rupture du LCA est significativement plus important en phase préovulatoire, même si la cause n'est pas encore définie.

4.2. Prédispositions anatomiques

La rupture du LCA semble être favorisée par certaines caractéristiques anatomiques, notamment l'étroitesse de l'échancrure intercondylienne [20]. Cependant, il est à noter que la largeur de l'échancrure intercondylienne n'est pas fonction du genre mais seulement de la taille du sujet [21]. Ainsi, plus le sujet est de petite taille, plus l'échancrure intercondylienne est étroite. Les femmes étant plus petites que les hommes, ce facteur est donc à prendre en considération.

De plus, il a été observé, normalisé par rapport à l'indice de masse corporelle (IMC), un LCA plus fin chez les femmes [6].

4.3. Prédispositions neuromusculaires

Le contrôle de l'anti-valgus « dynamique » semble moins efficace chez la femme que chez l'homme, avec une stabilité de

Author's personal copy

genou dite de « ligament dominant ». Ce concept, introduit par Andrews et Axe [22], met en évidence l'insuffisance du contrôle musculaire lors des mouvements de latéralité du genou, augmentant les contraintes sur les ligaments et ainsi le risque de lésion du LCA [14,15,22].

Les différences hommes/femmes ont été étudiées à de nombreuses reprises et plusieurs paramètres permettent d'expliquer cette déficience neuromusculaire. Les différences les plus importantes se retrouvent au niveau du ratio IJ/Quadriceps ainsi que lors des activations musculaires à la réception de sauts.

4.3.1. Ratio IJ/Quadriceps

Le rôle primordial des IJ dans la stabilisation du genou n'est plus à démontrer et le ratio IJ/Quadriceps, mesuré sur ergomètre isocinétique, est un des paramètres reflétant la capacité d'un sujet à protéger cette articulation. Chez les femmes, il a été mesuré un déficit de ce ratio par rapport aux hommes (51 % contre 65 %) et une asymétrie plus importante entre le membre dominant et non dominant, ce qui est également un facteur de risque de blessures [23].

4.3.2. Activations musculaires

Lors d'une réception, il existe une préactivation des IJ. Cette préactivation a lieu avant la réception pour stabiliser et donc protéger le genou au moment de l'impact. Cependant, le pic d'activation des IJ n'est pas synchronisé avec le pic de force de la réaction du sol comme chez l'homme [15]. De plus, une sous-activation de ces mêmes muscles est relevée pendant toute la durée de la phase de réception [14]. En conséquence, l'effet protecteur de la co-contraction IJ/Quadriceps est limité chez la femme. La stabilité du genou est assurée, préférentiellement, par le quadriceps, augmentant, ainsi, les contraintes en translation tibiale antérieure et permettant une amplitude de rotation du genou plus importante même lorsque les muscles périarticulaires sont activés [24].

Au cours de la phase d'amortissement de la réception, il est retrouvé une activation moins importante du grand fessier, compensée par la suractivation du droit fémoral. Le grand fessier étant extenseur, abducteur et rotateur latéral de hanche [25], sa sous-activation ne permet pas de contrer le mouvement de valgus « dynamique » du genou engendré par la réception. De plus, la suractivation du droit fémoral limite la flexion du genou au moment de l'impact, ainsi que l'absorption de l'énergie (présence d'un pic de force de la réaction du sol) et provoque une translation tibiale antérieure plus importante, favorisant les contraintes sur le LCA et le risque de rupture [6,26,27].

4.3.3. Déséquilibre des activations musculaires médiales et latérales

Enfin, de façon unilatérale, le ratio d'activation musculaire entre les muscles des compartiments médial (semi-tendineux, semi-membraneux et vaste médial) et latéral (biceps fémoral et vaste latéral) du genou, est plus faible chez les femmes. De plus, l'activation du biceps fémoral est beaucoup plus importante chez les femmes que chez les hommes. Il en résulte une augmentation de la compression du compartiment latéral du genou et une ouverture du compartiment médial [11,28,29] ce qui amplifie le mouvement de valgus « dynamique » retrouvé chez les femmes.

C'est au niveau neuromusculaire que les différences hommes/femmes sont les plus marquantes. Les stratégies mises en œuvre pour la réception d'un saut sont totalement distinctes. Chez la femme, l'absorption du choc et la stabilisation du membre inférieur ne sont pas assurées. Au contraire, les coordinations musculaires entraînent un valgus « dynamique » du genou néfaste pour le LCA. Fort de ce constat, des programmes d'entraînement neuromusculaire à but prophylactique ont été élaborés.

5. Programmes de prévention

Étant donné les conséquences d'une rupture du LCA sur la pratique sportive, en termes d'indisponibilité et de séquelles, des protocoles de prévention ont été élaborés et testés (Tableau 1).

Henning, a été l'un des premiers à s'intéresser à la prévention des ruptures du LCA chez les femmes (1989). L'objectif de son programme était de diminuer la force de translation antérieure du tibia. Pour cela, les athlètes devaient se réceptionner et décélérer avec un angle de flexion plus important au niveau de la hanche et du genou. Aussi, la décélération et l'arrêt en un pas devaient être remplacés par une décélération et l'arrêt en trois pas. Le but de ce programme était la réduction des contraintes sur le LCA en diminuant l'action du quadriceps et en augmentant celle des IJ [6].

À partir de ces travaux, plusieurs protocoles ont été développés et soumis à une validation scientifique.

5.1. Effet des protocoles sur le nombre de rupture du LCA

Sur les sept études analysées, trois programmes d'entraînement ont permis de diminuer significativement le nombre de rupture du LCA chez les athlètes féminines : un a abouti à la réduction du nombre de blessures au niveau des genoux et des chevilles chez des athlètes féminines et masculins, et deux n'ont pas montré d'effet sur le nombre de rupture du LCA.

Le programme de Hewett et al. [30] note une réduction du nombre de ruptures du LCA de 0,35/1000 expositions dans le groupe témoin féminin à 0 dans le groupe test (et 0,05 dans le groupe témoin masculin).

Le nombre de ruptures du LCA est passé de 13 pendant la saison de contrôle à cinq durant la deuxième saison où le protocole de Myklebust et al. [31] a été suivi et le programme « *Prevent injury and enhance performance* » (PEP) montre une diminution des ruptures du LCA de 74 % [32].

Testé sur une population féminine et masculine, le programme d'entraînement, proposé par Olsen et al. [33], observe une diminution du nombre de blessures des genoux et des chevilles. Cependant, le détail des blessures des genoux n'est pas répertorié.

En revanche, les trois derniers programmes n'ont pas eu d'effet sur le nombre de rupture du LCA [34–36].

Author's personal copy

Tableau 1
Synthèse des différents programmes de prévention des ruptures du LCA.

Programmes	Sports	Périodes	Planification	Durée des sessions	Exercices	Encadrement (qualité de réalisation)	Résultats (nombre de rupture du LCA)
Hewett et al. [30]	Football Basket Volley	Présaison	3 sessions par semaine pendant 6 semaines	60–90 min	Renforcement Pliométrie Étirements	Oui	Diminution significative
Myklebust et al. [31]	Handball	Présaison et saison	3 sessions par semaine pendant 5 à 7 semaines et une session par semaine pendant la saison	20 min	Équilibre Pliométrie	Oui	Diminution significative
PEP program Mandelba um et al. [32]	Football	Saison	2 à 3 sessions par semaine	20 min	Étirements Renforcement Pliométrie	Oui	Diminution significative
Heidt et al. [34]	Football	Présaison	20 sessions sur 7 semaines		Entraînement cardiovascu-laire Travail des coordinations	Non	Pas de diminution
Soderman et al. [35]	Football	Saison	3 sessions par semaine	10–15 min	Équilibre (à domicile)	Non	Pas de diminution
KLIP program Irmischer et al. [36]	Basket Volley	Saison	2 sessions par semaine pendant 9 semaines	20 min	Pliométrie (basse intensité)	Non	Pas de diminution
Olsen et al. [33]	Handball	Présaison et saison	15 sessions en présaison et une session par semaine pendant la saison	20 min	Renforcement Pliométrie Équilibre	Oui	Diminution significative

Ces programmes diffèrent par la durée, la planification des protocoles, le type d'exercices proposés et l'encadrement des entraînements.

5.2. Durée et planification des protocoles

Les différents programmes sont planifiés soit en présaison [30,34] soit pendant la saison [32,35,36], soit pendant les deux [31,33].

La fréquence des sessions s'étend d'une session par semaine pendant la saison dans l'étude de Olsen et al. [33] et celle de Myklebust et al. [31] à trois sessions par semaine dans les programmes de Hewett et al. [30], Mandelbaum et al. [32] et Soderman et al. [35].

La durée de chaque session est de l'ordre de 10 à 20 min sauf pour le programme de Hewett et al. [30] où les sessions durent entre 60 et 90 min.

Au cours de la saison, les programmes de Mandelbaum et al. [32], Olsen et al. [33] se substituent à l'échauffement alors que les autres protocoles sont réalisés en plus de l'entraînement standard. Pour le protocole de Irmischer et al. [36], les sessions se déroulent à la fin de l'entraînement.

5.3. Exercices

Il est retrouvé dans les différents programmes des exercices d'équilibre, de pliométrie, de renforcement musculaire, des étirements, des sollicitations cardiovasculaires et techniques.

Un protocole diffère de tous les autres, celui de Heidt et al. [34], dont le programme est le seul à associer travail cardiovasculaire et travail technique.

Deux protocoles n'utilisent qu'un seul type d'exercice, ceux de Soderman et al. [35] et de Irmischer et al. [36]. Le premier n'est composé que d'exercices d'équilibre et le deuxième uniquement d'exercices de pliométrie à basse intensité.

La composition des cinq autres programmes associe renforcement musculaire, exercices de pliométrie, d'équilibre et étirements [30–33].

5.4. Encadrement des entraînements

Dans les études de Hewett et al., Myklebust et al., Mandelbaum et al., Olsen et al. [30–33], une formation spécifique a été dispensée aux entraîneurs. L'objectif est qu'ils puissent expliquer aux athlètes les positions à risque qu'ils doivent éviter lors de la réalisation des exercices (*kissing knees*) et les corriger en temps réel. Dans ces études, la qualité de la réalisation prime sur la quantité.

Dans les études de Myklebust et al. et Olsen et al. [31,33], les athlètes se concentrent sur l'alignement vertical du genou et des orteils. Mandelbaum et al. [32] demandent aux athlètes de se réceptionner le plus légèrement possible, en augmentant la flexion de hanche et du genou afin d'éviter la réception pieds à plat et membre inférieur en extension.

Le programme de Hewett et al. [30] met l'accent sur la posture correcte du corps et son alignement, l'équilibre droite–gauche et avant–arrière, la légèreté de la réception et la

Author's personal copy

préparation au saut suivant. L'athlète doit respecter l'alignement hanche–genou–orteils lors de la réception.

Par opposition, la prise de conscience des positions à risque n'est pas abordée par Heidt et al., et dans l'étude de Soderman et al. [35], aucune correction n'est apportée par une tierce personne puisque les exercices sont réalisés au domicile des athlètes.

6. Discussion

Au regard des résultats de ces études, il semble possible de diminuer le nombre de ruptures du LCA chez les athlètes féminines.

Les effets de chaque type d'exercices sur les facteurs neuromusculaires sont difficiles à évaluer et c'est, certainement, la combinaison des éléments dont les effets vont s'additionner qui rend efficace ces programmes.

En 1996, Hewett et al. ont montré que le programme de prévention repris au cours de leur étude de 1999, permet de diminuer le pic de force de la réaction du sol lors de la réception et les moments de force au niveau du genou en valgus et varus. Aussi, le ratio IJ/Quadriceps, mesuré à la fin du programme, est équivalent à celui du groupe témoin homme et l'équilibre entre membre dominant et non dominant est retrouvé [23].

Une diminution du valgus « dynamique » et une amplitude de flexion plus importante au niveau du genou lors de la réception sont observées après six semaines d'entraînement (exercices de pliométrie, renforcement musculaire, entraînement cardiovasculaire) [37].

En premier lieu, une prise de conscience de la part des athlètes et, initialement de l'encadrement technique, est primordiale pour obtenir un résultat positif au protocole. Le seul fait d'expliquer ce qu'est le LCA, son rôle, les conséquences d'une rupture et de présenter les positions à risques à éviter, permet de modifier le comportement des athlètes. En utilisant ce procédé, Ettlinger et al. [38] ont noté une baisse de 62 % des entorses du genou chez des professionnels du ski.

6.1. Détection des athlètes à risque

Sur le terrain, l'identification des sujets à risque est facile à mettre en œuvre. Pour cela, Hewett et al. [39], utilisent le *drop jump* (Fig. 2).Ce test consiste, à partir d'une hauteur de 40 cm, à effectuer un saut en contrebas, enchaîné par un saut vertical. Au cours de ce test, l'opérateur doit détecter la présence et l'importance du valgus « dynamique » lors de la réception afin d'identifier les sujets à risque. Ces derniers participent alors à un programme de prévention qui sera d'autant plus efficace que le sujet est considéré comme étant à haut risque de rupture du LCA [40].

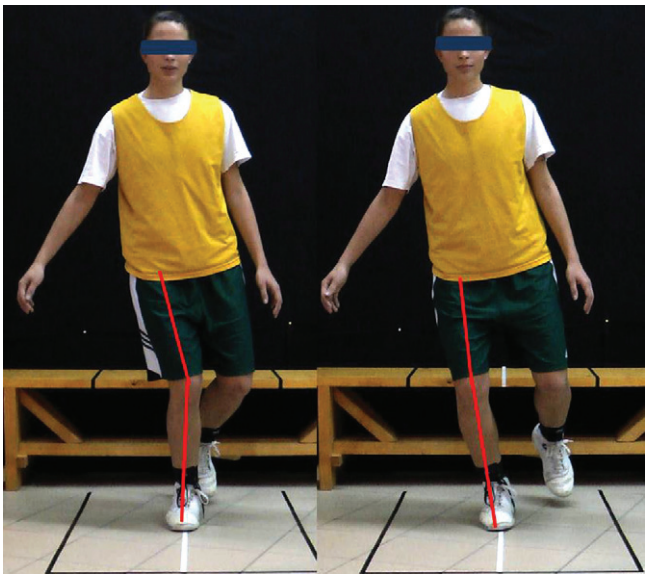


Fig. 3. Apprentissage de l'anti-valgus « dynamique ».

6.2. Encadrement et corrections techniques

L'entraînement doit être réalisé par une personne compétente qui puisse vérifier la bonne réalisation des exercices afin que le programme ne mette pas les athlètes dans des situations à risque non maitrisées. L'entraîneur doit également être présent pour corriger les athlètes et permettre l'intégration des nouvelles techniques de déplacements. L'analyse biomécanique du mouvement et le *feedback* à l'athlète concernant sa position et sa technique, sont essentiels à la réduction du nombre de ruptures du LCA. Les techniques de décélération et de réception sont alors travaillées en encourageant la flexion de la hanche et du genou et en évitant le valgus « dynamique » (Fig. 3).

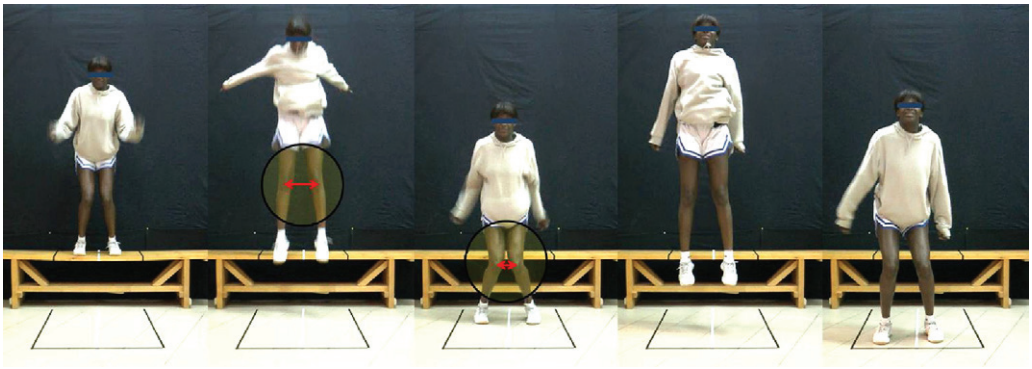


Fig. 2. *Drop jump*.

Author's personal copy

De plus grandes flexions de hanche et du genou permettent de réduire l'action de translation tibiale antérieure du quadriceps et favorisent la mise en tension des IJ, améliorant le contrôle dynamique du genou. Enfin, l'objectif de se réceptionner le plus en douceur possible permet de diminuer les contraintes sur toutes les articulations du membre inférieur.

Dans les études de Hewett et al. [30] et Myklebust et al. [31], l'entraîneur vérifie l'alignement hanche, genou et orteils et des phrases imagées comme « droit comme une flèche », « légère comme une plume », « rebondir comme un ressort » sont utilisées. Les entraîneurs incitent aussi les athlètes à avoir une position du tronc plus en flexion pour diminuer l'action du quadriceps et augmenter celle des IJ.

Les programmes qui n'intègrent pas ces paramètres n'ont pas permis de réduire le nombre de rupture [34,35].

Lors de la recherche bibliographique, aucune étude intégrant un travail en imagerie mentale n'a été retrouvée. Pourtant, il a été montré des effets positifs de l'imagerie sur la réalisation d'un geste technique [41]. Il serait donc intéressant d'inclure cette approche à un programme de prévention.

6.3. Les exercices

L'objectif des protocoles de prévention est la création de nouveaux programmes moteurs permettant aux athlètes d'éviter le valgus « dynamique » lors de la pratique sportive. Il est essentiel que les exercices se rapprochent le plus possible de l'activité, en termes de situation et d'intensité, pour une intégration et un transfert optimaux.

Les exercices d'équilibre, lorsqu'ils sont réalisés en statique, ne suffisent pas, à eux seuls, à réduire le nombre de rupture du LCA comme l'ont montré Soderman et al. [35], contrairement à une progression d'exercices composée de mouvements dynamiques suivis d'une stabilisation [31].

Ces exercices améliorent le contrôle postural sur plateforme dynamique et diminuent le déséquilibre entre membre dominant et non dominant [42–44]. Ces deux paramètres étant essentiels pour réduire les risques de blessures du membre inférieur, le travail de l'équilibre est donc à intégrer aux programmes de prévention.

Le renforcement musculaire des principaux groupes musculaires du membre inférieur permet d'améliorer l'effet préventif du protocole comme le mettent en évidence les résultats de Hewett et al. et Mandelbaum et al. [30,32]. Néanmoins, l'étude de Myklebust et al. qui n'inclut pas cet élément, présente également une réduction du nombre de ruptures du LCA, même si le déséquilibre entre quadriceps et IJ n'est pas modifié [44].

Si le renforcement musculaire est déjà intégré à la programmation de la préparation physique d'une équipe, seul l'ajout d'un travail spécifique sur les muscles déficitaires chez l'athlète féminine est pertinent : le travail des IJ, des abducteurs et rotateurs latéraux de hanche ainsi que des exercices de gainage. L'objectif est de diminuer le déséquilibre antéropostérieur en augmentant le ratio IJ/Quadriceps et, par conséquent, d'améliorer le contrôle dynamique du membre inférieur dans le plan horizontal.

Le protocole de Irmischer et al. [36], composé d'exercices de pliométrie de faible intensité (donc éloignés de la pratique), ne donne pas de résultat significatif sur la réduction du nombre de ruptures du LCA. Cependant, il est à noter une diminution du pic de force de la réaction du sol lors de la réception, qui a pour effet de limiter les contraintes au niveau du genou et plus particulièrement au niveau du LCA. Plus les exercices de pliométrie sont intenses et plus les effets sont significatifs comme le montrent les résultats des études de Hewett et al., Myklebust et al., Mandelbaum et al. et Olsen et al. [30–33].

Les exercices de pliométrie à haute intensité, permettent à la fois le renforcement musculaire, la diminution de l'impact à la réception et l'amélioration des coordinations musculaires (diminution du valgus dynamique). Très proches de la pratique sportive, ils sont donc essentiels à tout programme de prévention.

Concernant la réalisation d'étirements, seule l'étude de Hewett et al. [30] en propose. Cependant, les athlètes féminines étant plus souples que les hommes et cela étant un des facteurs prédisposants, il n'y a pas de justification pour inclure des étirements dans un protocole dont le but est uniquement la prévention des ruptures du LCA.

6.4. La planification

Mandelbaum et al. [32] relèvent un délai de six à huit semaines avant d'obtenir une diminution du nombre de ruptures du LCA. L'intégration des nouveaux programmes moteurs et l'effet du renforcement musculaire n'étant pas immédiats, l'association d'un programme intense de présaison et d'un programme dispensé tout au long de la saison, comme celle réalisée dans les études de Myklebust et al. et de Olsen et al. [31,33] semble être la plus pertinente. La planification de séances d'intensité élevée avant la saison permettra de limiter les ruptures du LCA dès le début de la saison et par la suite, des exercices intégrés à l'échauffement, au cours de la saison, maintiendront les bénéfices acquis.

Enfin, selon les recommandations de Renstrom et al. [6], le programme de prévention doit être mis en œuvre chez les jeunes athlètes entre six et dix ans. En effet, c'est à cet âge que l'apprentissage est le plus rapide et que les effets seront maintenus plus longtemps.

7. Conclusion

À un même niveau de pratique sportive, le risque de rupture du LCA chez l'athlète féminine est plus important que chez l'homme. La pratique pendant la phase préovulatoire du cycle menstruel, l'architecture plus fine du LCA et le manque de contrôle dynamique du genou prédisposent les athlètes féminines à une rupture de ce ligament.

Les déficits neuromusculaires peuvent être diminués par un programme d'entraînement spécifique, intégrant renforcement musculaire et un travail d'équilibre et de pliométrie en position d'anti-valgus « dynamique ».

L'intégration d'une partie éducative est primordiale à la bonne adhésion des athlètes. Elles doivent prendre conscience

Author's personal copy

de leurs défauts techniques, des positions à risque à éviter et comprendre l'objectif du programme de prévention.

L'association de ces éléments permet aux athlètes féminines d'améliorer le contrôle dynamique du genou, de réduire les contraintes sur le LCA et donc de diminuer le risque de ruptures.

Références

[1] Arendt EA, Agel J, Dick R. Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. J Athl Train 1999;34:86–92.

[2] Prodromos CC, Han Y, Rogowski J, Joyce B, Shi K. A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. Arthroscopy 2007;23, 1320-5e6.

[3] Beynnon BD, Johnson RJ, Abate JA, Fleming BC, Nichols CE. Treatment of anterior cruciate ligament injuries. Part I. Am J Sports Med 2005;33:1579–602.

[4] Myklebust G, Maehlum S, Holm I, Bahr R. A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. Scand J Med Sci Sports 1998;8:149–53.

