

UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE
Faculté des Sciences du Sport

INSERM U1093
Cognition, Action et Plasticité Sensorimotrice



**LA FONCTION MUSCULAIRE AU NIVEAU DE LA
HANCHE CHEZ LES PATIENTS PRÉSENTANT UN
CONFLIT FÉMORO-ACÉTABULAIRE
SYMPTOMATIQUE**

Thèse
En vue de l'obtention du grade de Docteur d'Université

Présentée et soutenue publiquement par
NICOLA CASARTELLI

Le 27 mars 2014

Directeur de thèse
Romuald LEPERS

Co-directeur de thèse
Nicola MAFFIULETTI

Pr. Jean-Noël ARGENSON
Pr. Christophe CORNU
Pr. Vincent GREMEAUX
Pr. François RANNOU
Dr. Romuald LEPERS
Dr. Nicola MAFFIULETTI

Rapporteur
Rapporteur
Examineur Université de Bourgogne/CHUV Dijon
Examineur Hôpital Cochin de Paris
Directeur Université de Bourgogne
Co-directeur Clinique Schulthess de Zurich

REMERCIEMENTS

Je voudrais exprimer ma plus grande gratitude envers **NICOLA MAFFIULETTI** pour la confiance, le soutien, et l'exemple qu'il m'a donné pendant ces années de travail ensemble. Si nos chemins ne s'étaient pas croisés par hasard il y a quelques années, je ne pourrai pas maintenant écrire ces mots. Je lui dois beaucoup, et je lui serai toujours reconnaissant.

Un grand merci aussi à **ROMUALD LEPERS** pour la disponibilité démontrée en tant que directeur de ma thèse et pour son énorme humilité comme homme et chercheur.

Un sincère remerciement à mes collègues du laboratoire **JULIA ITEM-GLATTHORN** et **SEVERIN STAEHLI** pour leur précieuse disponibilité et aide à collecter les données pour ma thèse.

Merci beaucoup à **MARIO BIZZINI** pour ses pertinents conseils cliniques, essentiels pour un chercheur comme moi qui se confronte tous les jours au monde des patients.

Je veux remercier **FRANCO IMPELLIZZERI** pour ses observations méthodologiques que je peux toujours utiliser dans mon activité de recherche.

Mes remerciements à **MICHAEL LEUNIG** pour avoir été le premier à croire que l'évaluation de la fonction musculaire au niveau de la hanche chez les patients présentant un conflit fémoro-acétabulaire pourrait susciter l'intérêt du milieu scientifique.

Un grand merci à mes parents, **GIULIA et ADELIO**, pour m'avoir toujours encouragé à faire de mon mieux pour croître et m'améliorer, et surtout pour m'avoir montré avec leur exemple que seulement avec le travail et le sacrifice on peut atteindre les objectifs les plus hautes.

Enfin, un énorme merci à **YLENIA**, pour avoir été toujours présente et pour avoir partagé avec moi des choix importants et pas toujours faciles; aussi pour m'avoir soutenu en me permettant de poursuivre ce chemin, pour son encouragement à faire ce que j'aime le plus et qui me gratifie, bien que ça a impliqué et implique quand même des sacrifices. J'espère de tout mon cœur que ces efforts seront récompensés dans notre avenir ensemble.

PUBLICATIONS et COMMUNICATIONS

Ce travail a fait l'objet des publications suivantes:

- I. **CASARTELLI NC**, Maffiuletti NA, Glatthorn-Item JF, Staehli S, Bizzini M, Impellizzeri FM, Leunig M. Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage* 2011;19:816-21.
- II. **CASARTELLI NC**, Leunig M, Item-Glatthorn JF, Lepers R, Maffiuletti NA. Hip flexor muscle fatigue in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Int Orthop* 2012;36:967-73.
- III. **CASARTELLI NC**, Maffiuletti NA, Item-Glatthorn JF, Impellizzeri FM, Leunig M. Hip muscle strength recovery after hip arthroscopy in a series of patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Hip Int* (sous presse).
- IV. **CASARTELLI NC**, Bizzini M, Maffiuletti NA, Lepers R, Leunig M. Rehabilitation and return to sport after bilateral open surgery for femoroacetabular impingement in a professional ice hockey player: a case report. *Phys Ther Sport* (en révision).
- V. **CASARTELLI NC**, Lepers R, Maffiuletti NA. Assessment of the rate of force development scaling factor for the hip muscles. *Muscle Nerve* (sous presse).