[5] Viola RW, Steadman JR, Mair SD, Briggs KK, Sterett WI. Anterior cruciate ligament injury incidence among male and female professional alpine skiers. Am J Sports Med 1999;27:792–5.

[6] Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynnon B, Fukubayashi T, Garrett W, et al. Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. Br J Sports Med 2008;42:394–412.

[7] Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, et al. Non-contact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. J Am Acad Orthop Surg 2000;8:141–50.

[8] Boden BP, Dean GS, Feagin Jr JA, Garrett Jr WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics 2000;23:573–8.

[9] Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. Am J Sports Med 2004;32:1002–12.

[10] Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. Am J Sports Med 2007;35:359–67.

[11] Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. Am J Sports Med 2006;34:299–311.

[12] Fukuda Y, Woo SL, Loh JC, Tsuda E, Tang P, McMahon PJ, et al. A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. J Orthop Res 2003;21:1107–12.

[13] Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. Med Sci Sports Exerc 2003;35:1745–50.

[14] Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. Am J Sports Med 2007;35:235–41.

[15] Cowling EJ, Steele JR. Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. J Electromyogr Kinesiol 2001;11:263–8.

[16] Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. J Bone Joint Surg Am 2004;86-A:1601–8.

[17] Granata KP, Wilson SE, Padua DA. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I. Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. J Electromyogr Kinesiol 2002;12:119–26.

[18] Soderman K, Alfredson H, Pietila T, Werner S. Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2001;9:313–21.

[19] Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. J Electromyogr Kinesiol 2002;12:127–35.

[20] Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, St Pierre P, Taylor DC. Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. Am J Sports Med 2003;31:831–42.

[21] Shelbourne KD, Davis TJ, Klootwyk TE. The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears. A prospective study. Am J Sports Med 1998;26: 402–8.

[22] Andrews JR, Axe MJ. The classification of knee ligament instability. Orthop Clin North Am 1985;16:69–82.

[23] Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. Am J Sports Med 1996;24:765–73.

[24] Wojtys EM, Huston LJ, Schock HJ, Boylan JP, Ashton-Miller JA. Gender differences in muscular protection of the knee in torsion in size-matched athletes. J Bone Joint Surg Am 2003;85-A:782–9.

[25] Delp SL, Hess WE, Hungerford DS, Jones LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. J Biomech 1999;32:493–501.

[26] Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated side-cut maneuver. Am J Sports Med 2007;35:1888–900.

[27] Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. J Orthop Sports Phys Ther 2005;35:292–9.

[28] Myer GD, Ford KR, Hewett TE. The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. J Electromyogr Kinesiol 2005;15:181–9.

[29] Rozzi SL, Lephart SM, Gear WS, Fu FH. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. Am J Sports Med 1999;27:312–9.

[30] Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. Am J Sports Med 1999;27:699–706.

[31] Myklebust G, Engebretsen L, Braekken IH, Skjolberg A, Olsen OE, Bahr R. Prevention of noncontact anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. Clin J Sport Med 2003;13:71–8.

[32] Mandelbaum BR, Silvers HJ, Watanabe DS, Knarr JF, Thomas SD, Griffin LY, et al. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. Am J Sports Med 2005;33:1003–10.

[33] Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Holme I, Bahr R. Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. Br Med J 2005;26:330.

[34] Heidt Jr RS, Sweeterman LM, Carlonas RL, Traub JA, Tekulve FX. Avoidance of soccer injuries with preseason conditioning. Am J Sports Med 2000;28:659–62.

[35] Soderman K, Werner S, Pietila T, Engstrom B, Alfredson H. Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A prospective randomized intervention study. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2000;8:356–63.

[36] Irmischer BS, Harris C, Pfeiffer RP, DeBeliso MA, Adams KJ, Shea KG. Effects of a knee ligament injury prevention exercise program on impact forces in women. J Strength Cond Res 2004;18:703–7.

[37] Myer GD, Ford KR, Palumbo JP, Hewett TE. Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. J Strength Cond Res 2005;19:51–60.

[38] Ettlinger CF, Johnson RJ, Shealy JE. A method to help reduce the risk of serious knee sprains incurred in alpine skiing. Am J Sports Med 1995;23:531–7.

[39] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Slauterbeck JR. Preparticipation physical examination using a box drop vertical jump test in young athletes: the effects of puberty and sex. Clin J Sport Med 2006;16:298–304.

[40] Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE. Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in"high-risk" versus "low-risk" athletes. BMC Musculoskelet Disord 2007;8:39.

[41] Guillot A, Collet C. Construction of the motor imagery model in sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use. Int Rev Sport Exercise Psychol 2008;1:31–44.

Author's personal copy

[42] Heitkamp HC, Horstmann T, Mayer F, Weller J, Dickhuth HH. Gain in strength and muscular balance after balance training. Int J Sports Med 2001;22:285–90.

[43] Knapik JJ, Bauman CL, Jones BH, Harris JM, Vaughan L. Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. Am J Sports Med 1991;19:76–81.

[44] Holm I, Fosdahl MA, Friis A, Risberg MA, Myklebust G, Steen H. Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. Clin J Sport Med 2004;14:88–94.

Annexe 8

ACL Injury Risk Factors Decrease & Jumping Performance Improvement in Female Basketball Players: A Prospective Study

Pairot de Fontenay B., Lebon F., Champely S., Argaud S.,
Blache Y., Collet, C., and Monteil K.

International Journal of Kinesiology & Sports Science, 1 (2), 10-18. (2013)

International Journal of Kinesiology & Sports Science
ISSN 2201-6015 (Print), ISSN 2201-6023 (Online)
Vol. 1 No. 2; July 2013

Copyright © Australian International Academic Centre, Australia

ACL Injury Risk Factors Decrease & Jumping Performance Improvement in Female Basketball Players: A Prospective Study

Benoit Pairot de Fontenay (Corresponding author)
Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport - CRIS - EA 647
UFR STAPS - Université Claude Bernard - Lyon 1, 27-29, Bd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France
E-mail: benoit.pdf@gmx.com
Telephone: (+33) 4 72 43 28 37, Fax: (+33) 4 72 44 80 10

F. Lebon
Neurology Research Group, Centre for Brain Research, University of Auckland, Auckland, New Zealand

S. Champely
Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport - CRIS - EA 647
UFR STAPS - Université Claude Bernard - Lyon 1, 27-29, Bd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France

S. Argaud
Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport - CRIS - EA 647
UFR STAPS - Université Claude Bernard - Lyon 1, 27-29, Bd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France

Y. Blache
Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport - CRIS - EA 647
UFR STAPS - Université Claude Bernard - Lyon 1, 27-29, Bd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France

C. Collet
Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport - CRIS - EA 647
UFR STAPS - Université Claude Bernard - Lyon 1, 27-29, Bd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France

K. Monteil1
Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport - CRIS - EA 647
UFR STAPS - Université Claude Bernard - Lyon 1, 27-29, Bd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne Cedex, France

Received: 18-06- 2013 Accepted: 20-07- 2013 Published: 30-07- 2013
doi:10.7575/aiac.ijkss.v.1n.2p.10 URL: http://dx.doi.org/10.7575/aiac.ijkss.v.1n.2p.10

Abstract

The aim of this explorative study was to determine the most effective physical training program to reduce neuromuscular risk factors of Anterior Cruciate Ligament (ACL) tear and to improve jumping performance. Twenty-four female basketball players were divided into three groups: Specific Physical Training Group (SPTG), combined specific Physical and Mental Training Group (PMTG) and Control Group (CG). The training program was conducted over a period of eight weeks including two sessions per week during basketball practice. Dynamic valgus, Peak Vertical Impact Force (PVIF), Rate of Force Development (RFD), and jumping performance were measured at pre- and post-tests. When all the participants were pooled, statistics showed a decrease (-36%) in dynamic valgus. No significant results were observed for PVIF and RFD. Jumping performance improved by 12% in SPTG and remained constant in PMTG and CG. Adding specific physical training to basketball practice should be the most effective program to prevent ACL tear while improving jumping performance in young female basketball players.

Keywords: dynamic valgus; knee injury; motor imagery; performance

1. Introduction

In collective sports, training aims to improve players' physical, technical and tactical abilities while preserving physical integrity. However, this dual objective is rather difficult to achieve and seems contradictory. In basketball, velocity,

strength and power are the most important physical qualities to develop (Cometti, 2002). These parameters can be evaluated by jumping performance, making the vertical jump test an appropriate measuring tool (Cometti, 2002).

Moreover, Basketball is a fast and aggressive sports with a high frequency of injuries (Meeuwisse, Sellmer, & Hagel, 2003). ACL tears accounted for 8 % of all game injuries for female basketball players (Agel *et al.*, 2007) against 1.8 % for male basketball players (Dick, Hertel, Agel, Grossman, & Marshall, 2007) in the National Collegiate Athletic Association (NCAA). Moreover, the female-male ACL injury incidence ratio is greater than 3.5 in basketball (Arendt, Agel, & Dick, 1999; Prodromos, Han, Rogowski, Joyce, & Shi, 2007).

Anatomical, hormonal and neuromuscular factors were enumerated as internal risk factors to explain non-contact ACL tears in females (Pairot de Fontenay, 2009). On a neuromuscular level, three parameters contribute to lowered energy absorption in landing, increased ground reaction forces and risk of ACL injury (Hewett, Stroupe, Nance, & Noyes, 1996): (1) a more erect posture (Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Richard Steadman, 2003); (2) a low activation of hamstrings and gluteus maximus muscles; and (3) the sur-activation of rectus femoris muscle (Zazulak *et al.*, 2005). The poor dynamic control of the knee elicited high-risk positions, the most common being dynamic valgus which induced more strain on the ACL (Fukuda *et al.*, 2003).

From these previous findings, specific training was developed to decrease neuromuscular risk factors and prevent ACL injury. Several studies confirmed that neuromuscular risk factors were reduced after training sessions. Hewett et al.(1996) observed a decrease in the peak knee landing abduction moment by 38%. Irmisher et al.(2004) showed a decrease in Peak Vertical Impact Force (PVIF) by 26.4% and a reduction in the Rate of Force Development (RFD) by 27.3% at landing. After Prevent injury Enhance Performance (PEP) program, Vescovi and Vanheest (2010) reported an improvement in sprint times but no effect on jumping performance, compared to their control group.

In the present study, a new perspective was to associate physical practice with Motor Imagery (MI). MI is an active process during which the representation of an action is mentally reproduced without any other output (Jeannerod, 1995). Mental practice is known to enhance motor learning (Driskell, Copper, & Moran, 1994; Feltz & Landers, 1983) and performance (Guillot & Collet, 2008). MI may be an effective and inexpensive way to prevent ACL injury. As no motion is realized during the MI session, the training physical load is reduced. In addition, MI increases motor performance, as neurological adaptations after mental practice were shown to overlap those elicited by physical practice in the learning processes (Jackson, Lafleur, Malouin, Richards, & Doyon, 2003). When combining mental and physical training, athletes were recently shown to produce greater lower limb strength gain than those only performing physical training combined with neutral cognitive tasks (Lebon, Collet, & Guillot, 2010).

To our knowledge, no study has focused, during the same protocol, on the effects of different identified physical trainings. The purpose of this study is to assess the efficiency of two different physical training conditions on reducing neuromuscular risk factors of ACL tear while improving jumping performance in young female basketball players. A specific physical training and a combined physical and mental training were considered in this study. We hypothesized that, compared to a control group, the neuromuscular risk factors of ACL tear (dynamic valgus, PVIF and RFD) would decrease to a greater extent while jumping performance would increase more in both experimental groups.

2. Materials and methods

The study was non-randomized and took place during the pre-season. During an 8-weeks training period, three teams performed different trainings. Each team was allocated to a group: Specific Physical training Group (SPTG, n=9), combined Physical and Mental training Group (PMTG, n=7), and Control Group (CG, n=8). Biomechanical parameters were recorded while athletes performed a drop jump before and after the training-period. Four dependent variables were selected to test our assumptions: dynamic valgus, PVIF, RFD and flight time. Dynamic valgus was calculated to determine frontal loads on the knee, RFD and PVIF to assess the capacity to absorb energy and, flight times to evaluate jumping performance.

2.1 Subjects

Twenty-four young female basketball players (mean age: 15.5 years ± 0.66), from three different clubs, volunteered to participate in this study. All participants played at a similar level, had at least two years of experience and reported no serious lower limb injury within the previous six months. As the participants were all under 18 years old, their parents signed an informed consent approved by the Ethical Committee of the University. As this study took place during the basketball playing pre-season, some athletes get transferred in another club and they have to be excluded from the tested sample. Therefore, statistics will be conducted on 18 subjects (SPTG, n= 8; PMTG, n= 4; and CG, n=6) and no significant difference was found between the groups in terms of height, weight and BMI.

2.2 Training programs

The three groups trained three times a week (six hours per week): CG only practice basketball, while SPTG practice basketball and underwent specific physical training and PMTG practice basketball and underwent specific physical and mental training. Physical training sessions of 20 minutes each took place twice a week as recommended in the literature (Mandelbaum *et al.*, 2005; Myklebust *et al.*, 2003; Olsen, Myklebust, Engebretsen, Holme, & Bahr, 2005).

The format of the basketball practice, including tactical and technical training, was similar for each group.

For both SPTG and PMTG, information was given to athletes : (1) the functional role of ACL; (2) the movements that constraint the knee joint, the higher risk rate for female athletes; (3) the proper landing technique; and (4) the “knee over toe position” (Hewett, Lindenfeld, Riccobene, & Noyes, 1999). To prevent ACL tear, the main goal was to reduce

stress on the knee in all planes by correcting the wrong landing technique. The athletes learned the "knee over toe position" by keeping their knees on a same vertical line from hip to toe, in order to avoid dynamic valgus. They were also asked to perform "soft" landings to decrease PVIF (Laughlin *et al.*, 2011). They were instructed to increase the flexion of hips and knees during landing, and to touch the ground with the forefoot first and roll back to the rearfoot in order to decrease anterior tibial shear force (Renstrom *et al.*, 2008; Shimokochi, Ambegaonkar, Meyer, Lee, & Shultz, 2012).

SPTG and PMTG included four sets of physical exercises: balance, plyometric, strengthening and core training (Appendix 1): (1) balance training was performed either directly on the floor or on a balance pad. The aim was to perform different single leg jumps in a row, to stabilize the last landing and to stay five seconds in the correct "knee over toe position" without losing balance; (2) high intensity plyometric exercises were performed to improve dynamic hip and knee stabilities as well as jumping performance (Markovic, 2007; Ziv & Lidor, 2010) with the correct "knee over toe position"; (3) hamstrings muscle strengthening ("russian hamstrings exercise") and gluteus maximus muscle strengthening ("glute bridge") (Myer *et al.*, 2009; Zazulak *et al.*, 2005); and (4) core training to improve trunk proprioception and stability (Alentorn-Geli *et al.*, 2009) with contraction of both abdominals and lower back muscles to stabilize the spine and the pelvis. Each week, the intensity of the sessions was increased by modifying the difficulty of the jump, the core training position, the number of repetitions, the training load and the resting time. Training sessions were performed before basketball practice to avoid neuromuscular fatigue and to improve integration of the new techniques (Renstrom *et al.*, 2008).

During physical training, the duration of the exercises performed by PMTG were equally divided between physical and mental routine. Therefore, the physical training load was half as much as in SPTG. During mental practice, athletes were instructed to visualize and feel the movement they had just performed, i.e. they combined internal visual and kinesthetic imagery (Guillot & Collet, 2008). To confirm that the participants were performing the mental exercises, they were requested to describe the nature of the mental images they were attempting to form. During this debriefing, they were asked to rate the degree of difficulty they encountered to accurately visualize the mental representation of the movement, using a 6-point Likert-type scale : 1 = very easy to imagine/feel and 6=very difficult to imagine/feel (2, 3, 4 and 5 being intermediate levels).

2.3 Drop jump test procedures

A drop jump test was performed in the five days preceding and following the eight weeks training period. The test was carried out as described by Hewett et al., (2006). The athlete stood on a 43 cm-height box, dropped down from the box onto a force platform (12 cm-height)(AMTI force plate, 1200Hz), adjacent to the box, then immediately performed a maximal vertical jump. The height of the drop down was 31 cm as described by Hewett et al., (2006) (43 – 12 = 31 cm). They were instructed to drop with both feet simultaneously, and to jump vertically as high as possible with arms up and both hands at the same level. Three attempts were performed barefoot, the best mark, defined as the best flight time, being kept for data processing. The tests were filmed with a video camera ((Ueye, IDS UI-2220SE-M-GL, 100Hz) placed in front of the subject.

2.4 Data analysis

From the video data, the angle between the vertical line and the tibial axis (middle of the line between medial and lateral malleolus and tibial tuberosity) in both legs was measured in the frontal plane (Figure 1). The difference between the angle in the starting position and the maximal angle during the plyometric phase corresponded to the dynamic valgus value. This is an easy-to-implement method to calculate dynamic valgus, while taking into account the anatomic valgus. The greater the angle, the greater the valgus. In order to study the reliability of this measurement (over the three attempts), the Intraclass Correlation Coefficient (ICC) using the model called (2,1) by Shrout and Fleiss (1979) was calculated. The values in pre-test (ICC = 0.84) and post-test (ICC = 0.89), with low variability between groups, showed the reliability of this dynamic valgus measurement.

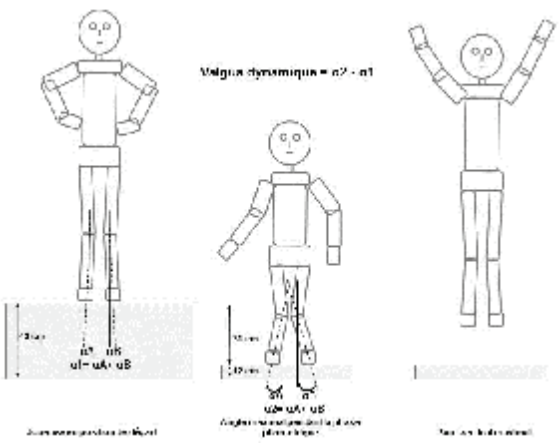


Figure 1. - Measurement of dynamic valgus after drop jump.

PVIF corresponded to the maximum value of the vertical reaction force during the first landing. It was normalized to the subject body weight. RFD was calculated as a ratio between the normalized PVIF and the time taken to reach the peak (from the landing to the peak). This parameter determined the speed at which the stress on the knee increased.

2.5 Statistical analyses

Statistical analyses were conducted using the distribution free software R (R.2.7.2., R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) extended by the nlme and multcomp packages.

In the first part, descriptive statistics (mean and standard deviation) were computed by groups in each condition (pre- and post-test). Several recommendations (Wilkinson, 1999), editors or publication manual (APA, 2001) now encourage the report of effect sizes along with results of statistical tests for substantial significance. Moreover, the small size of the samples in this study and its consequences on the power of the hypotheses tested may hide the magnitude and the direction of effect of practical and clinical importance. Therefore, the Glass's Δ (Δ = (MeanPost - MeanPre) / SDpre) was calculated for each group to evaluate a standardized mean change for a given parameter (Kline, 2004). It was compared to the conventional sizes (small = 0.2, medium = 0.5, large = 0.8) following the lines of Cohen (Cohen, 1988).

In the second part, a mixed repeated measures ANOVA was performed to assess two main effects and their interaction: group (between subjects) and condition (within subject). Post-hoc tests (Bonferroni) were then conducted using a general framework for multiple comparisons (Hothorn, Bretz, & Westfall, 2008), adapted for repeated measurements. When the interaction was statistically significant, a two-step process was used: first, groups means evolution (pre/post) were simultaneously compared, secondly, these evolutions (pre/post) were simultaneously tested for nullity in the three groups. When the group effect but not the interaction was significant, Tukey's all-pair comparison of means was applied to better describe the main group. Statistical significance was accepted at p-value < 0.05 level (after adjustment for multiple comparison).

3. Results

3.1 Descriptive statistics

Dynamic valgus, RFD, PVIF and flight time values at pre- and post-tests for the three groups were reported in Table I. The percentage of change (Delta) [mean (95% CI)] and effect sizes (Glass's Δ) were also noted in Table I.

Table I. - Pre-test and post-test data of dynamic valgus (rad), Rate of Force Development (RFD) (Bw/ms), Peak Vertical Impact Force (PVIF) (Bw), flight time (ms), percentage of change (Delta) [mean (95% CI)] and effect sizes (Glass's Δ) for the CG, SPTG and PMTG.

Data	Group	Pre-test	Post-test	Delta mean (95% CI)	Effect size Glass's Δ
Dynamic valgus (rad)	SPTG	0.30±0.18	0.15±0.09	-10 (-36, 15)	-0.79
	PMTG	0.32±0.25	0.24±0.10	-5 (-30, 20)	-0.35
	CG	0.27±0.15	0.18±0.13	-6 (-77, 89)	-0.61
RFD (Bw/ms)	SPTG	0.11±0.05	0.12±0.05	3 (-8, 14)	0.37
	PMTG	0.09±0.06	0.06±0.02	-8 (-30, 22)	-0.59
	CG	0.09±0.03	0.14±0.07	82 (21, 185)	2.07
PVIF (Bw)	SPTG	5.77±2.05	5.37±1.54	-1 (-16, 14)	-0.09
	PMTG	4.67±1.75	3.46±1.34	-20 (-24, -16)	-0.67
	CG	4.90±0.70	5.62±1.40	44 (-15, 103)	2.88
Flight time (ms)	SPTG	409±44	459±38	9 (2, 16)	1.15
	PMTG	466±25	503±27	5 (2, 8)	1.53
	CG	461±44	466±50	1 (-2, 4)	0.11

Bw = body weight

3.2 Test of significance

Repeated measures ANOVA (groups * conditions) pointed out a main effect of condition for the dynamic valgus ($F(1,12) = 44.8$; $p = 0.003$) but no interaction or main effect of group (all $p > 0.05$). When all participants were pooled (n=18), the amplitude of the dynamic valgus decreased (-36%) from 0.30 ± 0.05 to 0.19 ± 0.02 rad during pre-test and post-test, respectively (Figure 2 and Table II).