Ce travail a fait l'objet des communications suivantes:

- “*Hip muscle function in femoroacetabular impingement patients*”. Présentation poster au 70^{ème} congrès annuel de la Société Suisse d'Orthopédie et Traumatologie, Juin 2010, St. Gallen, Suisse.
- “*Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement*”. Présentation orale au 1^{er} symposium de recherche annuel de la Clinique Schulthess, Avril 2011, Zurich, Suisse.
- “*Hip muscle strength and fatigability in patients with symptomatic femoroacetabular impingement*”. Présentation orale et poster au congrès annuel de la Société Suisse de Médecine du Sport, Octobre 2011, Lausanne, Suisse.

- “*Force musculaire de la hanche des sujets présentant un conflit fémoro-acétabulaire symptomatique*”. Présentation orale au Forum des Jeunes Chercheurs, Septembre 2012, Besançon, France.
- “*Hip muscle strength recovery after hip arthroscopy for symptomatic femoroacetabular impingement. A case series*”. Présentation poster au congrès annuel de la Société Suisse de Médecine du Sport, Octobre 2012, Interlaken, Suisse.
- “*Recovery of hip muscle strength after hip arthroscopy in patients with symptomatic femoroacetabular impingement*”. Présentation orale au 73^{ème} congrès annuel de la Société Suisse d’Orthopédie et Traumatologie, Juin 2013, Lausanne, Suisse.

RÉSUMÉ

Le conflit fémoro-acétabulaire (*femoroacetabular impingement*, FAI) est une pathologie mécanique de la hanche qui peut causer des douleurs et limitations fonctionnelles. Le but de cette thèse était d'étudier la fonction musculaire au niveau de la hanche chez des patients présentant un FAI symptomatique. La fonction musculaire de la hanche a été évaluée, dans un premier temps, chez des patients avant qu'ils ne subissent une opération. Ces patients démontraient un déficit de force qui pourrait être expliqué par de l'inhibition musculaire. Cependant, ce déficit de force n'était pas associé à une plus grande fatigabilité musculaire. Dans un deuxième temps, les altérations de force musculaire ont été évaluées chez des patients ayant subi une arthroscopie de la hanche. Après l'opération, les patients récupéraient un niveau de force normal au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche excepté les fléchisseurs. Le cas d'un joueur de hockey sur glace ayant subi une chirurgie ouverte aux deux hanches pour traiter un FAI bilatéral a aussi été décrit. On a démontré que la déhiscence de la bandelette iléo-tibiale pouvait survenir après chirurgie, empêcher l'augmentation de force musculaire des abducteurs de la hanche, et retarder la reprise du sport. Enfin, un protocole d'évaluation du taux de développement de la force normalisé, variable permettant d'estimer l'inhibition musculaire de la hanche, a été proposé chez des sujets sains. La fiabilité et reproductibilité des résultats ont été montrées au niveau des adducteurs, rotateurs externes, et fléchisseurs de la hanche. Ces résultats montrent que ces patients ont une fonction musculaire altérée au niveau de la hanche, qui est toutefois récupéré après une opération.

Conflit fémoro-acétabulaire, hanche, force musculaire, fatigue musculaire, fléchisseurs, activité EMG, taux de développement de la force normalisé, arthroscopie, chirurgie ouverte, rééducation.

ABSTRACT

Femoroacetabular impingement (FAI) is a pathomechanical process of the hip joint, which could lead to hip pain and functional disability. Aim of this thesis was to investigate hip muscle function in patients with a symptomatic FAI. Hip muscle function was first investigated before patients underwent any surgical treatment for managing FAI. It was shown that they present with reduced hip muscle strength (i.e., muscle weakness), probably due to hip muscle inhibition. Nevertheless, hip muscle weakness was not associated with exaggerated hip muscle fatigue. Hip muscle strength recovery was then evaluated in a series of patients after hip arthroscopy to treat FAI. These patients demonstrated a good recovery for all hip muscle groups, except for hip flexors. The case of a professional ice hockey player who underwent bilateral hip open surgeries for treating bilateral FAI was also documented. This report showed that iliotibial band dehiscence could occur after hip open surgery, thereby preventing hip abductor strength increase during rehabilitation and delaying the return to sport. In addition, the assessment of the rate of force development scaling factor for the hip muscles was evaluated in a group of healthy adults. This parameter seems to be promising for the evaluation of hip muscle inhibition. The testing protocol was feasible and reproducible for hip adductors, external rotators and flexors. Taken as a whole, these findings show that patients with symptomatic FAI demonstrate an impaired hip muscle function, which is however mainly resolved after surgical treatment.