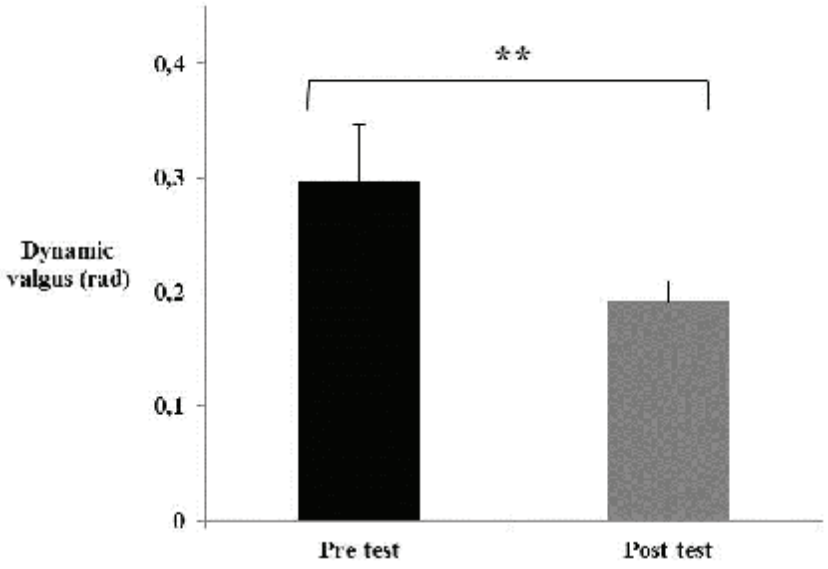


Figure 2. - Dynamic Valgus (rad) when all participants were pooled. **p<0.01 for the condition effect.

No significant interaction, condition or group main effects were statistically significant with regards to the RFD and the PVIF (Table II).

Table II. - Results of the repeated measures ANOVA (group * condition): Dynamic valgus, Rate of Force Development (RFD), Peak Vertical Impact Force (PVIF) and flight time.

Data	Interaction	Condition	Group
Dynamic valgus	p = 0.69	p < 0.01	p = 0.82
RFD	p = 0.077	p = 0.18	p = 0.21
PVIF	p = 0.32	p = 0.50	p = 0.49
Flight time	p < 0.05	p < 0.01	p = 0.09

There was a significant interaction ($F(2,16) = 3.83$; $p = 0.044$) for the flight time between pre-test and post-test. Post-hoc tests showed a difference ($p = 0.016$) between CG and SPTG (Figure 3 and Table II) with a significant increase in the flight time in SPTG (Figure 3).

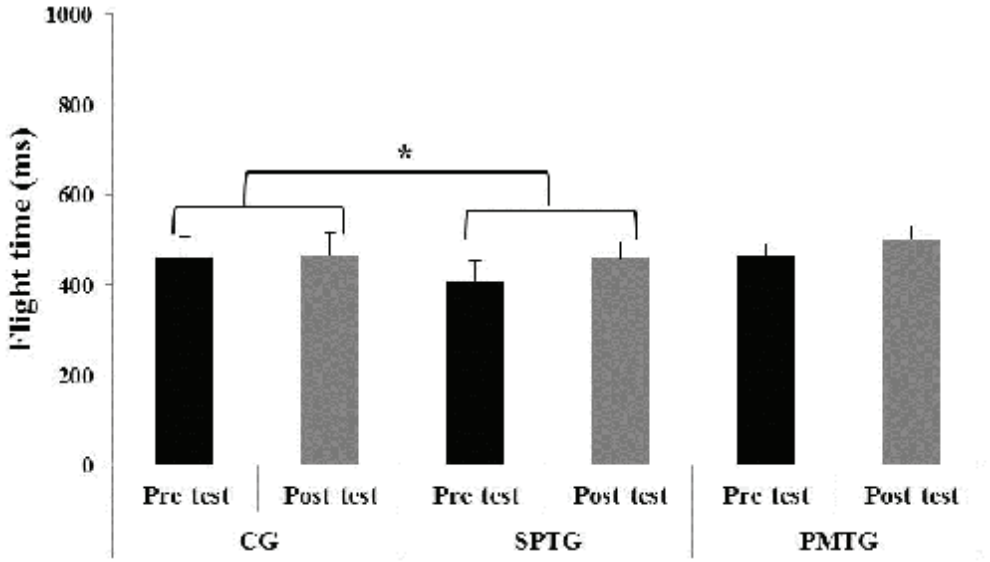


Figure 3. - Pre-test and post-test flight time values (ms) for CG, SPTG and PMTG. *p<0.05 for the post-hoc test.

4. Discussion

This study aimed to assess the efficacy of two different physical training programs on the reduction of neuromuscular risk factors of ACL tear and the improvement of jumping performance in young female basketball players. This study is explorative in nature and its findings may be limited by the statistical significance of the results due to the relatively small number of participants. However, the trends which did emerged suggest that further research would be worthwhile.

4.1 ACL injury risk factors

The practice of basketball whether or not combined with physical training reduced the dynamic valgus by 36% after an 8-week training period. This study was undertaken after the off-season break; therefore the return to sport could have led to a decrease in the dynamic valgus whatever the physical training. We could notice that from the effect sizes, the specific physical training seem to be more effective than the combined physical and mental training to decrease dynamic valgus. Hewett et al.(1996) found similar results following is work on specific preventive training. They observed a decrease of 38% in the peak knee landing abduction moment, corresponding to a decrease in the dynamic valgus (Renstrom *et al.*, 2008). However, the authors did not specify when they performed the training in relation to the playing season, and there was no control group against which to compare the results. Some studies found opposite results and noted no change after training (Lephart *et al.*, 2005; Pollard, Sigward, & Powers, 2009). In the investigation of Lephart et al.(2005), the participants performed an isolated plyometric or basic resistance program without any practice planned, and the time of the year was not indicated. This difference in methodology could explain these different results.

The athletes who only practice basketball, with two large effect sizes, tended to increase RFD (+56%) and PVIF (+15%). During landing, the peak would be greater and reached earlier, and this could increase injury risks on the lower limb. These results slightly differed from the study of Irmischer et al.(2004), in which the authors showed no change of RFD and PVIF in the control group performing aerobic activity. Absent from this study however any details were regarding the content of the training.

Basketball practice and specific physical training had no incidence on the RFD or on the PVIF. These injury risk factors remained constant after the 8-weeks training period. Hewett et al.(1996) found a similar result for the PVIF, whereas Irmischer et al.(2004) showed a decrease of RFD by 27.3% in the tested group. In the latter, testing procedures differed. In the present study and Hewett et al.(Hewett *et al.*, 1996), the participants were required to jump immediately after landing. In Irmischer et al.(2004), there was no jump following the landing from a 69 cm-height box, and these differences could explain the discrepancy.

The results showed a tendency of the basketball practice and combined physical and mental training to decrease RFD and PVIF, with two medium effect sizes. The capacity to absorb energy at landing is likely to be enhanced as the players' techniques improve. In addition, the physical training load was half as much as in the specific physical training program. Indeed, during mental routine, no movement was performed, then, there was no stress on the knee joint.

Basketball practice alone was not sufficient to reduce the neuromuscular risk factors of ACL tear, whereas combining it with specific physical training would be effective. Moreover, adding physical and mental training to the practice decrease physical load during training session.

4.2 Jumping performance

Jumping performance was determined by the flight duration. Basketball practice did not improve jumping performance. By including specific physical training in the basketball practice, jumping performance increased 9%. This result supported the findings of Hewett et al.(1996), who found an improvement of 9.2% of the jumping performance after 6 weeks of plyometric training. The improvement in jumping performance in both training programs was due to the high plyometric exercise load (Markovic, 2007; Ziv & Lidor, 2010). However, Vescovi et al.(2010) found that there was no change in jumping performance following a specific training program. The lack of increase in the intensity of the plyometric exercises could explain this different result.

After including combined physical and mental training with basketball practice, there was a trend to a jumping performance improvement with a large effect size. These results support previous findings that showed an improvement in performance (Guillot & Collet, 2008) or strength (Lebon *et al.*, 2010) after mental training.

4.3 Synthesis

Basketball practice performed after the off-season break was not sufficient to decrease ACL injury risk factors and, contrary to our assumptions, it did not improve jumping performance in young female basketball players. Basketball practice and combined physical and mental training allowed a decrease in the physical training load. Due to the small sample size, more research is required to confirm that this training would be sufficient to reduce PVIF and RFD and to increase the jump height. Basketball practice and specific physical training seemed to be the best combination to improve jumping performance and to be the most effective to reduce ACL injury risk factors. Pollard et al.(2009) have demonstrated that an optimization of lower extremity mechanics lead to a decrease of the stress on the knee while increasing jump height. They also identified an increase in hip extensor activity, while knee extensors activity decreased in order to decelerate the body center of mass during landing.

The lack of statistical significance was due to the small size of the sample, potential effects of the different trainings on injury prevention and improvement of performance require further research to confirm our results.

5. Conclusion

This study trended to demonstrate that, in the field of physical training, both injury prevention and performance improvement could be reached simultaneously. Basketball practice only was not sufficient to achieve this dual objective. Indeed, the integration of a specific physical training should be required to reduce the risk factors of ACL injury while increasing the performance of jump.

This study also highlighted the interest of using motor imagery in physical training programs. Coaches and physical trainers may be encouraged to apply this way of training based on the reduction of physical training loads. It was obviously relevant to preserve the physical integrity of the athletes while improving their performance.

Acknowledgments:

The authors express their thanks to the FFBB and Dr. Guincestre, for their financial support. We also thank directors, coaches and players from the three basketball clubs: US Laveyron, Elan Sportif Muzolais, and ASVBF.

References

Agel, J., Olson, D. E., Dick, R., Arendt, E. A., Marshall, S. W., & Sikka, R. S. (2007). Descriptive epidemiology of collegiate women's basketball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train, 42*(2), 202-210.

Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lazaro-Haro, C., et al. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 17*(7), 705-729.

APA. (2001). *Manual of the American Psychological Association*. Washington, DC: American Psychological Association.

Arendt, E. A., Agel, J., & Dick, R. (1999). Anterior Cruciate Ligament Injury Patterns Among Collegiate Men and Women. *J Athl Train, 34*(2), 86-92.

Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.

Cometti, G. (2002). *La préparation physique en Basket*. Paris: Chiron Editeur.

Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Richard Steadman, J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 18*(7), 662-669.

Dick, R., Hertel, J., Agel, J., Grossman, J., & Marshall, S. W. (2007). Descriptive epidemiology of collegiate men's basketball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train, 42*(2), 194-201.

Driskell, J., Copper, C., & Moran, A. (1994). Does mental practice enhance performance? *J Appl Sport Psychol*(79), 481-491.

Feltz, D., & Landers, D. (1983). The effects of mental practice on motor skill learning and performance: A meta-analysis. *J Sports Psychol* (5), 25-27.

Fukuda, Y., Woo, S. L., Loh, J. C., Tsuda, E., Tang, P., McMahon, P. J., et al. (2003). A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. *J Orthop Res, 21*(6), 1107-1112.

Guillot, A., & Collet, C. (2008). Construction of the motor imagery integrative model in sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use. *Int Rev Sport Exerc Psychol, 1*, 31-44.

Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., & Noyes, F. R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sports Med, 27*(6), 699-706.

Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., & Slauterbeck, J. R. (2006). Preparticipation physical examination using a box drop vertical jump test in young athletes: the effects of puberty and sex. *Clin J Sport Med, 16*(4), 298-304.

Hewett, T. E., Stroupe, A. L., Nance, T. A., & Noyes, F. R. (1996). Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med, 24*(6), 765-773.

Hothorn, T., Bretz, F., & Westfall, P. (2008). Simultaneous inference in general parametric models. *Biom J, 50*(3), 346-363.

Irmischer, B. S., Harris, C., Pfeiffer, R. P., DeBeliso, M. A., Adams, K. J., & Shea, K. G. (2004). Effects of a knee ligament injury prevention exercise program on impact forces in women. *J Strength Cond Res, 18*(4), 703-707.

Jackson, P. L., Lafleur, M. F., Malouin, F., Richards, C. L., & Doyon, J. (2003). Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery. *Neuroimage, 20*(2), 1171-1180.

Jeannerod, M. (1995). Mental imagery in the motor context. *Neuropsychologia, 33*(11), 1419-1432.

Kline, R., B. (2004). *Beyond Significance Testing: Reforming Data Analysis Methods in Behavioral Research*. Washington, DC: American Psychological Association.

Laughlin, W. A., Weinhandl, J. T., Kernozek, T. W., Cobb, S. C., Keenan, K. G., & O'Connor, K. M. (2011). The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *J Biomech, 44*(10), 1845-1851.

Lebon, F., Collet, C., & Guillot, A. (2010). Benefits of motor imagery training on muscle strength. *J Strength Cond Res, 24*(6), 1680-1687.

Lephart, S. M., Abt, J. P., Ferris, C. M., Sell, T. C., Nagai, T., Myers, J. B., et al. (2005). Neuromuscular and biomechanical characteristic changes in high school athletes: a plyometric versus basic resistance program. *Br J Sports Med, 39*(12), 932-938.

Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., et al. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am J Sports Med, 33*(7), 1003-1010.

Markovic, G. (2007). Does plyometric training improve vertical jump height? A meta-analytical review. *Br J Sports Med, 41*(6), 349-355; discussion 355.

Meeuwisse, W. H., Sellmer, R., & Hagel, B. E. (2003). Rates and risks of injury during intercollegiate basketball. *Am J Sports Med, 31*(3), 379-385.

Myer, G. D., Ford, K. R., Barber Foss, K. D., Liu, C., Nick, T. G., & Hewett, T. E. (2009). The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clin J Sport Med, 19*(1), 3-8.

Myklebust, G., Engebretsen, L., Braekken, I. H., Skjolberg, A., Olsen, O. E., & Bahr, R. (2003). Prevention of noncontact anterior cruciate ligament injuries in female team handball players : a prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med, 13*, 71-78.

Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., & Bahr, R. (2005). Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *BMJ, 330*(7489), 449.

Pairot de Fontenay, B., Argaud, S., Monteil, K. (2009). Rupture du LCA : Cas de l'athlète féminine. *Journal de Traumatologie du Sport, 26*, 155-162.

Pollard, C., D., Sigward, S., M., & Powers, C., M. (2009, 27 august). *Injury prevention training results in biomechanical changes consistent with decreased knee loading in females athletes during landing.* Paper presented at the Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, College Station, PA.

Prodromos, C. C., Han, Y., Rogowski, J., Joyce, B., & Shi, K. (2007). A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. *Arthroscopy, 23*(12), 1320-1325 e1326.

Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynnon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., et al. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med, 42*(6), 394-412.

Shimokochi, Y., Ambegaonkar, J. P., Meyer, E. G., Lee, S. Y., & Shultz, S. J. (2012). Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*.

Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull, 86*(2), 420-428.

Vescovi, J. D., & VanHeest, J. L. (2010). Effects of an anterior cruciate ligament injury prevention program on performance in adolescent female soccer players. *Scand J Med Sci Sports, 20*(3), 394-402.

Wilkinson, L. (1999). Statistical Methods in Psychology Journals: Guidelines and Explanations. *American Psychologist, 54*(8), 694-604.

Zazulak, B. T., Ponce, P. L., Straub, S. J., Medvecky, M. J., Avedisian, L., & Hewett, T. E. (2005). Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J Orthop Sports Phys Ther, 35*(5), 292-299.

Ziv, G., & Lidor, R. (2010). Vertical jump in female and male volleyball players: a review of observational and experimental studies. *Scand J Med Sci Sports*.

APPENDIX

Appendix 1: Composition of the specific preventive training program. Physical trainings were performed twice a week before basketball practice. The specific physical training group experienced only physical rehearsals while the combined specific physical and mental training group performed half physical and half mental practice.

Specific physical training program

Week	Balance training	Plyometric exercises	Strengthening	Core training
1	Three jumps and stabilization. 1 x 8 repetitions on each leg, 30s rest Balance on balance pad with ball. 2 x 8 rep on each leg, 30s rest	Vertical jumps, 2 x 5 rep on both legs, 20s rest Side jumps, 2 x 16 rep on both legs, 40s rest Jumps with a rotation of 90° 2 x 4 rep on both legs, 40s rest	Gluteus maximus and hamstrings. 4 x 8 rep on each leg Hamstrings. 4 x 6 rep	On the front, on the back and on both sides. 3 x 30s on each position
2	Run and stop on a single leg. 1 x 3 rep on each leg, 30s rest Drop jump on the balance pad. 2 x 8 rep on each leg, 30s rest	2 long jumps and 1 vertical jump 2 x 4 rep on both legs, 40s rest Jump ahead and back 2 x 10 rep on both legs, 40s rest Scissors jumps 2 x 4 rep, 40s rest	Gluteus maximus and hamstrings. 4 x 8 rep on each leg (with a weight of 1 kg) Hamstrings. 4 x 6 rep (with a weight of 1 kg)	On the front, on the back and on both sides. 3 x 30s on each position
3	Run and stop on a single leg and throw the ball. 2 x 4 rep on each leg, 30s rest Drop jump with a rotation of 90° in midair landing on the balance pad. 2 x 6 rep on both legs, 30s rest	Vertical jumps 2 x 5 rep on both legs, 30s rest Side jumps 2 x 20 rep on both legs, 50s rest Jump ahead and back with a rotation of 180° 2 x 6 rep on both legs, 30s rest	Gluteus maximus and hamstrings. 4 x 8 rep on each leg (with a weight of 1 kg) Hamstrings. 4 x 6 rep (with a weight of 1 kg)	On the front, on the back and on both sides. 3 x 30s on each position with one leg up
4	Jump on one leg, jump on the other leg and stabilization on both legs. 2 x 10 rep on each leg, 30s rest Balance on balance pad with ball. 2 x 12 rep on each leg, 30s rest	2 long jumps and 1 vertical jump 2 x 4 rep on both legs, 50s rest Jump ahead and back 2 x 12 rep on both legs, 50s rest Scissors jumps 2 x 6 rep, 50s rest	Gluteus maximus and hamstrings. 4 x 8 rep on each leg (with a weight of 2 kg) Hamstrings. 4 x 6 rep (with a weight of 2 kg)	On the front, on the back and on both sides. 3 x 30s on each position with one leg up
5	Two jumps, jump with a rotation of 180° and destabilizations from an other player. 2 x 6 rep on each leg, 30s rest One leg on the balance pad with destabilization sfrom an other player. 2 x 30 seconds, 30s rest	Vertical jumps 2 x 6 rep on both legs, 30s rest Side jumps 2 x 24 rep on both legs, 50s rest Jump ahead and back with a rotation of 180° 2 x 8 rep on both legs, 50s rest	Gluteus maximus and hamstrings. 4 x 8 rep on each leg (with a weight of 1 kg) Hamstrings. 4 x 6 rep (with a weight of 1 kg)	On the front, on the back and on both sides. 3 x 30s on each position with one leg moving
6	Run and stop on a single leg and throw the ball with a rotation of the trunk. 2 x 6 rep on each leg, 30s rest Drop jump with a rotation of 90° in midair landing on the balance pad. 2 x 6 rep on both legs, 30s rest	2 long jumps and 1 vertical jump 2 x 4 rep on both legs, 50s rest Jump ahead and back 2 x 16 rep on both legs, 50s rest Scissors jumps 2 x 8 rep, 50s rest	Gluteus maximus and hamstrings. 4 x 8 rep on each leg (with a weight of 2 kg) Hamstrings. 4 x 6 rep (with a weight of 2 kg)	On the front, on the back and on both sides. 3 x 30s on each position with one leg moving
7	Jump ahead and back with a rotation of 90° and destabilizations from an other player. 2 x 6 rep on each leg, 30s rest Jump on the balance pad, catch a ball and jump with a rotation of 90°. 1 x 5 rep on each leg, 30s rest	Drop jump and vertical jump 2 x 4 rep on both legs, 30s rest 3 long jumps and 1 vertical jump with a rotation of 90° and catch a ball 2 x 4 rep on both legs, 30s rest Vertical jumps with throwing and catching a ball 2 x 4 rep on both legs, 40s rest	Gluteus maximus and hamstrings. 4 x 8 rep on each leg (with a weight of 3 kg) Hamstrings. 4 x 6 rep (with a weight of 3 kg)	On the front, on the back and on both sides. 3 x 30s on each position with one leg moving
8	Side jump and long jump with a rotation of 90°. 2 x 5 rep on each leg, 30s rest Side jump, long jump with landing on the balance pad and shoot. 1 x 5 rep on each leg, 30s rest	Drop jump and vertical jump 2 x 5 rep on both legs, 30s rest 3 long jumps and 1 vertical jump with a rotation of 90° and catch a ball 2 x 5 rep on both legs, 30s rest Vertical jumps with throwing and catching a ball 2 x 5 rep on both legs, 40s rest	Gluteus maximus and hamstrings. 4 x 8 rep on each leg (with a weight of 3 kg) Hamstrings. 4 x 6 rep (with a weight of 3 kg)	On the front, on the back and on both sides. 3 x 30s on each position with one leg moving

Annexe 9

Programme de préparation physique spécifique

Programme de prévention

B. PAIROT DE FONTENAY
sous la direction de madame K. MONTEIL

Travail de l'équilibre et exercices de pliométrie

Travail de l'équilibre

Consignes:

Vérifier l'alignement Hanche-Genou-Orteils

La position d'arrivée doit être maintenue 5s

Vérifier le bon amortissement de la réception:

La réception débute sur les pointes de pieds et ensuite la joueuse pose l'arrière pied

La réception doit être la plus légère possible : « légère comme une plume »

Les flexions de hanche et de genou doivent être accentuées

Exercices de pliométrie

Consignes:

Vérifier l'alignement Hanche-Genou-Orteils

Vérifier le bon amortissement de la réception

Eviter le rapprochement des genoux lors des réceptions à deux pieds

L'enchaînement des sauts est rapide et l'amplitude maximale : « rebondir comme un ressort »

Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport *benoit.pdf@univ-lyon1.fr*

Semaine 1

Travail de l'équilibre

Au sol:

Départ sur une jambe, saut en avant à cloche pied, saut en avant avec changement de pied, saut en avant avec réception à deux pieds maintenir 5").

1 série de 8 répétitions en partant de la jambe droite, 30" de récupération
1 série de 8 répétitions en partant de la jambe gauche, 30" de récupération

Progression en vitesse

Sur tapis d'équilibre

Deux joueuses face à face, en appui sur une jambe, se lançant le ballon.

2 séries de 8 répétitions sur jambe droite
2 séries de 8 répétitions sur jambe gauche
30 '' de récupération

Exercices de pliométrie

Exercice 1:

Saut vertical à deux pieds avec les bras en l'air, réception avec les mains qui touchent le sol.

2 séries de 5 répétitions, 20" de récupération

Exercice 2:

Saut à deux pieds de côté (1m)
Aller = 2 sauts vers la gauche (en accentuant la flexion sur le 2ème saut)
Retour = 2 sauts vers la droite (en accentuant la flexion sur le 2ème saut)

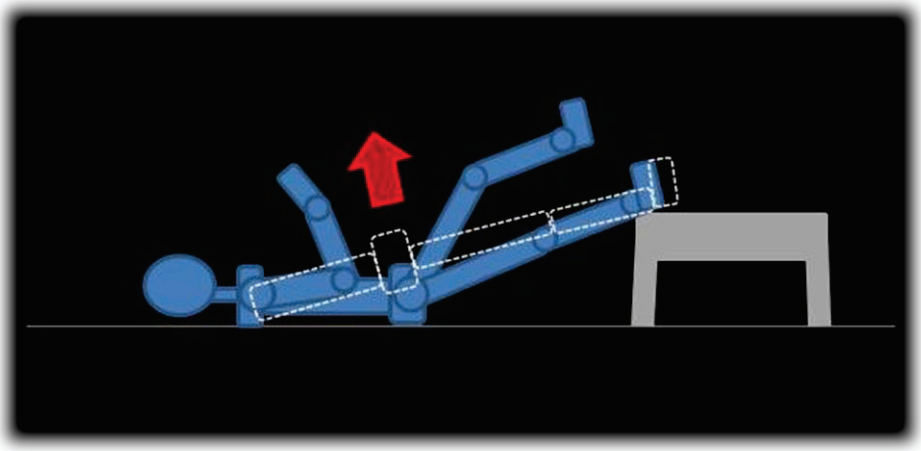
2 séries de 4 allers-retours
40" de récupération

Exercice 3:

Saut à deux pieds avec un demi-tour, aller-retour.
2 séries de répétitions, 40" de récupération

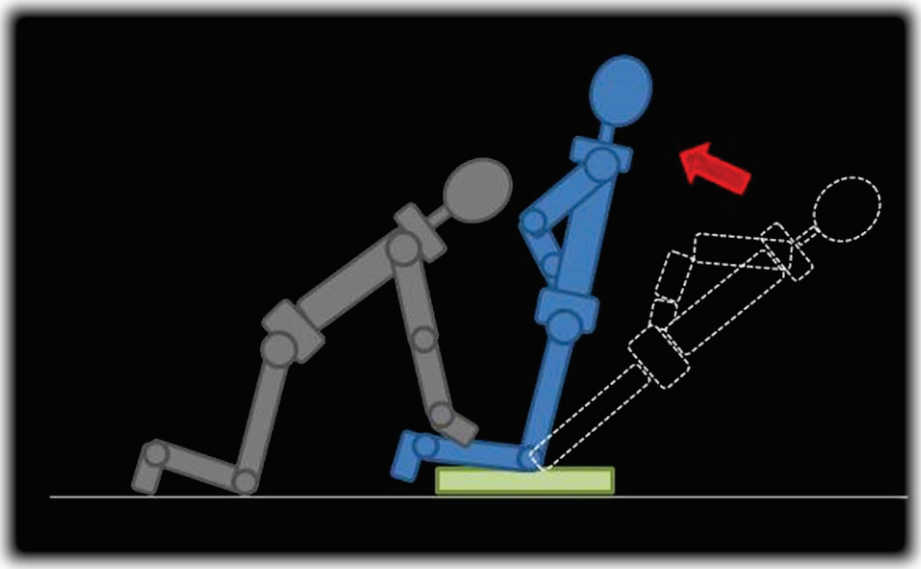
RENFORCEMENT

Renforcement global Grand-fessier et IJ



4 séries de 8 mouvements sur chaque membre inférieur

Renforcement spécifique des IJ



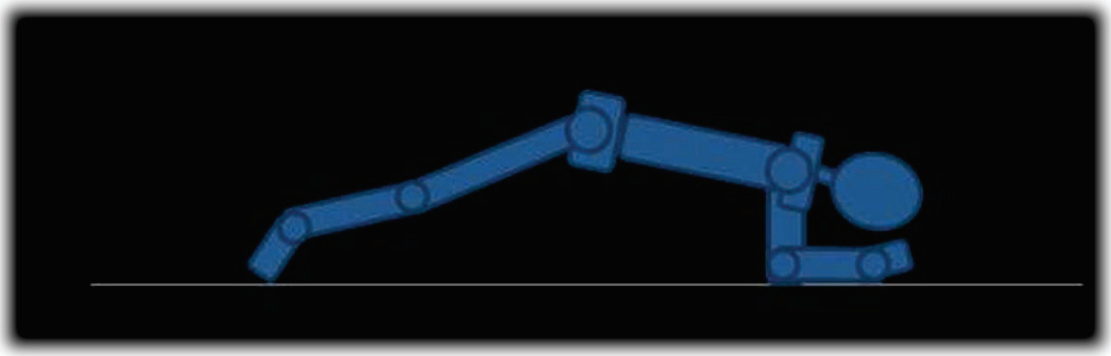
4 séries de 6 mouvements

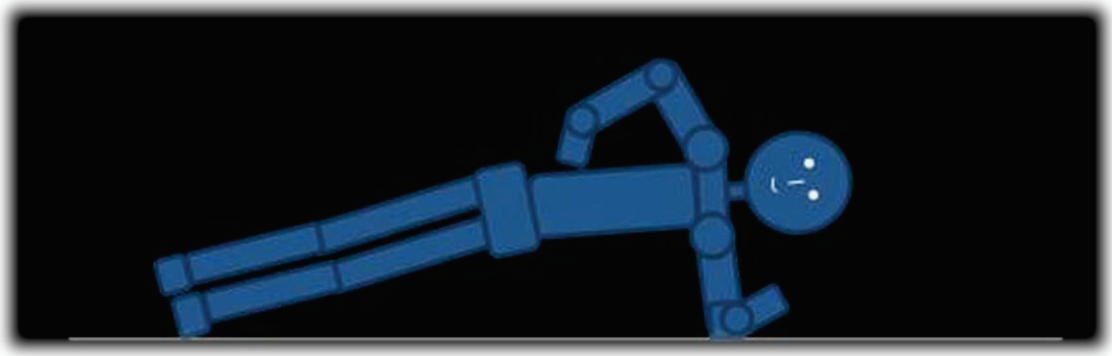
<u>Attention</u> au maintien de l'alignement cuisse tronc

GAINAGE

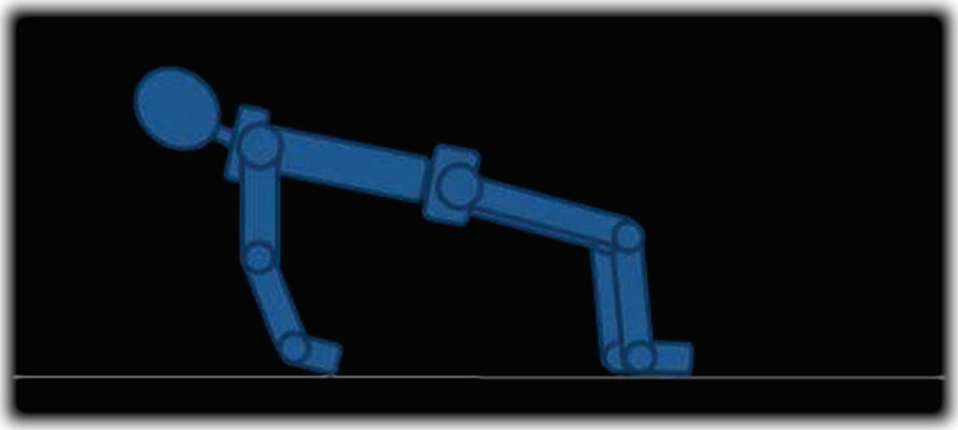
Vérifier le positionnement en rectitude du tronc et des membres inférieurs

3 séries de 30’’ pour chaque position





A réaliser des deux côtés



Semaine 2

Travail de l'équilibre

Au sol:

Course (5 foulées) et arrêt sur une jambe (maintenir 5")

1 série de 3 répétitions sur chaque jambe,
30" de récupération

Course latérale (3 pas chassés) et arrêt sur la jambe du dernier appui (maintenir 5")

1 série de 3 répétitions sur chaque jambe,
30" de récupération

Sur tapis d'équilibre

Saut à 2 pieds en contrebas (hauteur 40 cm) en fléchissant à 90°les genoux (maintenir 5")

2 séries de 6 répétitions, 30" de récupération

Exercices de pliométrie

Exercice 4:

2 sauts horizontaux 2 pieds + 1 saut vertical

2 séries de 4 répétitions, 40" de récupération

Exercice 5:

Saut à deux pieds en avant puis en arrière (insister sur la flexion lors du saut vers l'avant)

2 séries de 5 allers-retours, 40" de récupération

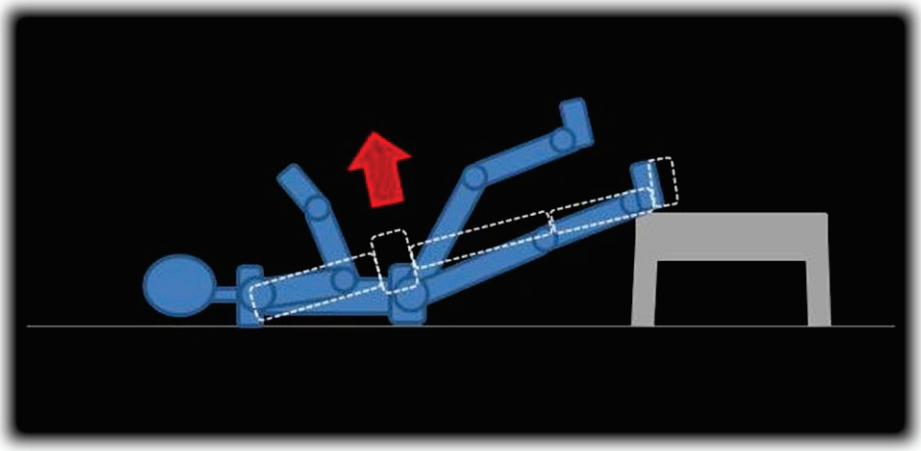
Exercice 6:

Saut alterné en fente avant (jambe droite devant puis jambe gauche)

2 séries de 4 répétitions, 40" de récupération

RENFORCEMENT

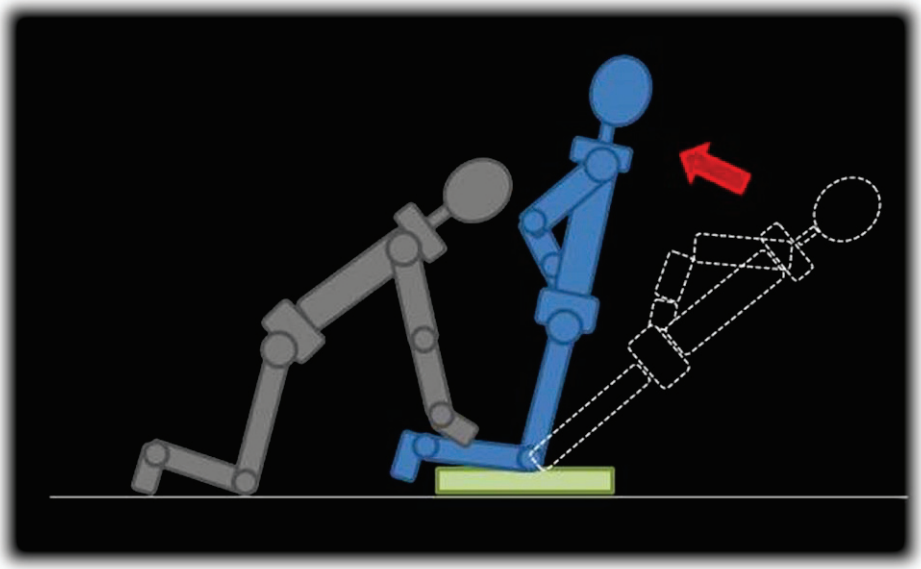
Renforcement global Grand-fessier et IJ



4 séries de 8 mouvements sur chaque membre inférieur

+ 1 Kg

Renforcement spécifique des IJ



4 séries de 6 mouvements

+ 1 Kg

<u>Attention</u> au maintien de l'alignement cuisse tronc

Travail de l'équilibre et exercices de pliométrie

Travail de l'équilibre

Consignes:

Vérifier l'alignement Hanche-Genou-Orteils

La position d'arrivée doit être maintenue 5s

Vérifier le bon amortissement de la réception:

La réception débute sur les pointes de pieds et ensuite la joueuse pose l'arrière pied

La réception doit être la plus légère possible : « légère comme une plume »

Les flexions de hanche et de genou doivent être accentuées

Exercices de pliométrie

Consignes:

Vérifier l'alignement Hanche-Genou-Orteils

Vérifier le bon amortissement de la réception

Eviter le rapprochement des genoux lors des réceptions à deux pieds

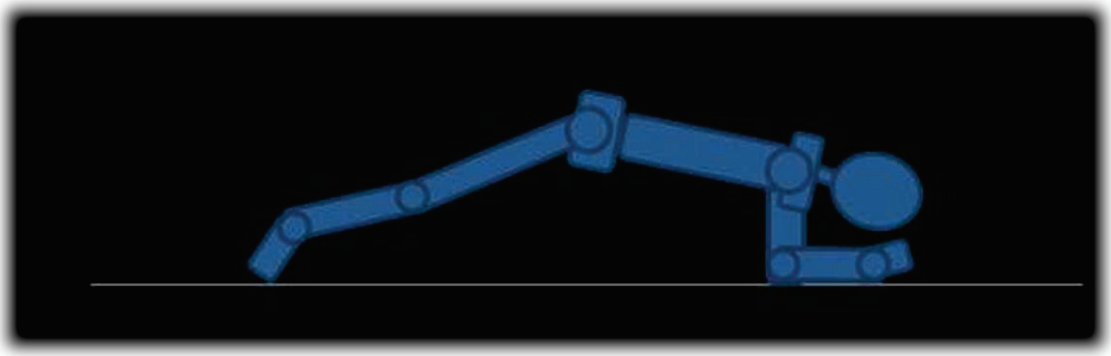
L'enchaînement des sauts est rapide et l'amplitude maximale : « rebondir comme un ressort »

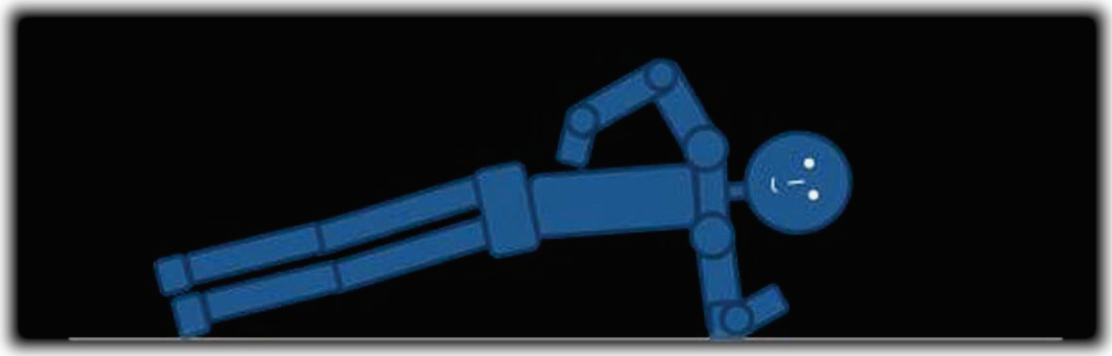
Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport *benoit.pdf@univ-lyon1.fr*

GAINAGE

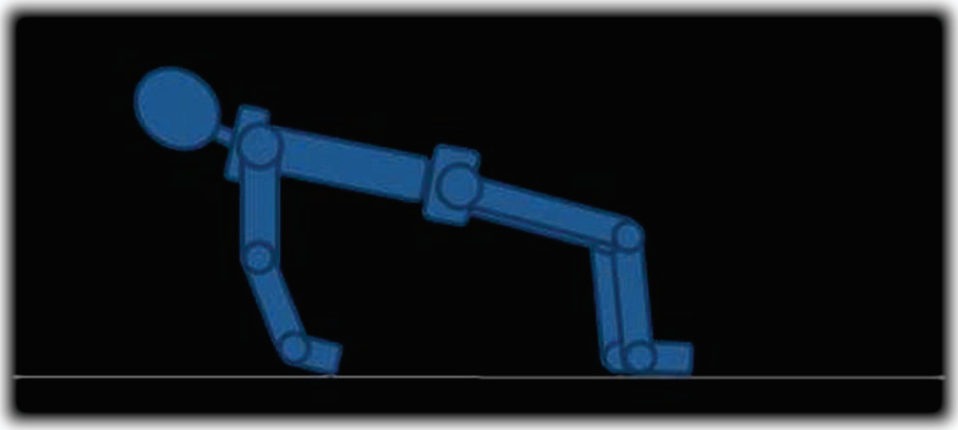
Vérifier le positionnement en rectitude du tronc et des membres inférieurs

3 séries de 30’’ pour chaque position





A réaliser des deux côtés



Semaine 3

Travail de l'équilibre

Au sol:

Course (3 foulées) et arrêt sur une jambe enchaîné avec un lancer de ballon vers une partenaire à gauche ou à droite

2 séries de 4 répétitions sur chaque jambe, 30" de récupération

Sur tapis d'équilibre

Saut à 2 pieds en contrebas (hauteur 40 cm) avec un quart de tour (droite ou gauche) en fléchissant à 90° (maintenir 5")

2 séries de 6 répétitions, 30" de récupération

Exercices de pliométrie

Exercice 1:

Saut vertical à deux pieds avec les bras en l'air, réception avec les mains qui touchent le sol.

2 séries de 5 répétitions sur chaque jambe, 30" de récupération

Exercice 2:

Saut à deux pieds de côté (1m)
Aller = 2 sauts vers la gauche (en accentuant la flexion sur le 2ème saut)
Retour = 2 sauts vers la droite (en accentuant la flexion sur le 2ème saut)

2 séries de 5 allers-retours, 50" de récupération

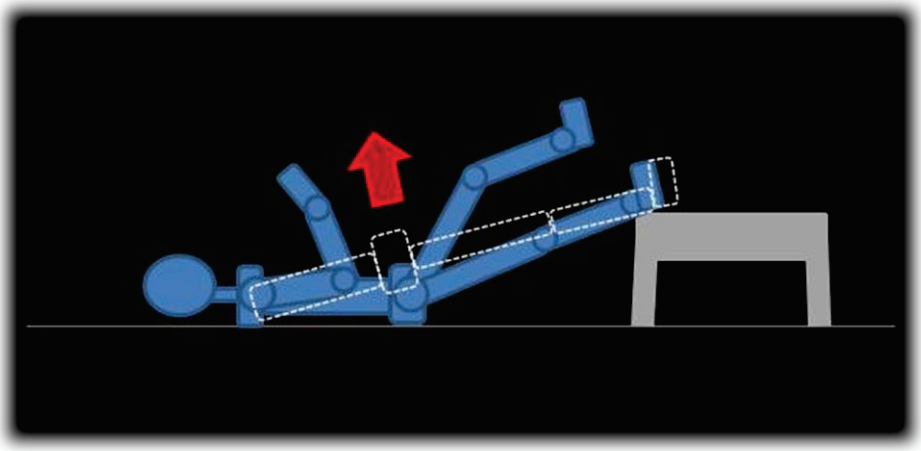
Exercice 3:

Saut à deux pieds avec un demi-tour, aller-retour.

2 séries de 6 répétitions, 30" de récupération

RENFORCEMENT

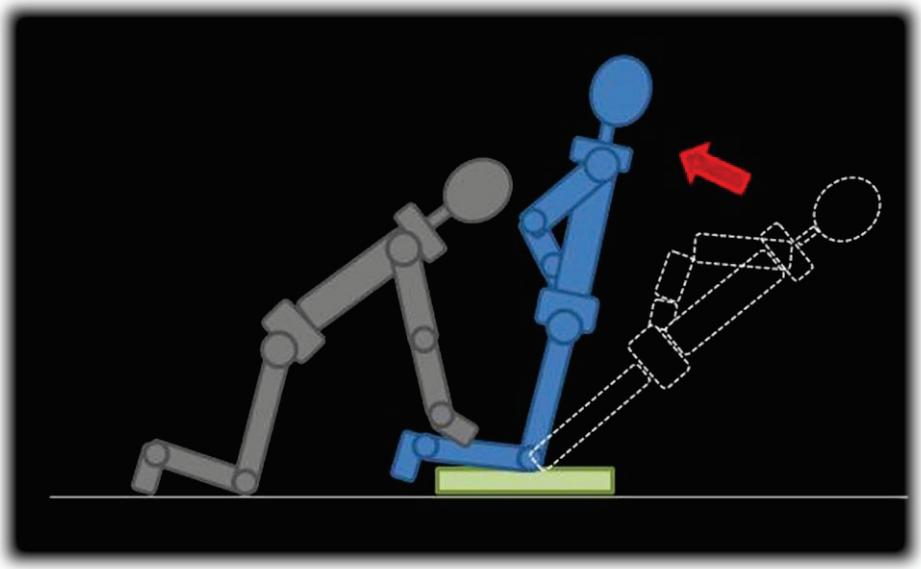
Renforcement global Grand-fessier et IJ



4 séries de 8 mouvements sur chaque membre inférieur

+ 1 Kg

Renforcement spécifique des IJ



4 séries de 6 mouvements

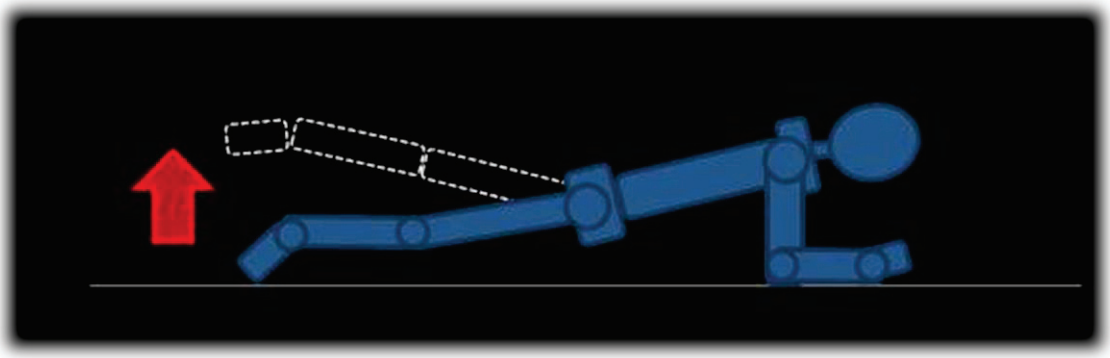
+ 1 Kg

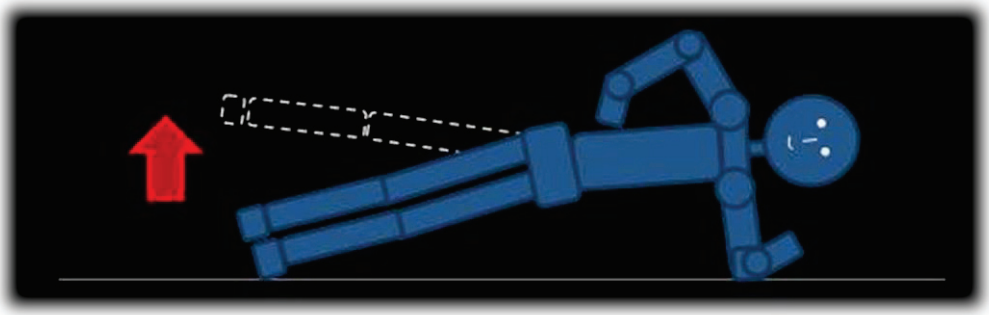
<u>Attention</u> au maintien de l'alignement cuisse tronc

GAINAGE

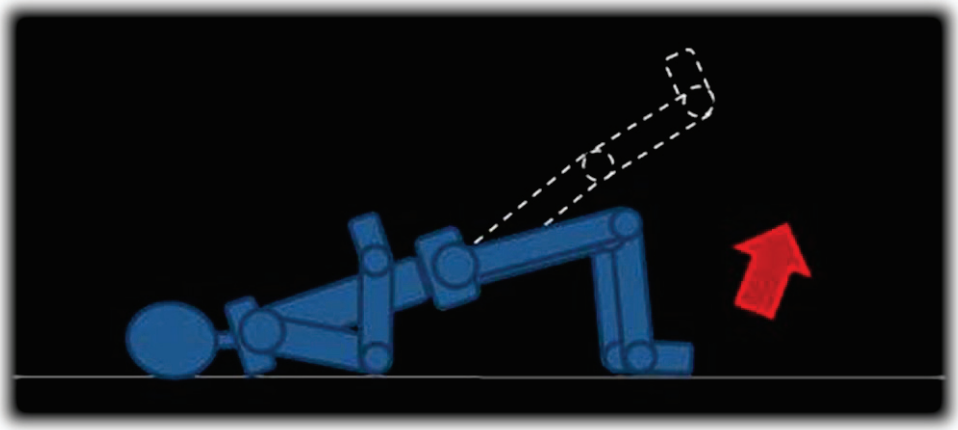
Vérifier le positionnement en rectitude du tronc et des membres inférieurs

4 séries de 30’’ pour chaque position





A réaliser des deux côtés



Semaine 4

Travail de l'équilibre

Au sol:

Départ sur une jambe, saut en avant à cloche pied, saut en avant avec changement de pied, saut en avant avec réception à deux pieds (maintenir 5").