Femoroacetabular impingement, hip, muscle strength, muscle fatigue, flexors, EMG activity, rate of force development scaling factor, arthroscopy, open surgery, rehabilitation.

TABLE DES MATIÈRES

| | |
|---|------------|
| LISTE DES TABLEAUX..... | 8 |
| LISTE DES FIGURES | 9 |
| LISTE DES ABBREVIATIONS..... | 10 |
| 1 INTRODUCTION..... | 11 |
| 2 CADRE THEORIQUE | 12 |
| 2.1 Le conflit fémoro-acétabulaire (FAI)..... | 12 |
| 2.1.1 Déformations osseuses associées au FAI..... | 12 |
| 2.1.2 Pathologies intra-articulaires et altérations péri-articulaires associées au FAI | 15 |
| 2.1.3 Imagerie diagnostique du FAI..... | 17 |
| 2.1.4 Présentation clinique des patients FAI..... | 17 |
| 2.1.5 Examens physiques des patients présentant un FAI..... | 19 |
| 2.1.6 Altérations fonctionnelles chez les patients présentant un FAI | 21 |
| 2.1.7 Traitement du FAI..... | 25 |
| 2.1.8 Altérations fonctionnelles chez les patients après une opération pour traiter un FAI | 29 |
| 2.1.9 Altérations neuromusculaires au niveau de la hanche et la reprise du sport chez les patients après une opération pour traiter un FAI | 32 |
| 2.1.10 Résumé de la littérature..... | 33 |
| 2.2 Évaluation de la fonction musculaire de la hanche..... | 36 |
| 2.2.1 Techniques, instruments et modalités d'évaluation | 36 |
| 2.2.2 Quantification du déficit musculaire | 38 |
| 2.2.3 Force musculaire de la hanche | 38 |
| 2.2.4 Fatigabilité musculaire de la hanche | 42 |
| 2.3 Objectifs de la thèse | 44 |
| 3 EXPÉRIMENTATIONS..... | 47 |
| 3.1 ÉTUDES I&II..... | 48 |
| 3.2 ÉTUDE III..... | 81 |
| 3.3 ÉTUDE IV | 100 |
| 3.4 ÉTUDE V..... | 123 |
| 4 DISCUSSION et PERSPECTIVES | 143 |
| 5 BIBLIOGRAPHIE | 153 |

LISTE DES TABLEAUX

| | |
|---|----|
| Tableau I. Paramètres d'imagerie pour la diagnose du FAI..... | 18 |
| Tableau II. Tests de provocation pour le diagnostic du FAI et des pathologies intra-articulaires associées..... | 20 |
| Tableau III. Reproductibilité des résultats en fonction du positionnement du corps lors de l'évaluation de la force au niveau des différents groupes musculaires de la hanche..... | 40 |

LISTE DES FIGURES

| | |
|---|-----|
| Figure 1. Déformation de type came..... | 13 |
| Figure 2. Déformation de type tenaille..... | 14 |
| Figure 3. Mécanisme de lésion intra-articulaire induite par une déformation de type came. . | 15 |
| Figure 4. Mécanisme de lésion intra-articulaire induite par une déformation de type tenaille | 16 |
| Figure 5. Test d'impingement antérieur..... | 21 |
| Figure 6. Amplitudes articulaires et moments de force au niveau de la hanche lors de la marche chez les patients FAI..... | 22 |
| Figure 7. Amplitude articulaire du bassin sur le plan sagittal lors d'un mouvement de squat chez les patients FAI..... | 23 |
| Figure 8. Dispositif de soutien de la hanche..... | 24 |
| Figure 9. Ostéotomie du fémur pour la correction d'une déformation de type came. | 25 |
| Figure 10. Ostéotomie du rebord de l'acétabulum pour la correction d'une déformation de type tenaille..... | 26 |
| Figure 11. Dislocation de la hanche..... | 27 |
| Figure 12. Arthroscopie de la hanche..... | 29 |
| Figure 13. Amplitudes articulaires, puissance et moment de force au niveau de la hanche lors de la marche chez les patients FAI après chirurgie ouverte..... | 30 |
| Figure 14. Amplitude articulaire de la hanche sur le plan sagittal lors de la marche chez les patients FAI après arthroscopie..... | 31 |
| Figure 15. Amplitude articulaire du bassin dans le plan sagittal lors d'un squat chez les patients FAI après chirurgie ouverte..... | 32 |
| Figure 16. Résumé de la littérature..... | 35 |
| Figure 17. Techniques et instruments pour l'évaluation de la fonction musculaire des abducteurs de la hanche..... | 37 |
| Figure 18. Évaluation de la force musculaire..... | 41 |
| Figure 19. Fatigabilité musculaire lors d'une contraction sous-maximale prolongée..... | 43 |
| Figure 20. Fatigabilité musculaire lors des contractions dynamiques intermittentes..... | 44 |
| Figure 21. Structure de la thèse..... | 45 |
| Figure 22. Modèle d'inhibition musculaire arthrogène adapté pour les muscles de la hanche chez les patients FAI..... | 125 |