1 série de 10 répétitions en partant de la jambe droite, 30" de récupération
1 série de 10 répétitions en partant de la jambe gauche, 30" de récupération

Progression en vitesse

Sur tapis d'équilibre

Deux joueuses face à face, en appui sur une jambe, se lançant le ballon.

2 séries de 12 répétitions sur chaque jambe, 30" de récupération

Exercices de pliométrie

Exercice 4:

2 sauts horizontaux 2 pieds + 1 saut vertical

2 séries de 4 répétitions, 50" de récupération

Exercice 5:

Saut à deux pieds en avant puis en arrière (insister sur la flexion lors du saut vers l'avant)

2 séries de 6 allers-retours, 50" de récupération

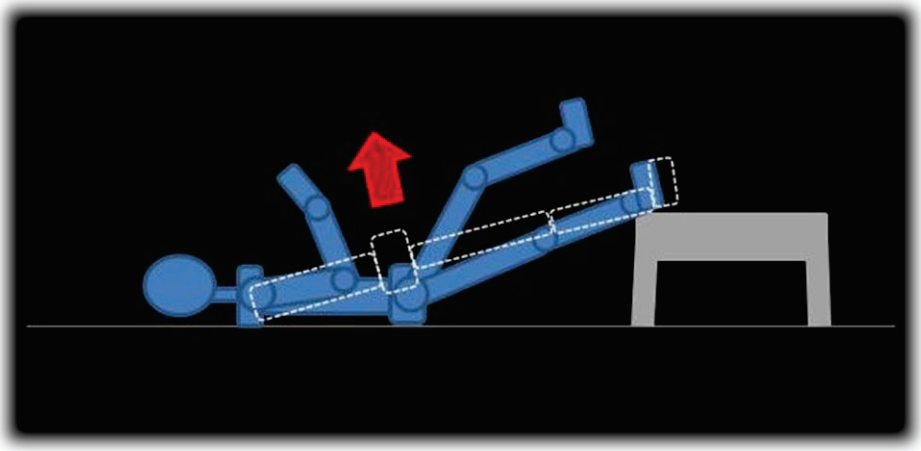
Exercice 6:

Saut alterné en fente avant (jambe droite devant puis jambe gauche)

2 séries de 6 répétitions, 50" de récupération

RENFORCEMENT

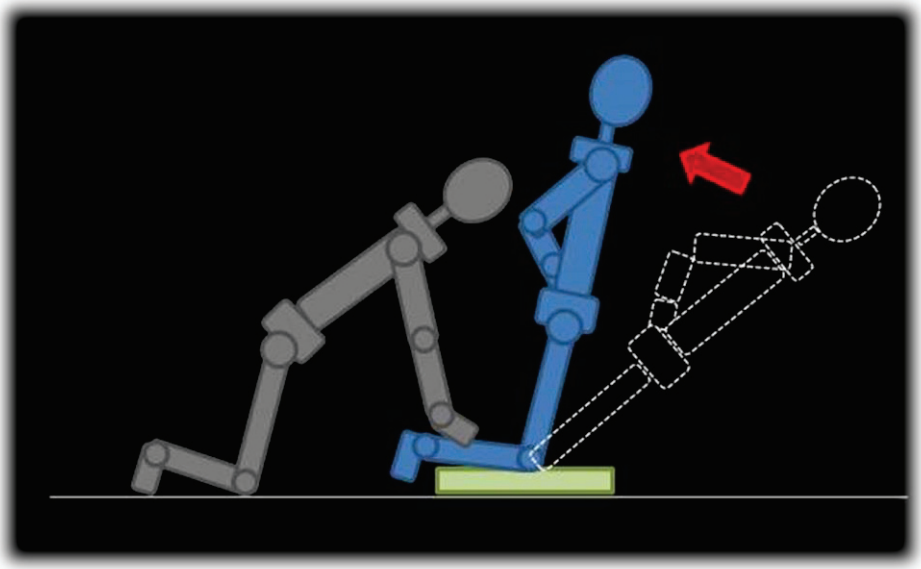
Renforcement global Grand-fessier et IJ



4 séries de 8 mouvements sur chaque membre inférieur

+ 2 Kg

Renforcement spécifique des IJ



4 séries de 6 mouvements

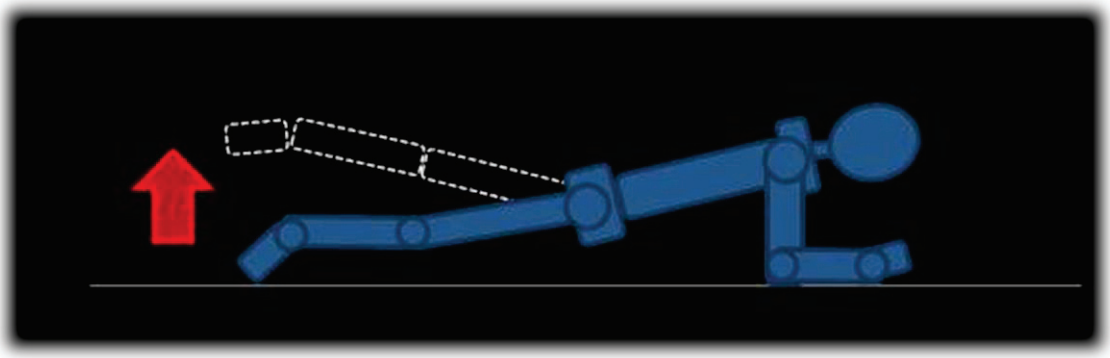
+ 2 Kg

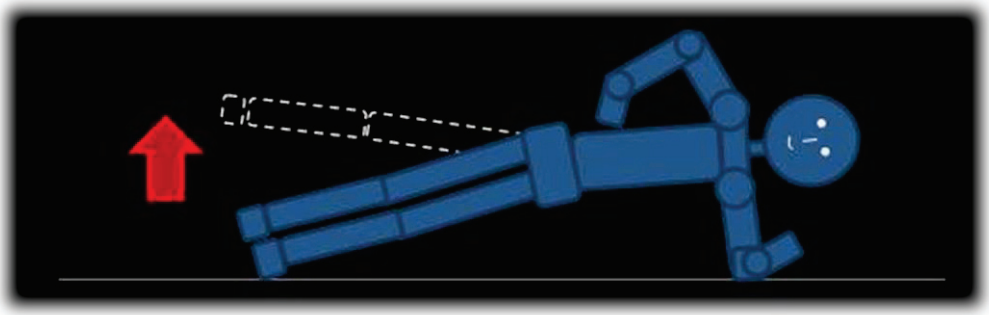
<u>Attention</u> au maintien de l'alignement cuisse tronc

GAINAGE

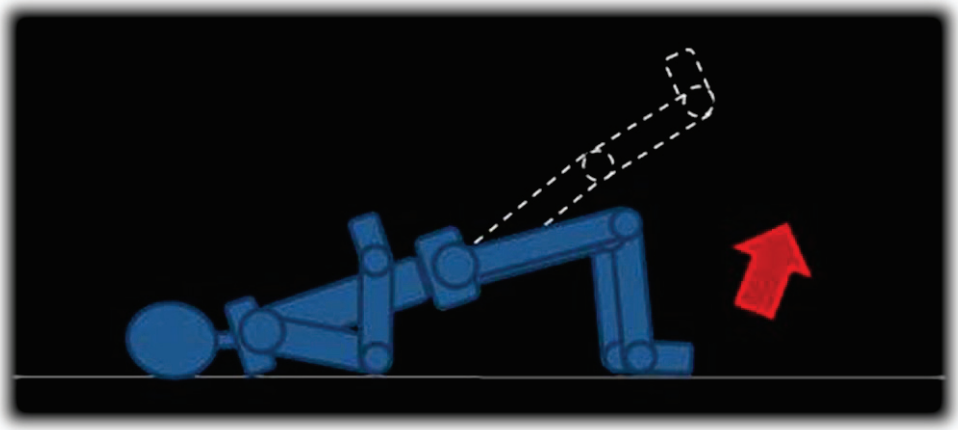
Vérifier le positionnement en rectitude du tronc et des membres inférieurs

4 séries de 30’’ pour chaque position





A réaliser des deux côtés



Travail de l'équilibre et exercices de pliométrie

Travail de l'équilibre

Consignes:

Vérifier l'alignement Hanche-Genou-Orteils

La position d'arrivée doit être maintenue 5s

Vérifier le bon amortissement de la réception:

La réception débute sur les pointes de pieds et ensuite la joueuse pose l'arrière pied

La réception doit être la plus légère possible : « légère comme une plume »

Les flexions de hanche et de genou doivent être accentuées

Exercices de pliométrie

Consignes:

Vérifier l'alignement Hanche-Genou-Orteils

Vérifier le bon amortissement de la réception

Eviter le rapprochement des genoux lors des réceptions à deux pieds

L'enchaînement des sauts est rapide et l'amplitude maximale : « rebondir comme un ressort »

Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport *benoit.pdf@univ-lyon1.fr*

Semaine 5

Travail de l'équilibre

Au sol:

Deux par deux, 2 sauts à deux pieds en avant, le deuxième comprend un demi-tour. La partenaire essaie de déstabiliser la joueuse à l'arrivée.

2 séries de 6 répétitions, 30" de récupération

Sur tapis d'équilibre

Deux par deux, sur une jambe, les joueuses essaient de se déstabiliser (en se tenant par les mains).

2 séries de 30" sur chaque jambe, 30" de récupération

Exercices de pliométrie

Exercice 1:

Saut vertical à deux pieds avec les bras en l'air, réception avec les mains qui touchent le sol.

2 séries de 6 répétitions, 30" de récupération

Exercice 2:

Saut à deux pieds de côté (1m)
Aller = 2 sauts vers la gauche (en accentuant la flexion sur le 2ème saut)
Retour = 2 sauts vers la droite (en accentuant la flexion sur le 2ème saut)

2 séries de 6 allers-retours, 50" de récupération

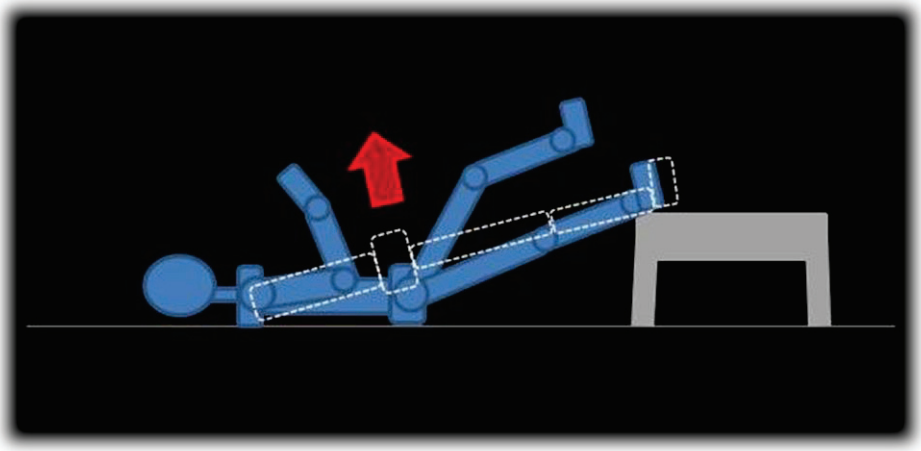
Exercice 3:

Saut à deux pieds avec un demi-tour, aller-retour.

2 séries de 8 répétitions, 50" de récupération

RENFORCEMENT

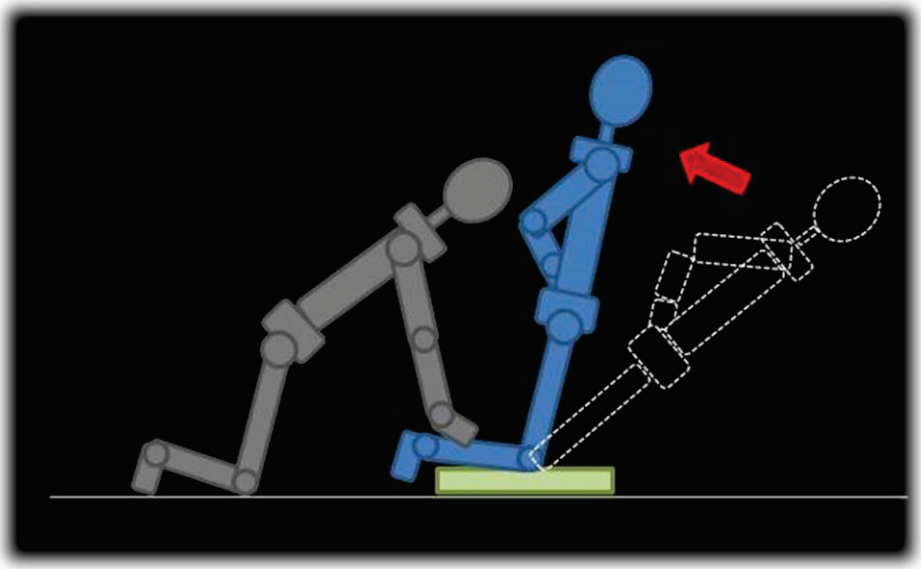
Renforcement global Grand-fessier et IJ



4 séries de 8 mouvements sur chaque membre inférieur

+ 1 Kg

Renforcement spécifique des IJ



4 séries de 6 mouvements

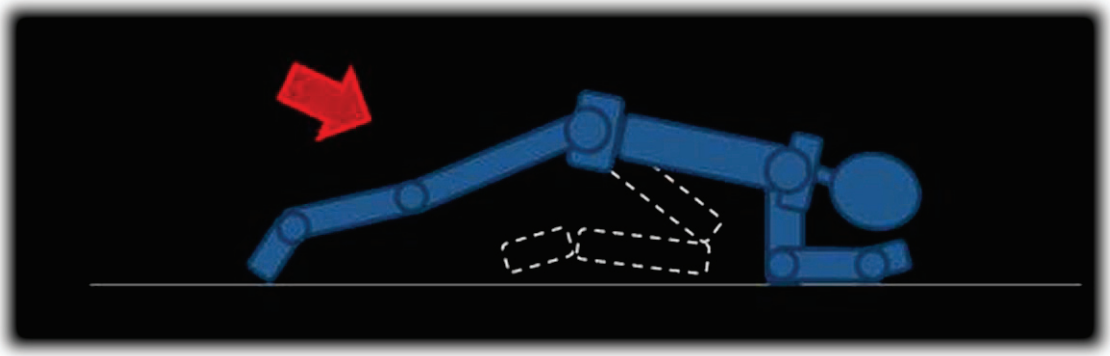
+ 1 Kg

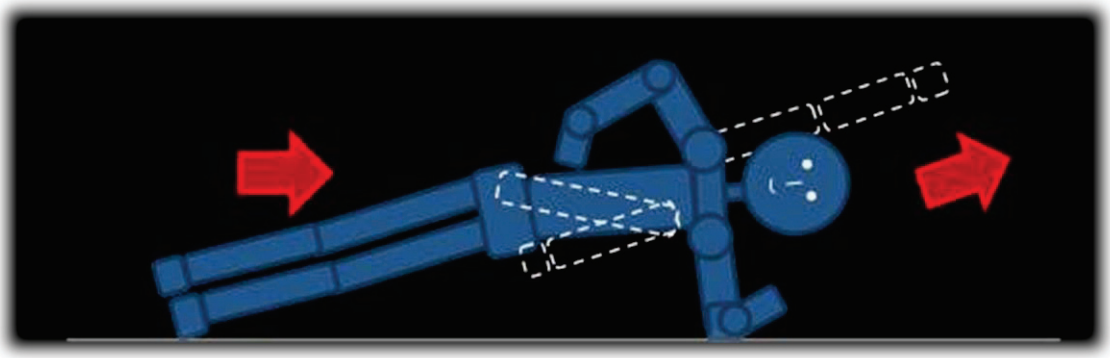
<u>Attention</u> au maintien de l'alignement cuisse tronc

GAINAGE

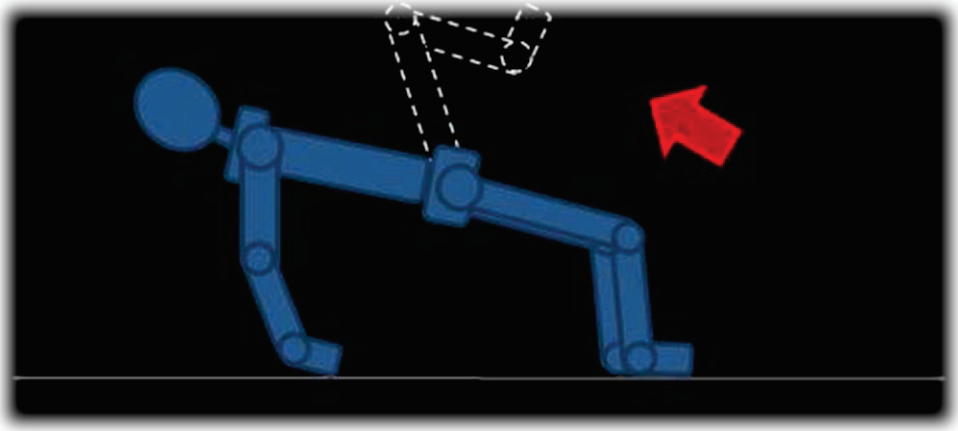
Vérifier le positionnement en rectitude du tronc et des membres inférieurs

3 séries de 30’’ pour chaque position





A réaliser des deux côtés



Semaine 6

Travail de l'équilibre

Au sol:

Course (3 foulées), arrêt sur une jambe, rotation du tronc de 90° avec lancé de ballon (maintenir 5'').

2 séries de 6 répétitions sur chaque jambe (rotation alternée du tronc), 30'' de récupération

Sur tapis d'équilibre

Saut à deux pieds en contrebas (d'une hauteur de 40 cm) avec quart de tour en accentuant la flexion de hanche et de genou (maintenir 5'').

2 séries de 6 répétitions, 30'' de récupération

Accentuer les amplitudes de flexions de la hanche et du genou

Exercices de pliométrie

Exercice 4:

Trois sauts à deux pieds en avant suivi d'un saut vertical.

2 séries de 4 répétitions, 50'' de récupération

Exercice 5:

Saut à deux pieds en avant et arrière en augmentant progressivement la distance (jusqu'à la performance max).

2 séries de 8 répétitions, 50'' de récupération

Exercice 6:

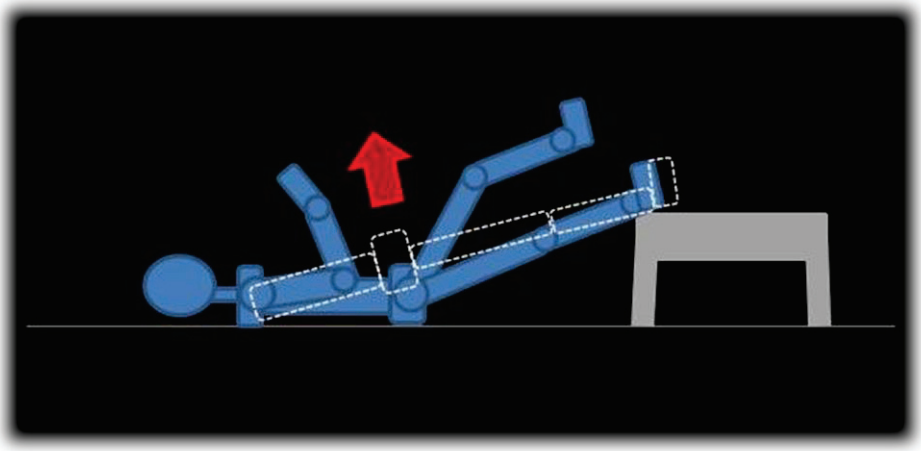
Saut alterné en fente avant (Une fois jambe droite en avant puis jambe gauche).

2 séries de 8 répétitions, 40'' de récupération

Réceptions débutées sur la pointe des pieds

RENFORCEMENT

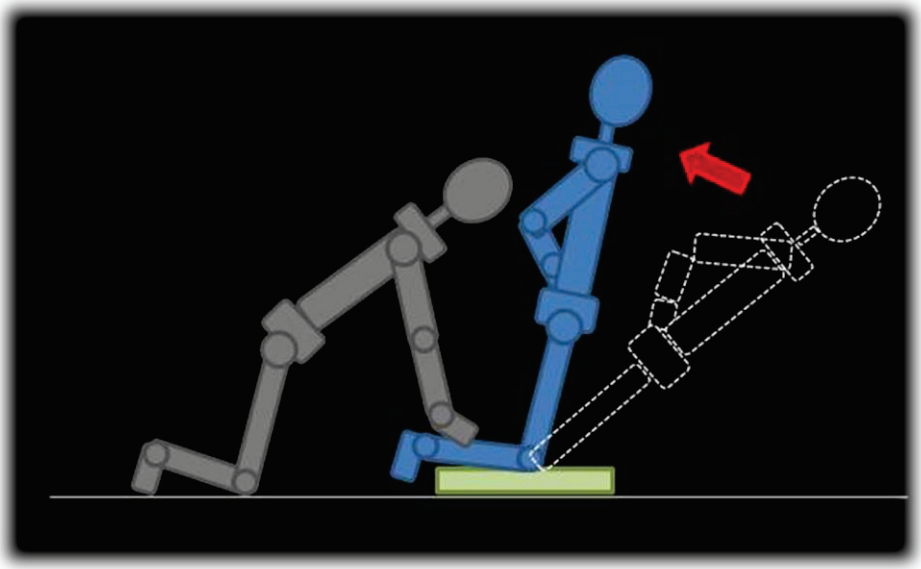
Renforcement global Grand-fessier et IJ



4 séries de 8 mouvements sur chaque membre inférieur

+ 2 Kg

Renforcement spécifique des IJ



4 séries de 6 mouvements

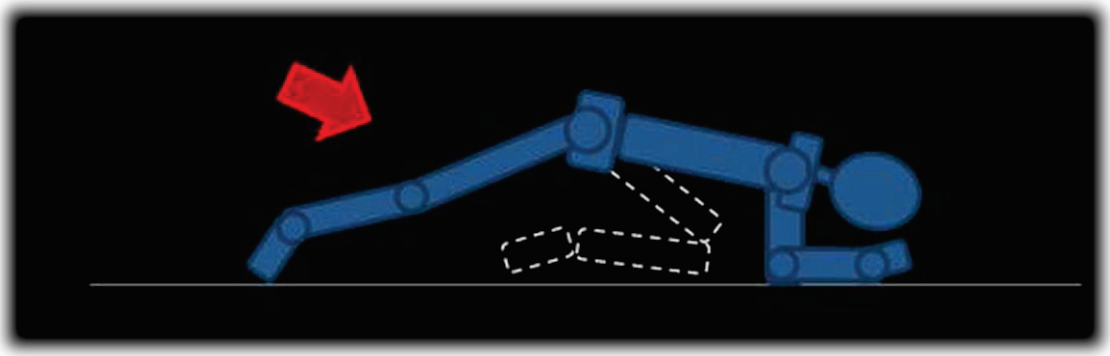
+ 2 Kg

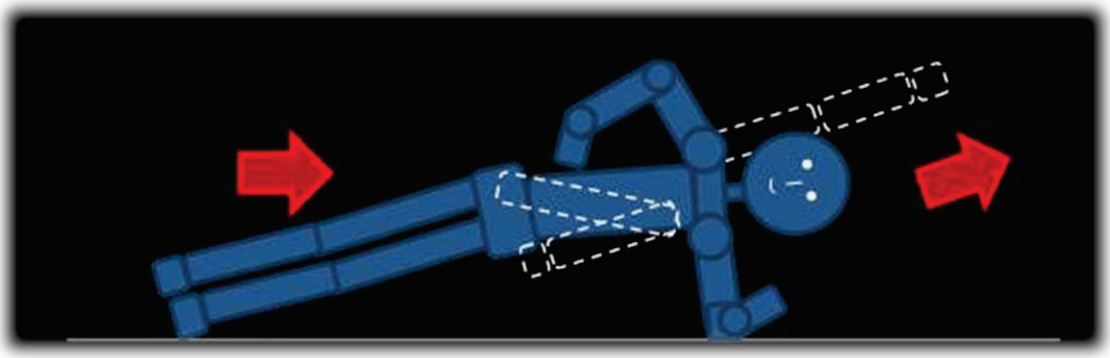
<u>Attention</u> au maintien de l'alignement cuisse tronc

GAINAGE

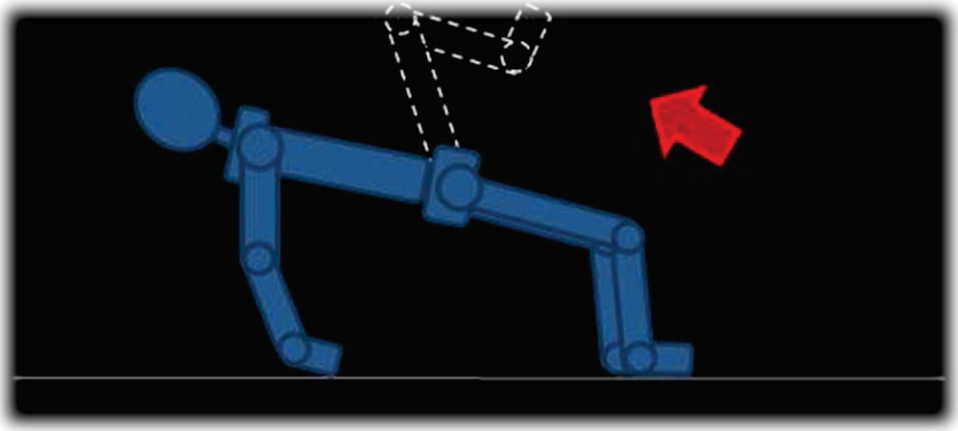
Vérifier le positionnement en rectitude du tronc et des membres inférieurs

3 séries de 30’’ pour chaque position





A réaliser des deux côtés



Travail de l'équilibre et exercices de pliométrie

Travail de l'équilibre

Consignes:

Vérifier l'alignement Hanche-Genou-Orteils

La position d'arrivée doit être maintenue 5s

Vérifier le bon amortissement de la réception:

La réception débute sur les pointes de pieds et ensuite la joueuse pose l'arrière pied

La réception doit être la plus légère possible : « légère comme une plume »

Les flexions de hanche et de genou doivent être accentuées

Exercices de pliométrie

Consignes:

Vérifier l'alignement Hanche-Genou-Orteils

Vérifier le bon amortissement de la réception

Eviter le rapprochement des genoux lors des réceptions à deux pieds

L'enchaînement des sauts est rapide et l'amplitude maximale : « rebondir comme un ressort »

Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport *benoit.pdf@univ-lyon1.fr*

Semaine 7

Travail de l'équilibre

Au sol:

Deux par deux, saut à cloche pied en avant et arrière avec quart de tour. La partenaire essaie de déstabiliser la joueuse à l'arrivée (maintenir 5").

2 séries de 6 répétitions avec jambe droite au départ (alterner quart de tour à droite ou gauche) , 30" de récupération
2 séries de 6 répétitions avec jambe droite au départ (alterner quart de tour à droite ou gauche) , 30" de récupération

Sur tapis d'équilibre

Saut à cloche pied en avant avec réception sur le tapis, réception de ballon et saut sur place avec demi-tour (maintenir 5").

1 série de 5 répétitions en partant de le jambe droite, 30" de récupération
1 série de 5 répétitions en partant de le jambe gauche, 30" de récupération

Exercices de pliométrie

Exercice 7:

Saut à deux pieds en contrebas (banc de 40 cm), suivi d'un saut vertical.

2 séries de 4 répétitions, 30" de récupération

Exercice 8:

Trois sauts à deux pieds en avant suivi d'un quatrième avec quart de tour et réception du ballon en l'air.

2 séries de 4 répétitions, 30" de récupération

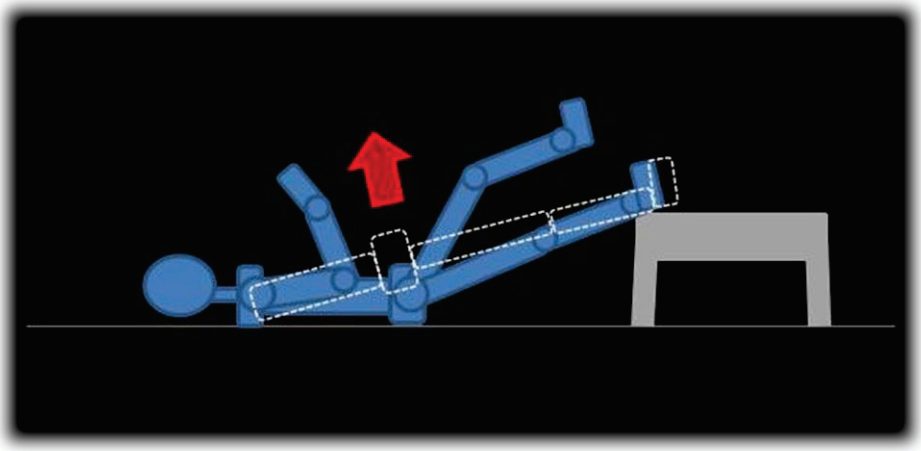
Exercice 9:

Contre-mouvement jump avec réception et envoi du ballon en l'air
(la prise du ballon se fait sur les sauts 1 et 3 et l'envoi sur les sauts 2 et 4)

2 séries de 4 répétitions, 40" de récupération

RENFORCEMENT

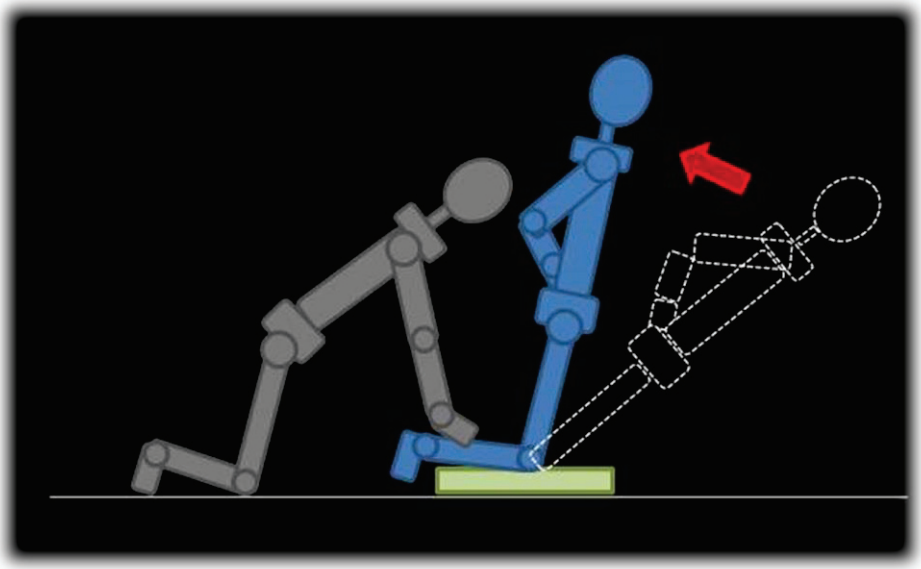
Renforcement global Grand-fessier et IJ



4 séries de 8 mouvements sur chaque membre inférieur

+ 3 Kg

Renforcement spécifique des IJ



4 séries de 6 mouvements

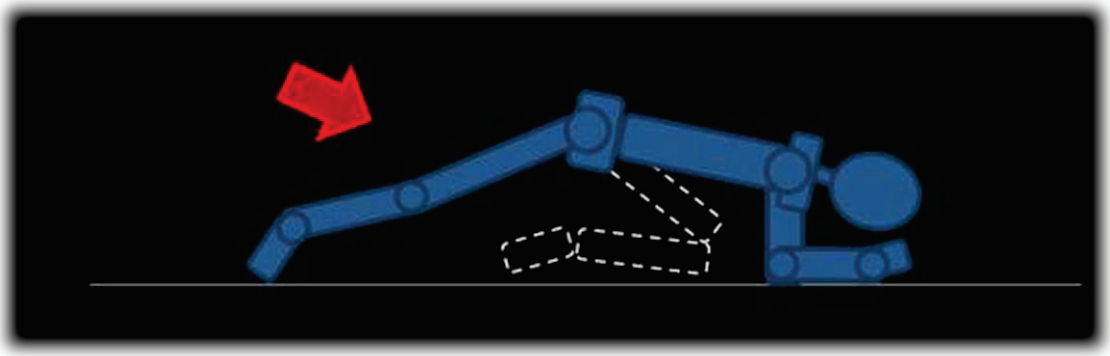
+ 3 Kg

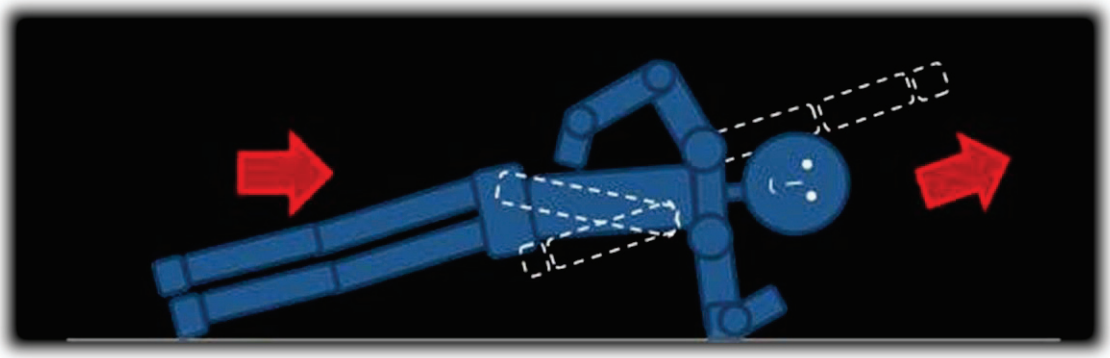
<u>Attention</u> au maintien de l'alignement cuisse tronc

GAINAGE

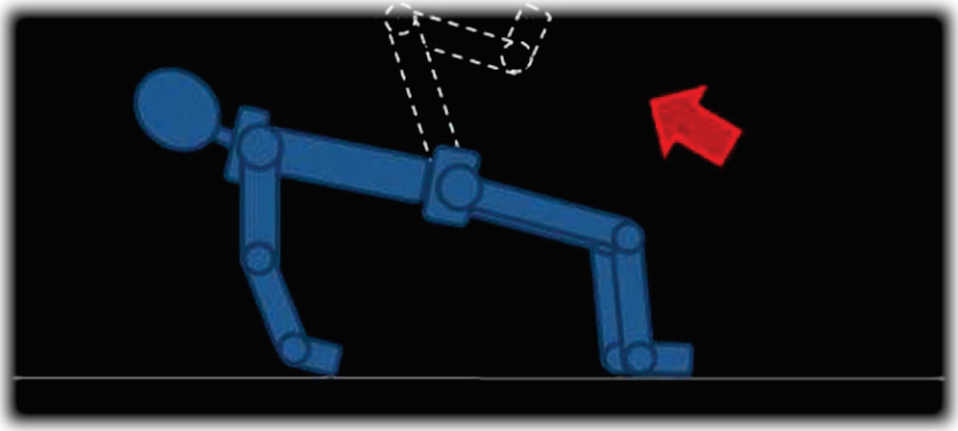
Vérifier le positionnement en rectitude du tronc et des membres inférieurs

3 séries de 30’’ pour chaque position





A réaliser des deux côtés



Semaine 8

Travail de l'équilibre

Au sol:

Saut de côté d'une jambe sur l'autre, retour sur la jambe de départ et saut à cloche pied en avant avec un quart de tour (maintenir 5").

2 séries de 5 répétitions avec jambe droite au départ (alterner quart de tour à droite ou gauche) , 30" de récupération
2 séries de 5 répétitions avec jambe droite au départ (alterner quart de tour à droite ou gauche) , 30" de récupération

Sur tapis d'équilibre

Départ avec le ballon dans les mains, saut de côté d'une jambe sur l'autre, saut en avant avec réception à deux pieds sur le tapis, saut vertical sur place avec shoot au panier (maintenir 5").

1 série de 5 répétitions en partant de la jambe droite, 30" de récupération
1 série de 5 répétitions en partant de la jambe gauche, 30" de récupération

Exercices de pliométrie

Exercice 7:

Saut à deux pieds en contrebas (banc de 40 cm), suivi d'un saut vertical.

2 séries de 5 répétitions, 30" de récupération

Exercice 8:

Trois sauts à deux pieds en avant suivi d'un quatrième avec quart de tour et réception du ballon en l'air.

2 séries de 5 répétitions, 30" de récupération

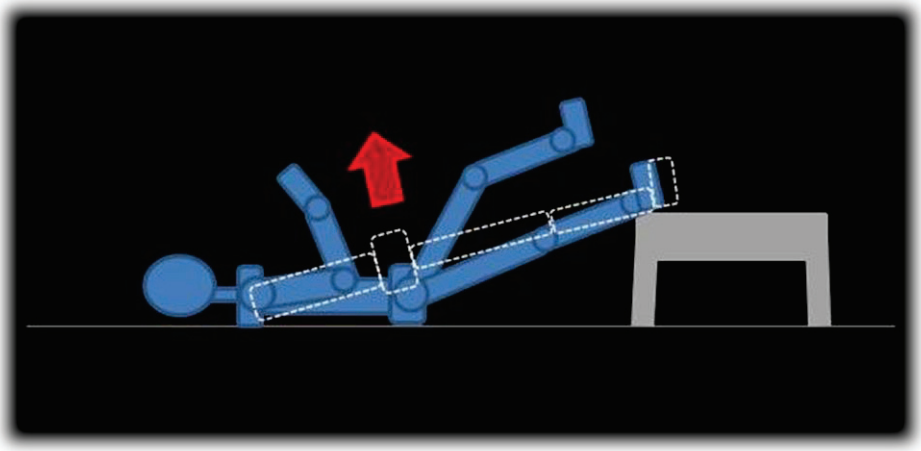
Exercice 9:

Contre-mouvement jump avec réception et envoi du ballon en l'air
(la prise du ballon se fait sur les sauts 1 et 3 et l'envoi sur les sauts 2 et 4)

2 séries de 5 répétitions, 40" de récupération

RENFORCEMENT

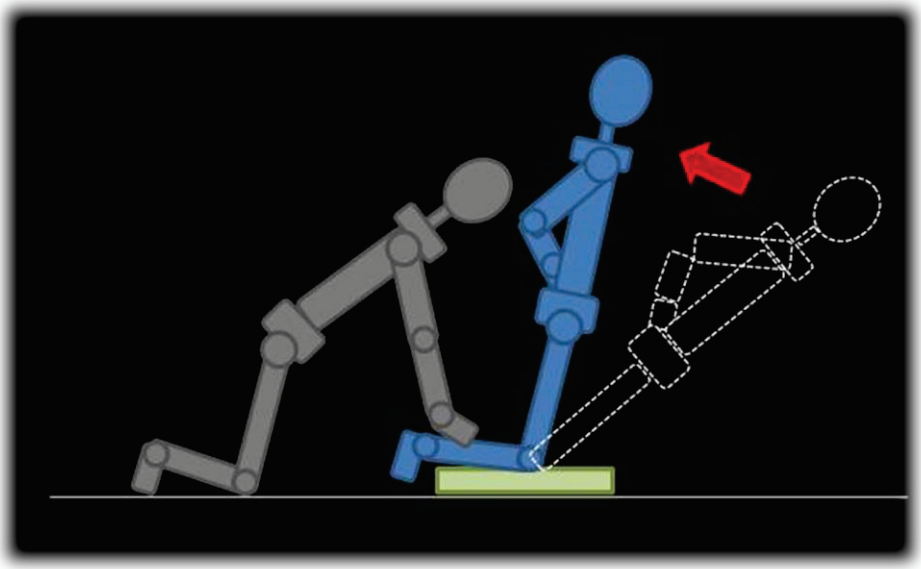
Renforcement global Grand-fessier et IJ



4 séries de 8 mouvements sur chaque membre inférieur

+ 3 Kg

Renforcement spécifique des IJ



4 séries de 6 mouvements

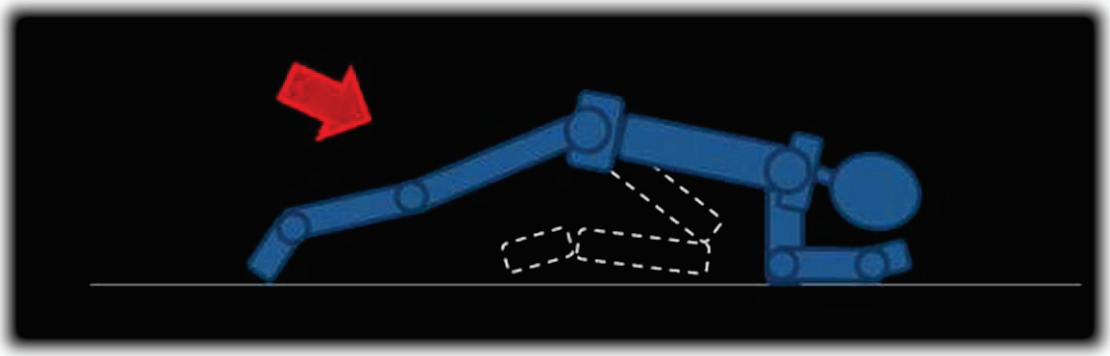
+ 3 Kg

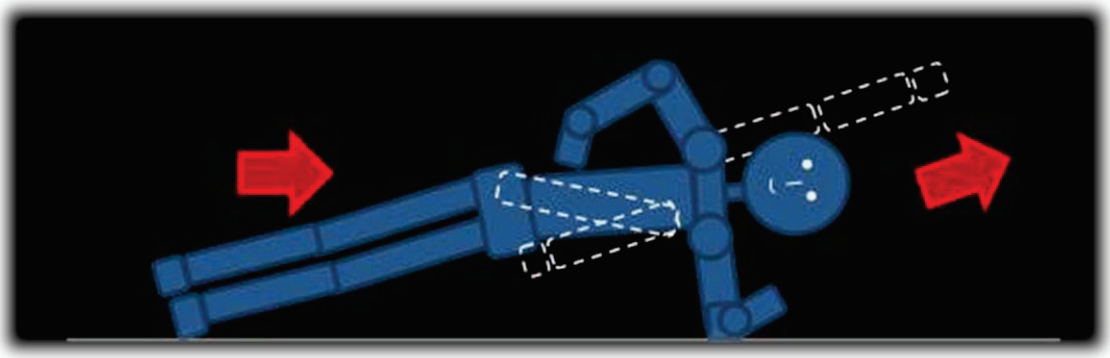
<u>Attention</u> au maintien de l'alignement cuisse tronc