LISTE DES ABBREVIATIONS

FAI: conflit fémoro-acétabulaire (*femoroacetabular impingement*)

MVC: contraction maximale volontaire (*maximal voluntary contraction*)

RFD: taux de développement de la force (*rate of force development*)

RFD-SF: taux de développement de la force normalisé (*rate of force development scaling factor*)

EMG: électromyographie (*electromyography*)

RMS: moyenne quadratique (*root mean square*)

MDF: fréquence médiane (*median frequency*)

ICC: coefficient de corrélation intraclasse (*intraclass correlation coefficient*)

CV: coefficient de variation (*coefficient of variation*)

SEM: erreur standard de mesure (*standard error of measurement*)

1 INTRODUCTION

Le conflit fémoro-acétabulaire (*femoroacetabular impingement*, FAI) est une pathologie mécanique de la hanche qui a été mise en exergue récemment. Le FAI pourrait être la cause sous-jacente de douleurs en niveau hanche et de limitations fonctionnelles ressenties par beaucoup de jeunes adultes particulièrement actifs. Il pourrait également être la cause du développement précoce de la coxarthrose, laquelle est inconnue dans la plupart des cas (c.à.d. coxarthrose idiopathique). En fait, le FAI est généralement causé par des déformations osseuses actuellement bien définies au niveau de la portion proximale du fémur et/ou de l'acétabulum, qui sont considérées comme étant pathologiques depuis seulement quelques années. Le FAI peut conduire à des lésions au niveau du labrum et du cartilage acétabulaire, provoquant une douleur au niveau de la hanche, une incapacité fonctionnelle et une dégénérescence précoce de l'articulation de la hanche. Le nombre de publications scientifiques concernant le FAI a augmenté de façon exponentielle au cours des dix dernières années (à ce jour environ 900 publications). Ces publications concernent la présentation clinique du FAI, le diagnostic du FAI à partir d'examens physiques et de techniques d'imagerie, les altérations fonctionnelles démontrées par les patients concernés, les techniques chirurgicales visant à traiter le FAI, et les résultats obtenus avec ces opérations. Certaines de ces publications ont toutefois également abordé la possibilité que certains patients souffrant d'un FAI symptomatique pourraient présenter une fonction musculaire affaiblie au niveau de la hanche, observée lors de l'exercice de tâches fonctionnelles. D'autre part, il ne peut être exclu qu'une fonction musculaire affaiblie puisse également jouer un rôle dans le développement d'un FAI. Quoiqu'il en soit, aucune des publications mentionnées n'a essayé de quantifier de façon objective la fonction musculaire de la hanche chez des patients présentant un FAI symptomatique. En conséquence, l'objectif de cette thèse était d'évaluer la fonction musculaire de la hanche de ces patients, en mettant un accent particulier sur les mécanismes physiologiques sous-jacents des potentielles déficiences musculaires (ex. l'inhibition musculaire arthrogène). Compte tenu que la fonction musculaire de la hanche n'a été beaucoup étudiée auprès de patients orthopédiques mais également auprès de sujets en bonne santé, nous avons adapté les méthodologies communément utilisées pour l'évaluation de la fonction musculaire du quadriceps, afin d'améliorer l'étude de la musculature de la hanche.

2 CADRE THEORIQUE

2.1 Le conflit fémoro-acétabulaire (FAI)

Le FAI est une pathologie mécanique de la hanche, qui survient chez de jeunes adultes actifs, qui ne présentent pas de malformations osseuses typiques de la dysplasie de la hanche (Ganz et coll. 2003). La plupart des patients souffrant d'un FAI présentent des anomalies structurelles de la portion proximale du fémur et/ou de l'acétabulum, qui peuvent potentiellement causer des contacts anormaux entre ces structures lors de la flexion et la rotation interne de la hanche. Ces contacts pourraient provoquer des lésions au niveau du labrum et du cartilage acétabulaire, ainsi que des douleurs à la hanche, des limitations fonctionnelles, voire une coxarthrose précoce.