GAINAGE

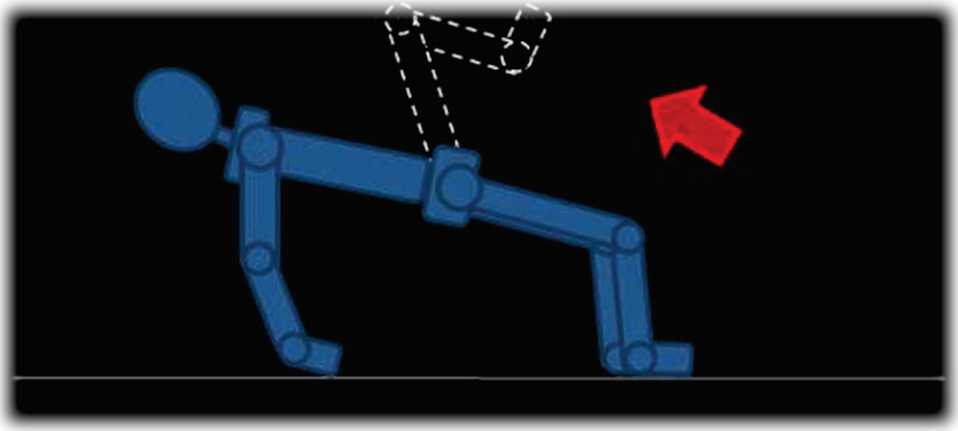
Vérifier le positionnement en rectitude du tronc et des membres inférieurs

3 séries de 30’’ pour chaque position





A réaliser des deux côtés



Annexe 10

Exemple de protocole de rééducation après reconstruction du LCA basé sur des critères de progression

Protocole de rééducation après reconstruction du LCA par greffon os-tendon patellaire-os (sans geste associé)

[8, 9, 91, 92, 251, 254, 266-276]

Phase 1: Post-opératoire immédiat

Objectifs	■ Diminution de l'inflammation ■ Réveil musculaire ■ Gain d'amplitude	
Fréquence		**Durée**
2 x/jour	**Mobilité**	
20 minutes	Massage (détente de la chaine postérieure)	
	Mobilisation de la patella et des culs de sacs sub-quadricipitaux	
	Etirements IJ, Triceps sural	3 reps x 30 s
	Amplitude (passive, 0-90°)	
	Cheville (pompes)	
	Genou : flexion (active, 0-90°)	3 séries x 10 reps
	Genou : extension (active-aidée. 90-60°)	3 séries x 10 reps
	Normalisation du schéma de marche avec 2 cannes	
2 x/jour	**Renforcement**	
15 minutes	Contractions du quadriceps : "Flash"	
	Contractions du quadriceps : isométrique (extension complète, 6"/6")	1 série x 10 reps
	Chaîne-Cinétique-Fermée (2 jambes)	
	- mini-squats (0-45°)	3 séries x 10 reps
1 x/jour	**Travail d'équilibre**	
5 minutes	Déporter le poids du corps : droite/gauche et avant/arrière	5 séries x 10 reps
1 x/jour	**Conditionnement physique**	
5 minutes	Vélo à bras	
Selon le besoin	**Modalités**	
	Electro-stimulation musculaire et myofeedback	20 min
	Cryothérapie	20 min
Critères de progression	■ Douleur	Contrôlée
	■ Epanchement	Moyen
	■ Contractures musculaires	Absence
	■ Contraction du quadriceps et migration de la patella	3-/5
	■ Mobilité patellaire	Bonne
	■ Amplitude minimum	0-90°

Phase 2: Autonomie

Objectifs	■ Diminution de l'inflammation ■ Contrôle musculaire ■ Gain d'amplitude ■ Marche sans canne symétrique ■ Détection des complications ■ Renforcement de la jambe non-opérée	
Fréquence		**Durée**
3 x/semaine 10 min	**Mobilité** Mobilisation de la patella et de la bourse supra-patellaire Etirements : IJ, Triceps sural Amplitudes Extension active du genou (90-60°) Levée des adhérences des cicatrices Normalisation du schéma de marche sans canne	 3 reps x 30 s 3 séries x 10 reps
3 x/semaine 20 min	**Renforcement** Contrôle des rotations du genou Elévation jambe tendue (flexion, extension, abduction, adduction) Co-contraction (90°, 60°) Triceps sural (2 jambes) Renforcement des IJ avec résistance manuelle (0-90°) Renforcement du quadriceps avec résistance manuelle (90-60°) CCF (2 jambes) - Wall-sits - Mini-squats - Presse (60-0°) - pont jambes pliées - pont jambes tendues Muscles de la hanche (flexion, extension, abduction, adduction) Jambe non-opérée (Quadriceps, IJ, muscles de la hanche…)	 3 séries x 10 reps 2 séries x 10 reps 3 séries x 10 reps 2 séries x 10 reps 10 reps 10 reps 3 séries x 10 reps 10 reps 10 reps 10 reps 10r/50%1RM
3 x/semaine 10 min	**Travail d'équilibre** Déporter le poids du corps : droite/gauche et avant/arrière Plateau d'équilibre (2 jambes) Fentes latérales Equilibre assis sur ballon 1 jambe au sol Equilibre unipodal (10°) Travail de la jambe non-opérée	 8 reps
3 x/semaine 10 min	**Conditionnement physique** Vélo d'appartement Marche dans l'eau	
Selon le besoin	**Modalités** Electro-stimulation musculaire et myofeedback Cryothérapie	 20 min 20 min
Critères de progression	■ Douleur ■ Réponse inflammatoire aux séances ■ Epanchement ■ Amplitude ■ Quadriceps ■ Fessiers (pont 2 jambes pliées) ■ Ischio-jambiers (pont 2 jambes tendues) ■ Marche sans canne	Pas de SDRC* Absente Minimal extension souple - 135° 4/5 10x 10x Symétrique

* Syndrome Douloureux Régional Complexe

Phase 3 : Mise en charge progressive

Objectifs	■ Amélioration de la force et de l'endurance ■ Amélioration de la stabilité articulaire active en charge ■ Amplitudes complètes ■ Réalisation des activités en décharge sans douleurs (vélo, natation) ■ Reprise de la course	
Fréquence		**Durée**
2 x/semaine 10 min	**Mobilité** Amplitudes complètes Etirements : IJ, Triceps sural, Quad, Tenseur du fascia-lata Normalisation schéma de marche : escaliers	 3 reps x 30 s
3 x/semaine 20 min	**Renforcement (Précautions fémoro-patellaires)** Rotations du genou Renforcement des IJ avec résistance (0-90°) Renforcement du quadriceps avec résistance manuelle (90-60°) CCF (2 jambes puis 1 jambe) - Wall-sits - Squats - Presse (90-0°) - pont jambes pliées - pont jambes tendues - triceps sural Muscles de la hanche (flexion, abduction, adduction) Jambe non-opérée	 3 séries x 10 reps 3s/8-12r/50% 3 séries x 10 reps 10 reps 3 séries x 10 reps 3 séries x 10 reps 3 séries x 10 reps 3 séries x 10 reps 3 séries x 15 reps 3s/10r/50%1RM 10r/50%1RM
3 x/semaine 10 min	**Travail d'équilibre** Plateau d'équilibre (2 jambes) Equilibre à une jambe (10°- 45°- 90°) Wall-sits avec ballon Déséquilibres (contrôle des rotations) Jambe non-opérée	
2 x/semaine 20-30 min	**Conditionnement physique** (Précautions fémoro-patellaires) Vélo d'appartement / Rameur / Steppeur Natation (battements)	
3 x/semaine 10 min	**Reprise de la course** (ligne droite) (contrôle de la symétrie) Jogging (alterner course/marche)	 400 m
Selon le besoin	**Modalités** Cryothérapie	 20 min
Critères de progression	■ Amplitudes ■ Epanchement ■ SEBT ■ Equilibre unipodal (90°) ■ Fessiers (pont jambes pliées) ■ Ischio-jambiers (pont jambes tendues) ■ Triceps sural	Complètes Absent * > 10s ≥ 25, diff ≤ 5 ≥ 25, diff ≤ 5 ≥ 25, diff ≤ 5

*

SEBT [92]	
Antéro-posterieur	**LSI > 90 %**
Médio-latéral	**LSI < 85 %**
Composite	**LSI > 85 %**

Phase 4: Activités unipodales (délai minimum 6 semaines post-opératoires)

Objectifs	■ Amélioration de la force et de l'endurance ■ Activités unipodales dans tous les plans ■ Amélioration de la symétrie dans les activités bipodales ■ Amélioration des stratégies d'amortissement	
Fréquence		**Durée**
3 x/semaine	**Mobilité**	
5 min	Etirements : IJ, Triceps sural, Quad, Tenseur du fascia-lata	3 reps x 30 s
3 x/semaine	**Renforcement (Précautions fémoro-patellaires)**	
20-30	Rotations du genou	3 séries x 10 reps
min	Renforcement des IJ avec résistance (0-90°)	3s/8-12r/60%
	Renforcement du quadriceps avec résistance proximale (90-0°)	3*30s/30%
	CCF (1 jambe)	
	- Squats	3 séries x 10 reps
	- Presse (90-0°)	3s/8-12r/60%
	- pont avec ballon	3 séries x 10 reps
	- triceps sural	3 séries x 20 reps
	Muscles de la hanche (flexion, abduction, adduction)	3s/10r/50%1RM
	Jambe non-opérée	10r/50%1RM
2 x/semaine	**Conditionnement physique** (Précautions fémoro-patellaires)	
30-40 min	Vélo / Rameur / Steppeur	
	Natation (battements)	
3 x/semaine	**Course à pied** (ligne droite)	
15-20 min	Course (augmentation progressive de la vitesse)	400 – 1500 m
	Course en arrière	20 m
3 x/semaine	**Travail d'appuis** – latéraux, carioca, figure en 8	20 m
2 x/semaine	**Entrainement fonctionnel**	
	Sauts en contrebas, sauts, 2 jambes puis 1 jambe	15 s,
	Exercices spécifiques à l'activité	4-6 séries
Selon le besoin	**Modalités**	
	Cryothérapie	20 min
Critères de progression	■ Quadriceps / IJ / Abducteurs de hanche	LSI ≥ 80%
	■ Presse	LSI ≥ 80%
	■ SEBT	LSI ≥ 90%
	■ Triple bond	LSI ≥ 80%
	■ Réception unipodale	≤ 3

Phase 5: Entrainement spécifique à la reprise du sport

Objectifs	■ Amélioration de la tolérance à la charge de travail ■ Amélioration des stratégies d'amortissement ■ Amélioration de la confiance et de la stabilité dans les activités avec changements rapides de directions ■ Amélioration et égalisation de la puissance et de l'endurance sur les 2 jambes ■ Intégration des bonnes techniques de saut	
Fréquence		**Durée**
3 x/semaine 5 min	**Mobilité** Etirements : IJ, Triceps sural, Quad, Tenseur du fascia-lata	3 reps x 30 s
3 x/semaine 20-30 min	**Renforcement (Précautions fémoro-patellaires)** Renforcement des IJ avec résistance (0-90°) Renforcement du quadriceps avec résistance proximale (90-0°) Presse unipodale (90-0°) Muscles de la hanche (flexion, extension, abduction, adduction) Jambe non-opérée	3s/12r/70%1RM 3*30s/40%1RM
3 x/semaine 30-40 min	**Conditionement physique** (Précautions fémoro-patellaires) Vélo / Rameur / Steppeur Natation (battements)	
3 x/semaine 20 min	**Course à pied** Intermittent (20, 40, 60, 100 m) Marche/phase de repos (3:1 repos: travail) Course en arrière	
3 x/semaine	**Travail d'appuis** Foulées bondissantes Parcours Travail des coordinations	
3 x/semaine	**Entrainement fonctionnel** Pliométrie (2 jambes/1 jambe) : basse, moyenne Exercices spécifiques à l'activité	20 m 15 s, 4-6 séries
Selon le besoin	**Modalités** Cryothérapie	20 min
Critères de progression	■ Quadriceps ■ IJ ■ Presse ■ Triple bond ■ Saut latéraux 30s ■ Réception unipodale	LSI ≥ 100% (90) LSI ≥ 100% (90) LSI ≥ 100% (90) LSI ≥ 90% LSI ≥ 90% = 0

A partir de:
"Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Accelerated Rehabilitation Protocol" of the Cincinnati Sportsmedicine and Orthopaedic Center, 1997.

Annexe 11

Grilles de score : Test du triple bond et Test de reception unipodale

Adaptée de Padua *et al.* [254] et Herrington *et al.* [92]

Grille de score : Test du triple bond			
Equilibre en position de départ		**Temps de contact au sol**	
	Excellent (0)		Court (0)
	Correct (1)		Moyen (1)
	Difficile (2)		Long (2)
Compensation des bras et du tronc		**Amplitude de flexion du genou**	
	Absente (0)		Importante (0)
	Faible (1)		Moyenne (1)
	Importante (2)		Faible (2)
Impression globale			
	Excellente (0)		
	Correcte (1)		
	Mauvaise (2)		

Equilibre en position de départ :

Excellent (0) : Absence d'instabilité du genou et de mouvement de la jambe contro-latérale

Correct (1) : l'instabilité du genou et les mouvements de la jambe contro-latérale sont mineurs

Difficile (2) : l'instabilité du genou et les mouvements de la jambe contro-latérale sont importants

Compensation des bras et du tronc :

Absente (0) : il n'existe pas de compensation des bras et du tronc

Faible (1) : le sujet se force à ne pas compenser

Importante (2) : le sujet ne peut pas maintenir ses mains sur les hanches

Impression globale :

Excellente : mouvement souple, rapide, impression de « légèreté »

Correcte : mouvement pliométrique réalisé mais sans souplesse

Mauvaise : bruit à l'impact important, lenteur, impression de « lourdeur »

Grille de score : Test de réception unipodale			
Contact initial		**Amplitude de flexion du tronc**	
	Pointe de pied (0)		Importante (0)
	Talon (1)		Moyenne (1)
	Pied à plat (1)		Faible (2)
Amplitude de flexion du genou		**« valgus dynamique »**	
	Importante (0)		Absent (0)
	Moyenne (1)		Faible (1)
	Faible (2)		Important (2)
Déséquilibre latéral du tronc		**Stabilisation de la réception**	
	Absent (0)		Rapide (0)
	Faible à modérer (1)		Difficile (1)
			Impossible (2)
Impression globale			
	Excellente (0)		
	Correcte (1)		
	Mauvaise (2)		

« valgus dynamique » :

Absent (0) : la patella se situe latéralement ou sur la ligne hanche/cheville

Faible (1) : la patella se situe médialement par rapport à la ligne hanche/cheville

Important (2) : la patella se situe médialement par rapport à la ligne hanche/malléole médiale

Stabilisation de la réception :

Rapide (0) : l'instabilité du genou et les mouvements de la jambe contro-latérale sont mineurs

Difficile (1) : l'instabilité du genou et les mouvements de la jambe contro-latérale sont importants

Impossible (2) : la réception unipodale n'est pas réalisée

Impression globale :

Excellente : pas de bruit à l'impact, mouvement souple, impression de « légèreté »

Correcte : bruit à l'impact modéré, amorti présent

Mauvaise : bruit à l'impact important, pas d'amorti, impression de « lourdeur »

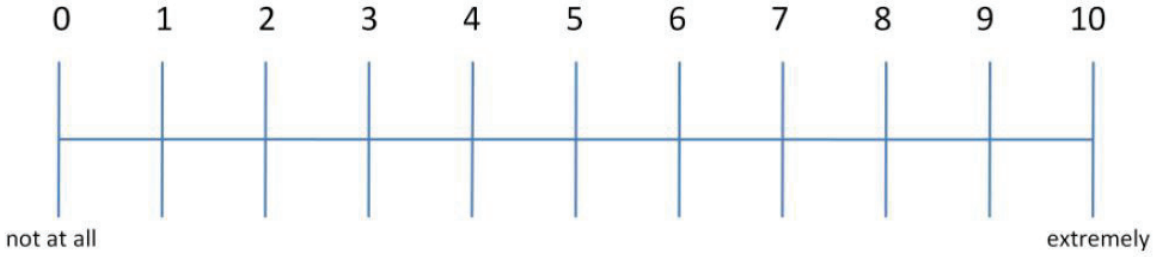
Annexe 12

ACL-Return to Sport after Injury scale [257]

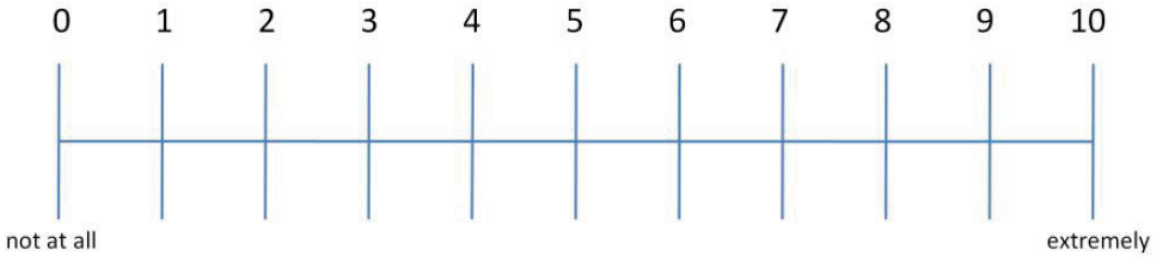
ACL-Return to Sport after Injury (ACL-RSI) scale

Instructions: Place a mark on the line, which best describes you in relation to the two descriptors.

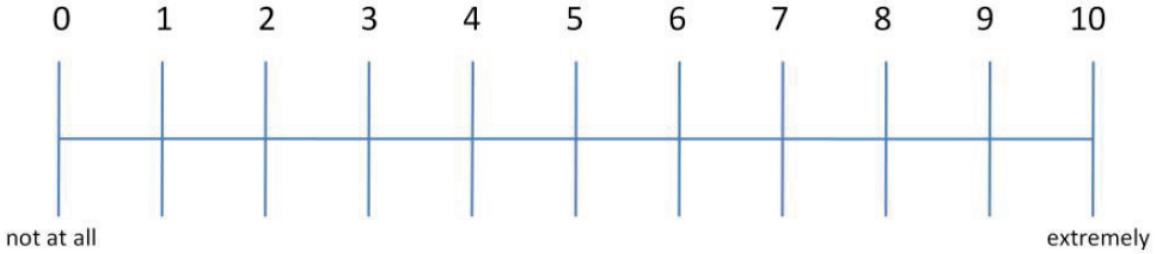
1. Are you confident that you can perform at your previous level of sport participation?



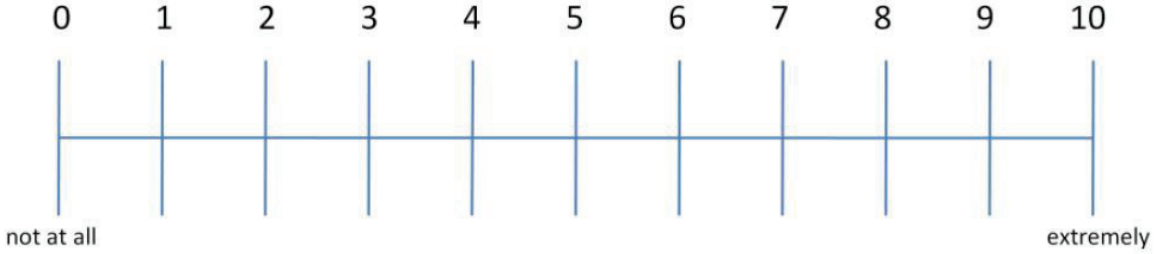
2. Do you think you are likely to re-injury your knee by participating in your sport?



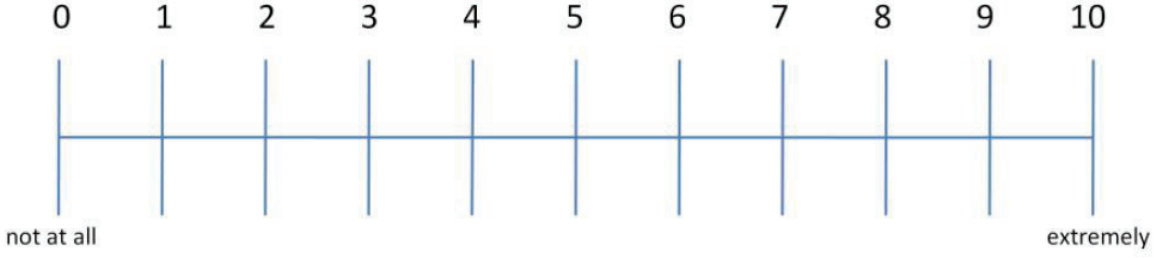
3. Are you nervous about playing your sport?



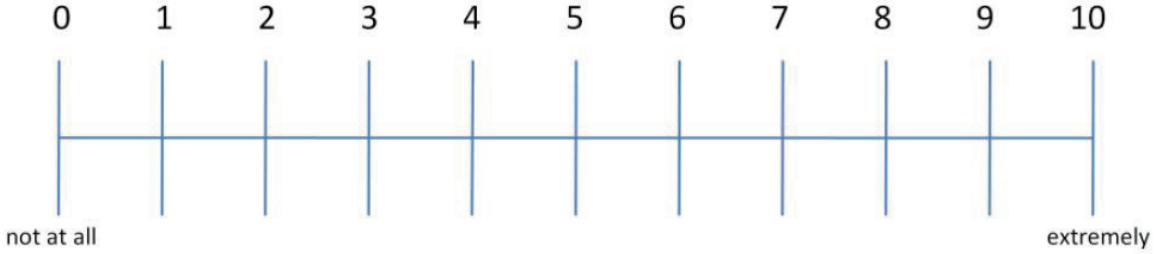
4. Are you confident that your knee will not give way by playing your sport?



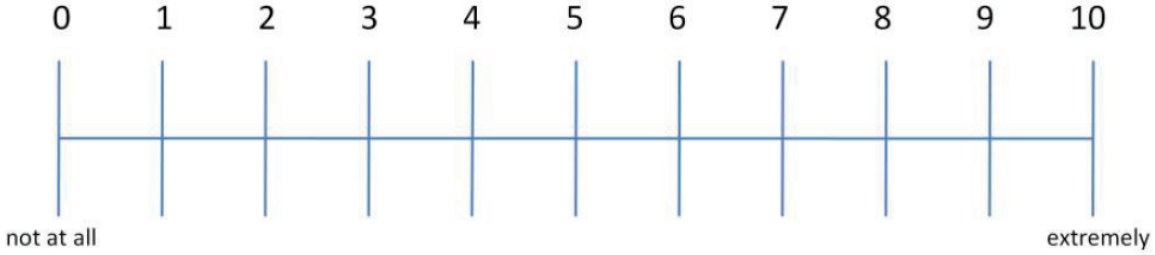
5. Are you confident that you could play your sport without concern for your knee?