2.1.1 Déformations osseuses associées au FAI

En général, le FAI se produit sur des hanches présentant des anomalies osseuses de la partie proximale du fémur et/ou de l'acétabulum. Si la déformation est localisée au niveau du fémur, on la dénomme comme étant une «déformation de type came» (figure 1). Par contre, si la déformation est localisée au niveau de l'acétabulum, elle est dénommée comme étant une «déformation de type tenaille» (Ganz et coll. 2003) (figure 2). Si les deux types de déformations se produisent sur la même articulation, comme dans la plupart des cas (Allen et coll. 2009), on parle d'une «déformation de type combiné». Allen et coll. (2009) ont montré que parmi 201 hanches présentant une déformation de type came, 42% présentaient également une déformation de type tenaille. Par ailleurs, ces anomalies osseuses se présentent fréquemment de façon bilatérale, bien que les deux hanches ne soient pas toujours symptomatiques (Allen et coll. 2009). Allen et coll. (2009) ont aussi montré qu'au sein de leur groupe de patients FAI, 78% présentaient des déformations de type came bilatérales, mais seulement 26% ressentaient une douleur au niveau des deux hanches. Le FAI peut également être identifié sur des hanches dont les morphologies osseuses sont presque normales, mais qui présentent d'autres conditions concomitantes (ex. laxité ligamenteuse de l'articulation de la hanche, rétroversion du fémur, fémur varus) (Bedi et Kelly 2013) qui pourraient provoquer des contacts prématurés entre le fémur proximal et le rebord de l'acétabulum lors de la flexion et de la rotation interne de la hanche.

La déformation de type came est causée par un aspect proéminent de la jonction tête/col du fémur (Ito et coll. 2001; Nötzli et coll. 2002), et est identifiée dans la plupart des cas dans la partie antérolatérale du fémur (Beaulé et coll. 2009) (figure 1).



Figure 1. Déformation de type came. Aspect proéminent de la jonction tête/col du fémur (flèches rouges). Adapté d'après Byrd (2010a).

Il a été suggéré que ce type de déformation pouvait être causé par des pathologies résiduelles de l'enfance comme la maladie de Legg-Calvé-Perthes (Leunig et coll. 2005; Parvizi et coll. 2007), ou par du stress au niveau de l'épiphyse fémorale d'origine génétique ou développementale (Leunig et coll. 2000; Leunig et coll. 2009). De plus, il a été aussi proposé que des fractures du col du fémur mal soignées (Eijer et coll. 2001) ou des ostéotomies fémorales (Leunig et coll. 2005) pourraient être également impliquées dans l'étiologie des déformations de type came. Les déformations de type came sont plus fréquemment observées chez des jeunes hommes que chez des jeunes femmes (Ganz et coll. 2003). La prévalence des déformations de type came chez les jeunes hommes est probablement due à des lésions à l'épiphyse fémorale, causées lors de la pratique d'activités sportives plutôt agressives (ex. hockey sur glace, football) (Philippon et coll. 2007a). Ces activités peuvent surcharger excessivement l'articulation de la hanche pendant le développement des jeunes athlètes.

D'autre part, une déformation de type tenaille a été définie par un acétabulum trop profond (coxa profunda ou protrusion acétabulaire) (Harris 1986; Leunig et coll. 2009) ou par un acétabulum en rétroversion focale (Bedi et coll. 2011) ou globale (Reynolds et coll. 1999), qui va recouvrir la tête du fémur de façon plus importante que la normale (figure 2). La différence entre une coxa profunda et une protrusion acétabulaire se situe au niveau de la ligne acétabulaire. Celle-ci reste médiale par rapport à la ligne ilio-ischiatique dans le premier cas, tandis qu'elle reste latérale par rapport à la ligne ilio-ischiatique dans le deuxième (Leunig et coll. 2009).

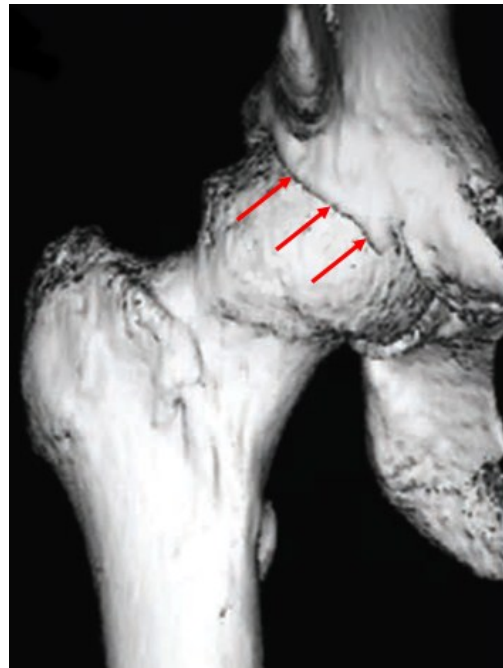


Figure 2. Déformation de type tenaille. L'anomalie acétabulaire recouvre la tête du fémur de façon plus importante que la normale (flèches rouges). Adapté d'après Byrd (2010b).