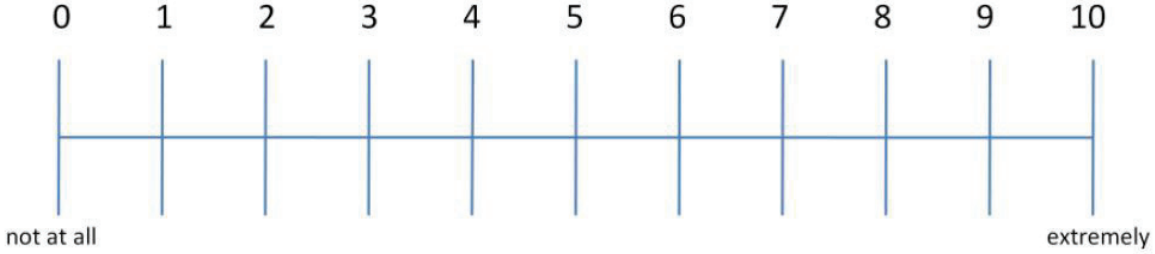
6. Do you find it frustrating to have to consider your knee with respect to your sport?



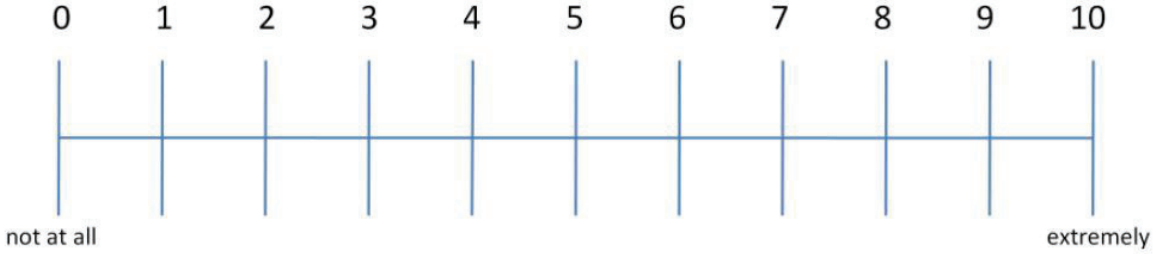
7. Are you fearful of re-injuring your knee by playing your sport?



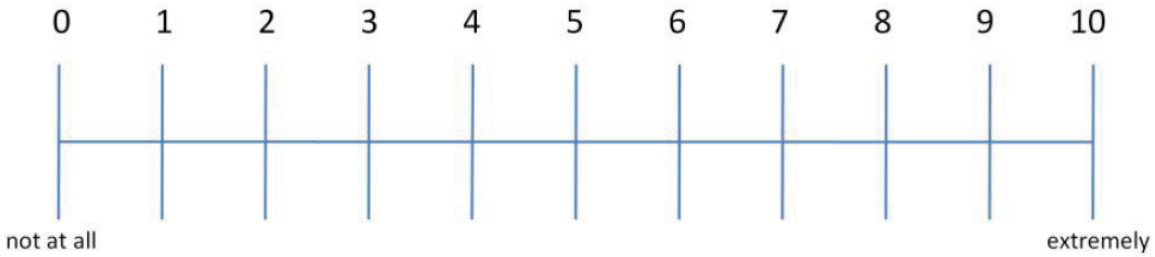
8. Are you confident about your knee holding up under pressure?



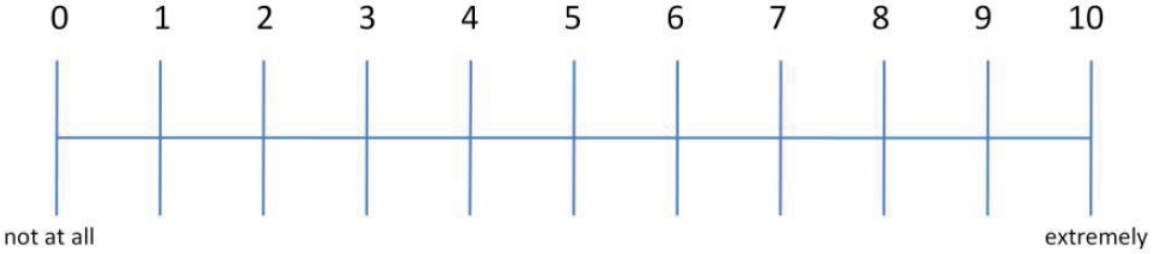
9. Are you afraid of accidentally injuring your knee by playing your sport?



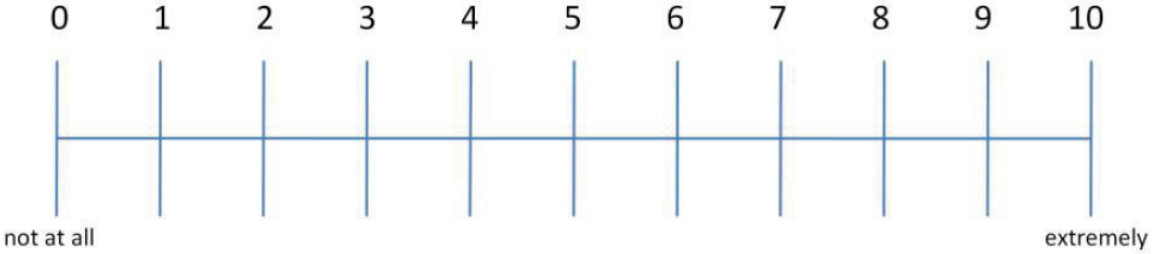
10. Do thoughts of having to go through surgery and rehabilitation again prevent you from playing your sport?



11. Are you confident about your ability to perform well at your sport?



12. Do you feel relaxed about playing your sport?



Annexe 13

Programme de prévention des blessures « 11+ »

F-MARC, Centre d'Evaluation et de Recherche Médicale de la FIFA

FIFA 11+

1ÈRE PARTIE EXERCICES DE COURSE · 8 MINUTES

1 COURSE
TOUT DROIT

Le tracé est construit de six à dix paires de cônes parallèles. La distance entre les cônes est d'environ 5 à 6 mètres. Deux joueurs commencent en même temps à partir de la première paire de cônes. **Courir deux par deux** en petites foulées sur toute la distance jusqu'à la dernière paire de cônes La vitesse peut progressivement être augmentée sur le retour à mesure que les joueurs s'échauffent. **2 séries**

2 COURSE
HANCHES VERS L'EXTÉRIEUR

Marcher ou courir tranquillement en petites foulées, s'arrêter à chaque paire de cônes, soulever le genou et **effectuer une rotation de la hanche vers l'extérieur (« ouvrir »)**. Alterner entre la jambe gauche et la jambe droite à chaque paire de cônes. **2 séries**

3 COURSE
HANCHES VERS L'INTÉRIEUR

Marcher ou courir tranquillement en petites foulées, s'arrêter à chaque paire de cônes, soulever le genou et **effectuer une rotation de la hanche vers l'intérieur (« fermer »)**. Alterner entre la jambe gauche et la jambe droite à chaque paire de cônes. **2 séries**

4 COURSE
CERCLES AUTOUR DU PARTENAIRE

Courir en avant deux par deux jusqu'à la première paire de cônes. Partir en petits pas chassés de côté à 90 degrés vers l'intérieur et se rejoindre au milieu. **Se déplacer à petits pas en formant un cercle complet autour de l'autre joueur** puis retourner vers les cônes. Répéter pour chaque paire de cônes. Ne pas oublier de rester sur la pointe des pieds et de garder son centre de gravité bas en fléchissant les hanches et les genoux. **2 séries**

5 COURSE
SAUT ET CONTACT ÉPAULE

Courir vers l'avant deux par deux jusqu'à la première paire de cônes. Se déplacer à petits pas chassés de côté à 90 degrés et se rejoindre au milieu en sautant épaule contre épaule.
N.B.: s'assurer de retomber sur les deux pieds avec les hanches et les genoux fléchis. Ne pas laisser les genoux partir vers l'intérieur. Réaliser un saut complet. Synchroniser le saut et la réception avec le partenaire. **2 séries**

6 COURSE
COURSE RAPIDE

Deux par deux, courir rapidement jusqu'à la deuxième paire de cônes puis **revenir rapidement en reculant jusqu'à la première paire de cônes en gardant le bassin et les genoux légèrement fléchis**. Répéter cet exercice en courant sur une distance de deux cônes vers l'avant et d'un cône vers l'arrière. Important : faire de petits pas rapides. **2 séries**

2E PARTIE FORCE · PLIOMÉTRIE · ÉQUILIBRE · 10 MINUTES

LEVEL 1

7 LE BANC
STATIQUE

Position initiale: position ventrale en appui sur les avant-bras et les deux pieds. Les coudes doivent être à la verticale des épaules.
Exercice: soulever le corps, en appui sur les avant-bras, rentrer le ventre, et tenir cette position pendant 20-30 secondes. Le corps doit former une ligne droite. Essayer de pas vaciller ni cambrer le dos. **3 séries**

8 PLANCHE LATÉRALE
STATIQUE

Position initiale: position latérale avec le genou de la jambe d'appui plié à 90 degrés. Soutenir le haut du corps en s'appuyant sur l'avant-bras et le genou. Le coude du bras d'appui doit être à la verticale de l'épaule.
Exercice: soulever la jambe supérieure et les hanches jusqu'à ce que l'épaule, la hanche et le genou forment une ligne droite. Maintenir cette position pendant 20 à 30 secondes. Faire une courte pause, changer de côté et répéter. **3 séries de chaque côté**

9 ISCHIO-JAMBIERS
DÉBUTANT

Position initiale: s'agenouiller sur une surface souple. Demander à un coéquipier de maintenir fermement les chevilles au sol. **Exercice:** le corps doit être complètement droit de l'épaule au genou pendant toute la durée de l'exercice. Se pencher en avant aussi loin que possible, en contrôlant le mouvement avec les muscles ischio-jambiers et les fessiers. Une fois qu'on ne peut plus tenir la position, se laisser tomber en position d'appui facial en mettant progressivement son poids sur les mains. Réaliser au minimum 3 à 5 répétitions et/ou 60 secondes. **1 série**

10 ÉQUILIBRE SUR UNE JAMBE
TENIR LE BALLON

Position initiale: debout sur une jambe.
Exercice: se tenir en équilibre sur une jambe tout en tenant un ballon entre les mains. Garder son poids sur la plante du pied. Important : essayer de ne pas laisser le genou partir vers l'intérieur. Tenir pendant 30 secondes. Changer de jambe et répéter. Possibilité de compliquer l'exercice en passant le ballon autour du bassin et sous le genou opposé. **2 séries**

11 ACCROUPISSEMENTS
EXTENSION SUR LA POINTE DES PIEDS

Position initiale:debout, les pieds écartés - largeur de hanche, les mains posées sur les hanches si nécessaires.
Exercice: imaginer que l'on est sur le point de s'asseoir sur une chaise. S'accroupir en pliant les hanches et les genoux à 90 degrés. Ne pas laisser les genoux partir vers l'intérieur. S'abaisser lentement puis remonter plus rapidement. Une fois que les jambes sont complètement tendues, se mettre sur la pointe des pieds puis redescendre lentement. Répéter l'exercice pendant 30 secondes. **2 séries**

12 SAUTS
SAUTS VERTICAUX

Position initiale: debout, les pieds écartés - largeur de hanche, les mains posées sur les hanches si nécessaires.
Exercice: imaginer que l'on est sur le point de s'asseoir sur une chaise. Plier lentement les jambes jusqu'à approximativement 90 degrés, tenir la position pendant 2 secondes. Ne pas laisser les genoux partir vers l'intérieur. À partir de la position accroupie, sauter aussi haut que possible. Retomber en douceur sur la plante des pieds avec les hanches et les genoux légèrement fléchis. Répéter l'exercice pendant 30 secondes. **2 séries**

LEVEL 2

7 LE BANC
UNE JAMBE APRÈS L'AUTRE

Position initiale: position ventrale en appui sur les avant-bras, et les deux pieds. Les coudes doivent être à la verticale des épaules.
Exercice: soulever le corps, en appui sur les avant-bras et rentrer le ventre. Soulever chaque jambe une après l'autre et tenir cette position pendant 2 secondes par jambe. Continuer à alterner le mouvement des jambes pendant 40 à 60 secondes. Le corps doit former une ligne droite. Essayer de pas vaciller ni cambrer le dos. **3 séries**

8 PLANCHE LATÉRALE
SOULEVER ET ABAISSER LES HANCHES

Position initiale: position latérale avec les deux jambes tendues. S'appuyer sur l'avant-bras et le rebord du pied afin que le corps forme une ligne droite de l'épaule au pied. Le coude du bras d'appui doit être à la verticale de l'épaule.
Exercice: abaisser la hanche jusqu'au sol puis la soulever à nouveau. Répéter pendant 20 à 30 secondes. Faire une courte pause, changer de côté et répéter. **3 séries de chaque côté**

9 ISCHIO-JAMBIERS
INTERMÉDIAIRE

Position initiale: s'agenouiller sur une surface souple. Demander à un coéquipier de maintenir fermement les chevilles au sol. **Exercice:** le corps doit être complètement droit de l'épaule au genou pendant toute la durée de l'exercice. Se pencher en avant aussi loin que possible, en contrôlant le mouvement avec les muscles ischio-jambiers et les fessiers. Une fois qu'on ne peut plus tenir la position, se laisser tomber en position d'appui facial en mettant progressivement son poids sur les mains. Réaliser au minimum de 7 à 10 répétitions et/ou 60 secondes. **1 série**

10 ÉQUILIBRE SUR UNE JAMBE
ENVOYER LE BALLON AU PARTENAIRE

Position initiale: les deux partenaires se tiennent à 2-3 mètres l'un de l'autre, debout sur une jambe.
Exercice: tout en gardant l'équilibre et le ventre rentré, s'envoyer le ballon l'un à l'autre. Garder son poids sur la plante du pied. Important : garder le genou légèrement fléchi et essayer de ne pas le laisser partir vers l'intérieur. Continuer pendant 30 secondes. Changer de jambe et répéter. **2 séries**

11 ACCROUPISSEMENTS
FENTES AVANT DYNAMIQUES

Position initiale: debout, les pieds écartés - largeur de hanche, les mains posées sur les hanches si nécessaires.
Exercice: effectuer lentement une fente avant à vitesse régulière. En effectuant la fente avant, plier la jambe avant jusqu'à ce que la hanche et le genou soient pliés à 90 degrés. Ne pas laisser le genou partir vers l'intérieur. Essayer de garder le haut du corps et les hanches stables. Traverser le terrain en effectuant des fentes avant (environ 10 fois sur chaque jambe), puis revenir en petites foulées. **2 séries**

12 SAUTS
SAUTS LATÉRAUX

Position initiale: debout sur un jambe avec le haut du corps légèrement penché vers l'avant à partir de la taille, les genoux et les hanches légèrement fléchis.
Exercice: sauter sur environ 1 mètre de côté d'une jambe à l'autre. Retomber en douceur sur la plante du pied. Plier légèrement les hanches et le genou en atterrissant et ne pas laisser le genou partir vers l'intérieur. Garder l'équilibre sur chaque saut. Répéter l'exercice pendant 30 secondes. **2 séries**

LEVEL 3

7 LE BANC
TENIR UNE JAMBE LEVÉE

Position initiale: position ventrale en appui sur les avant-bras et les deux pieds. Les coudes doivent être à la verticale des épaules.
Exercice: soulever le corps, en appui sur les avant-bras, et rentrer le ventre. Soulever une jambe d'environ 10 à 15 cm au-dessus du sol et tenir cette position pendant 20 à 30 secondes. Le corps doit former une ligne droite. Ne pas laisser la hanche opposée s'abaisser et ne pas vaciller ni cambrer le bas du dos. Faire une courte pause, changer de jambe et répéter. **3 séries**

8 PLANCHE LATÉRALE
AVEC JAMBE LEVÉE

Position initiale: position latérale avec les deux jambes tendues. S'appuyer sur l'avant-bras et le rebord du pied afin que le corps forme une ligne droite de l'épaule au pied. Le coude du bras d'appui doit être à la verticale de l'épaule.
Exercice: soulever la jambe supérieure de côté et la rabaisser lentement. Répéter l'exercice pendant 20 à 30 secondes. Faire une courte pause, changer de côté et répéter. **3 séries de chaque côté**

9 ISCHIO-JAMBIERS
AVANCÉ

Position initiale: s'agenouiller sur une surface souple. Demander à un coéquipier de maintenir fermement les chevilles au sol. **Exercice:** le corps doit être complètement droit de l'épaule au genou pendant toute la durée de l'exercice. Se pencher en avant aussi loin que possible, en contrôlant le mouvement avec les muscles ischio-jambiers et les fessiers. Une fois qu'on ne peut plus tenir la position, se laisser tomber en position d'appui facial en mettant progressivement son poids sur les mains. Réaliser au minimum de 12 à 15 répétitions et/ou 60 secondes. **1 série**

10 ÉQUILIBRE SUR UNE JAMBE
TESTER SON PARTENAIRE

Position initiale: se tenir debout sur une jambe devant son partenaire, séparé de lui par une distance d'un bras.
Exercice: les deux partenaires tentent tous les deux de garder leur équilibre. L'un après l'autre, ils tentent de pousser l'autre dans différentes directions pour lui faire perdre l'équilibre. Essayer de garder son poids sur la plante du pied et d'empêcher le genou de partir vers l'intérieur. Continuer pendant 30 secondes. Changer de jambe. **2 séries**

11 ACCROUPISSEMENTS
SUR UNE JAMBE

Position initiale: en équilibre sur une jambe, en se tenant légèrement à son partenaire.
Exercice: plier lentement le genou autant que possible. Bien faire attention à ce que le genou ne parte pas vers l'intérieur. Plier lentement le genou puis le tendre un peu plus rapidement, en gardant les hanches et le haut du corps alignés. Répéter l'exercice 10 fois par jambe. **2 séries sur chaque jambe**

12 SAUTS
SAUTS EN CROIX

Position initiale: debout, les pieds écartés - largeur de hanche. Imaginer que l'on se trouve au centre d'une croix fictive sur le sol.
Exercice: alterner les sauts vers l'avant, vers l'arrière, de côté et en diagonale sur la croix. Sauter aussi rapidement et aussi explosive que possible. Les genoux et les hanches doivent être légèrement fléchis. Retomber en douceur sur la plante des pieds. Ne pas laisser les genoux partir vers l'intérieur. Répéter l'exercice pendant 30 secondes. **2 séries**

3E PARTIE EXERCICES DE COURSE · 2 MINUTES

13 COURSE
TRAVERSÉE DE TERRAIN

Traverser le terrain en courant, d'un bout à l'autre, à une allure de 75-80% de sa vitesse maximale. **2 séries**

14 COURSE
FOULÉE BONDISSANTE

Courir en effectuant de hauts bonds et en levant bien les genoux, retomber en douceur sur la plante des pieds. Effectuer un balancement exagéré des bras pour chaque bond (bras avant opposé à la jambe avant). Essayer de rester dans l'axe avec la jambe avant. Ne laisser pas partir les genoux vers l'intérieur. Répéter l'exercice jusqu'à l'autre bout du terrain, puis revenir en petites foulées pour récupérer. **2 séries**

15 COURSE
CHANGEMENT DE DIRECTION

Courir sur 4-5 petites foulées, puis prendre appui sur la jambe extérieure pour changer de direction. Accélérer et sprinter sur 5-7 foulées à grande vitesse (allure de 80-90% de sa vitesse maximale) avant de ralentir et de prendre à nouveau appui sur la jambe extérieure pour changer de direction. Ne pas laisser le genou partir vers l'intérieur. Répéter l'exercice jusqu'à l'autre bord du terrain puis revenir en petites foulées. **2 séries**

MY GAME IS FAIR PLAY FIFA

F-MARC FOOTBALL FOR HEALTH FIFA

© 1994 FIFA. TM©

RECUPERATION APRES RECONSTRUCTION DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR ET PREVENTION DES RUPTURES : ETUDE BIOMECANIQUE D'UN MOUVEMENT PLURI-ARTICULAIRE

La reconstruction chirurgicale est le traitement préconisé après rupture du Ligament Croisé Antérieur (LCA) chez les patients sportifs. Cette opération est suivie d'une longue période de rééducation et les résultats en termes de reprise du sport et de récidive ne sont pas totalement satisfaisants. Ainsi ce travail s'articule autour de deux objectifs : l'amélioration de la récupération après lésion du LCA et la prévention des primo-ruptures. Dans un premier temps, nous avons évalué les altérations cinématiques et dynamiques présentes chez les patients, lors d'un mouvement de saut, 7 mois après reconstruction du LCA. Les études conduites mettent en évidence des performances plus faibles et des asymétries plus importantes chez les patients, notamment pour le travail mécanique articulaire total. La jambe opérée présente des déficits au niveau du genou, de la hanche et de la cheville sur des paramètres tels que les amplitudes articulaires, les moments et puissances articulaires. Des altérations ont également été retrouvées sur la jambe non-opérée. Elles se traduisent par une modification des angles de la cheville, du genou, et un plus faible moment articulaire total. Dans un deuxième temps, nous nous sommes intéressés aux possibilités de prévention des ruptures du LCA chez les athlètes féminines. Nos résultats démontrent qu'il est possible de détecter et de diminuer les facteurs de risque neuromusculaires, dont le « valgus dynamique », tout en augmentant la performance de saut chez de jeunes basketteuses. En conclusion, l'amélioration des résultats après lésion du LCA requiert, dans le protocole de rééducation et le suivi des patients, une attention particulière à la qualité d'exécution des mouvements pluri-articulaires, sur chacun des deux membres inférieurs. En parallèle, la détection et la prise en charge des facteurs de risque neuromusculaires devraient être systématisées dans les pratiques ou les publics à risque afin de prévenir les ruptures du LCA.

Mots clés : squat jump, saut vertical, test fonctionnel, imagerie motrice, contrôle neuromusculaire

RECOVERY AFTER ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT RECONSTRUCTION AND INJURY PREVENTION: BIOMECHANIC STUDY OF MULTI-JOINT MOVEMENT

Surgical reconstruction is the common treatment after Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury in athletes. It usually requires a long period of rehabilitation and the results in terms of return to sport and re-injury rates are not fully satisfactory. The present work has two aims: the enhancement of recovery after ACL tear and the prevention of initial injury. Firstly, we assessed the kinematic and kinetic alterations during a jump task in patients 7 months after ACL reconstruction. Our findings highlight both a lower jumping performance, and greater asymmetries in patients, particularly considering the total joint mechanical work. The operated leg presents deficits at the knee, hip and ankle joints on parameters such as joint range of motion, joint moments and powers. In addition, changes are also found on the non-operated leg, characterized by a modification of the knee and ankle joint angles, and by a lower total joint moment. Secondly, we focused on ACL injury prevention in female athletes. We determinate a way to detect and reduce the neuromuscular risk factors, including "dynamic valgus", while increasing jumping performance in young basketball female players. In conclusion, maximizing the recovery after ACL tear requires, in the rehabilitation protocol and the patients follow-up, a particular emphasis on the quality of execution of multi-joint task, on each of both lower limbs. Moreover, the detection and management of the neuromuscular risk factors should be systematized in sports or public at risk in order to prevent ACL injury.

Keywords: squat jump, vertical jump, functional test, motor imagery, neuromuscular control