De plus, la différence entre une rétroversion focale et une rétroversion globale est que seul le contour proximal du rebord acétabulaire antérieur se trouve latéral par rapport au rebord acétabulaire postérieur dans le premier cas, tandis que tout le contour de rebord acétabulaire antérieur reste latéral par rapport au rebord acétabulaire postérieur dans le deuxième (Bedi et coll. 2011). L'étiologie des déformations de type tenaille est moins connue que celle des déformations de type came. Il a été supposé que les déformations de type tenaille pourraient être associées à des maladies métaboliques ou inflammatoires (Leunig et coll. 2009). Par ailleurs, les déformations de type tenaille ont également été associées à la dysplasie de la hanche (Li et Ganz 2003) ou induites par une correction excessive après une ostéotomie péri-acétabulaire (Myers et coll. 1999). Autre particularité, les déformations de type tenaille sont habituellement observées chez des femmes actives d'âge moyen (Ganz et coll. 2003).

Au cours des dernières années, des déformations de type came et tenaille ont également été observées chez des sujets jeunes mais asymptomatiques. Les hommes présentent plutôt des déformations de type came, tandis que les femmes présentent plutôt des déformations de type tenaille. Plusieurs études montrent une prévalence entre 17% et 25% de déformations de type came chez des hommes asymptomatiques (Gosvig et coll. 2008; Gosvig et coll. 2010; Hack et coll. 2010; Reichenbach et coll. 2010) et entre 4% et 5% chez des femmes asymptomatiques (Gosvig et coll. 2008; Gosvig et coll. 2010; Hack et coll. 2010). Plus spécifiquement, il a été rapporté que la prévalence des déformations de type came augmentait chez les hommes lorsque la rotation interne de la hanche diminuait (Reichenbach et coll. 2010). En fait, chez les

hommes présentant une amplitude articulaire en rotation interne de la hanche inférieure à 30°, la prévalence des déformations de type came augmenterait encore jusqu'à 48%. Il a été aussi montré que la prévalence des déformations de type tenaille était, quant à elle, de 19% chez les femmes et de 15% chez les hommes dans un groupe de sujets asymptomatiques (Gosvig et coll. 2010), et de 10% chez des femmes asymptomatiques (Leunig et coll. 2013).

2.1.2 Pathologies intra-articulaires et altérations péri-articulaires associées au FAI

Il a été rapporté que les déformations de type came et tenaille pouvaient causer des contacts particuliers entre la partie proximale du fémur et le rebord de l'acétabulum, et par conséquent des lésions spécifiques du labrum et du cartilage au niveau de la zone antéro-supérieure de l'acétabulum (Beck et coll. 2005). Concrètement, les déformations de type came peuvent principalement causer des lésions du cartilage acétabulaire, tandis que celles de type tenaille provoquent principalement des lésions du labrum acétabulaire.

L'entrée énergétique et répétitive d'une déformation de type came dans l'acétabulum lors de la flexion et de la rotation de la hanche provoque des contraintes de cisaillements asymétriques au niveau de la zone de transition entre le labrum et le cartilage acétabulaire (Leunig et coll. 2005) (figure 3).

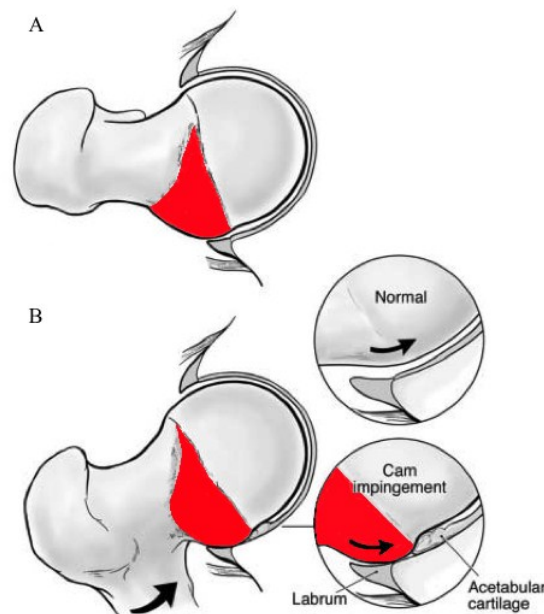


Figure 3. Mécanisme de lésion intra-articulaire induite par une déformation de type came. Contacts anormaux entre la partie proximale du fémur (zone rouge) et le rebord de l'acétabulum en position neutre (A) et lors de la flexion, rotation interne et adduction de la hanche (B). Adapté d'après Byrd (2010a).

Dans une première phase, il est observé une abrasion et/ou délamination du cartilage acétabulaire. Dans une deuxième phase, le cartilage acétabulaire se détache du labrum et de l'os sous-chondral et peut également entraîner une lésion du cartilage de la tête du fémur. C'est seulement dans une troisième phase que le labrum va être comprimé en générant sa déchirure et son avulsion au niveau de la zone de transition.

D'autre part, la déformation de type tenaille cause un contact linéaire entre la jonction tête/col du fémur et le rebord de l'acétabulum principalement lors de la flexion de la hanche (Leunig et coll. 2005) (figure 4).

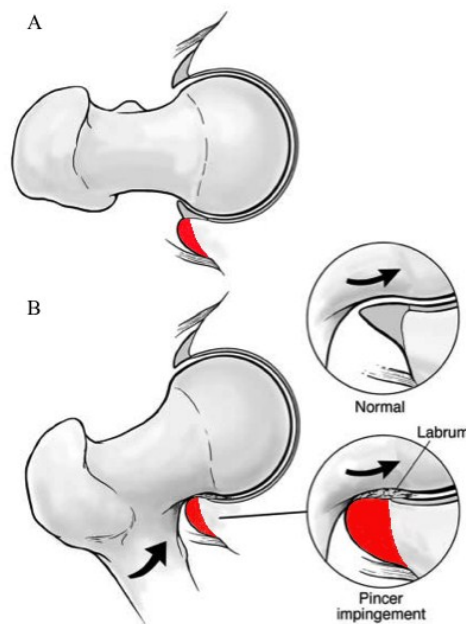


Figure 4. Mécanisme de lésion intra-articulaire induite par une déformation de type tenaille. Contacts anormaux entre la partie proximale du fémur (zone rouge) et le rebord de l'acétabulum en position neutre (A) et lors de la flexion, rotation interne et adduction de la hanche (B). Adapté d'après Byrd (2010a).

Le labrum acétabulaire se dégénère avec la formation des ganglions et l'ossification du rebord de l'acétabulum. Dans une phase initiale, on peut déjà observer un labrum déchiré. Par contre, les lésions du cartilage sont limitées à une bande étroite au niveau de la zone de transition. Par ailleurs, les déformations de type tenaille causent souvent un effet appelé «conflit postérieur». La collision antérieure de la jonction tête/col du fémur contre le rebord de l'acétabulum cause la levée de la tête du fémur dans l'acétabulum, et par conséquent des contraintes de cisaillement contre la surface articulaire postérieure de l'acétabulum. Cela se traduit par des lésions du cartilage qu'on appelle «contrecoup», qui sont localisées au niveau postéro-inférieur de l'acétabulum (Leunig et coll. 2005).

D'un point de vue théorique, les altérations biomécaniques causées par un FAI, les lésions provenant du labrum et du cartilage et la douleur, peuvent causer des mouvements de

compensation au niveau de la hanche et une altération des forces musculaires autour du bassin lors d'activité dynamiques de port de charge (Bedi et coll. 2011). Cela peut alors engendrer une traction excessive tant au niveau des articulations du bassin, que des muscles du bassin et de la hanche.

2.1.3 Imagerie diagnostique du FAI

Les déformations issues d'un FAI peuvent être détectées et quantifiées en utilisant des images radiographiques, par résonance magnétique et par tomodensitométrie. Les paramètres les plus utilisés pour quantifier les déformations de type came sont (1) l'angle alpha (Nötzli et coll. 2002), (2) l'offset tête/col antérieur et le taux d'offset tête/col antérieur (Eijer et coll. 2001) et (3) le classement de déformation de type came (Reichenbach et coll. 2010). Les paramètres les plus utilisés pour détecter et quantifier les déformations de type tenaille sont (1) l'angle du centre-bord latéral (coxa profunda et protrusion acétabulaire) (Wiberg 1939), (2) l'index acétabulaire (coxa profunda et protrusion acétabulaire) (Murphy et coll. 1990), (3) la profondeur acétabulaire (coxa profunda et protrusion acétabulaire) (Pfirrmann et coll. 2006), (4) le signe du croisement (rétroversion focale) (Reynolds et coll. 1999) et (5) le signe de la paroi postérieure (rétroversion globale) (Reynolds et coll. 1999). La description de ces paramètres d'imagerie, leur évaluation et les valeurs permettant d'identifier les conditions pathologiques associées au FAI sont énumérées dans le tableau I. Les pathologies intra-articulaires associées au FAI (ex. déchirure du labrum, lésion du cartilage) peuvent être détectées en utilisant des images par résonance magnétique.

2.1.4 Présentation clinique des patients FAI

Les patients présentant un FAI symptomatique font habituellement état de douleurs à la hanche, de limitations fonctionnelles lors d'activités de la vie quotidienne et surtout sportives (Philippon et coll. 2007a).

La plupart des patients présentant un FAI symptomatique font également état d'une douleur antéro-médiale au niveau de l'aîne (Philippon et coll. 2007a). Ils font aussi souvent état de douleurs sur le côté latéral de la hanche, au niveau de la cuisse, du fessier, du genou et de la colonne lombaire (Clohisy et coll. 2009). La première apparition de la douleur est généralement insidieuse (Ganz et coll. 2003; Philippon et coll. 2007a; Clohisy et coll. 2009), et souvent liée à la participation à des activités sportives (Philippon et coll. 2007a).

Tableau I. Paramètres d'imagerie pour la diagnose du FAI

| Paramètre | Définition | Technique d'imagerie diagnostique | Seuil pathologique pour FAI |
|---|--|---|---------------------------------------|
| Déformation de type came | | | |
| <i>Angle alpha</i> | Angle défini par une ligne qui passe par le centre de la tête du fémur et par un point où la distance entre le centre de la tête du fémur et le contour de la tête du fémur n'excède pas le radius de la tête du fémur, et une autre ligne dans l'axe du col du fémur qui passe par le centre du col du fémur au niveau de son épaisseur le plus restreint (Nötzli et coll. 2002). | . Images radiographiques (vue latérale cross table, vue selon Dunn modifiée) . Images RM et TD | ≥ 55° (Nötzli et coll. 2002) |
| <i>Offset tête/col antérieur</i> | Distance entre deux lignes parallèles, une adjacente au bord antérieur du col du fémur et l'autre passant par la portion la plus antérieure de la tête du fémur, et toutes les deux parallèles à l'axe du col du fémur (Eijer et coll. 2001). | . Images radiographiques (vue latérale cross table) | <10 mm (Eijer et coll. 2001) |
| <i>Taux d'offset tête/col antérieur</i> | Taux entre l'offset col-tête antérieur et le diamètre de la tête du fémur (Eijer et coll. 2001). | . Images radiographiques (vue latérale cross table) | ≤ 0.15 (Eijer et coll. 2001) |
| <i>Classement de déformation de type came</i> | Grade 0: normale, aucune évidence d'un contour du fémur pas sphérique; Grade 1: possible déformation du contour du fémur lors d'une irrégularité corticale, et une possible réduction légère de l'offset tête/col antérieur; Grade 2: déformation définie du contour du fémur lors d'une réduction établie de l'offset tête/col antérieur; Grade 3: déformation sévère du contour du fémur lors d'une réduction considérable de l'offset tête/col antérieur (Reichenbach et coll. 2010). | . Images RM et TD | ≥ grade 2 (Reichenbach et coll. 2010) |
| Déformation de type tenaille | | | |
| Coxa profunda/protrusion acétabulaire | | | |
| <i>Angle centre-bord latéral</i> | Angle défini par une ligne qui passe par le centre de la tête du fémur et perpendiculaire à la ligne horizontale du bassin, et une autre ligne qui passe par le centre de la tête du fémur et le rebord latéral de l'acétabulum (Wiberg 1939). | . Images radiographiques (vue antéro-postérieure) | ≥ 40° (Tönnis et Heinecke 1999) |
| <i>Index acétabulaire</i> | Angle défini par une ligne qui passe par le point médial de la zone sclérotique et par le centre latéral de l'acétabulum, et la ligne horizontale du bassin (Murphy et coll. 1990). | . Images radiographiques (vue antéro-postérieure) | ≤ 0° (Murphy et coll. 1990) |
| <i>Profondeur acétabulaire</i> | Distance entre deux lignes parallèles, une qui connecte le rebord antérieur de l'acétabulum au rebord postérieur de l'acétabulum, et l'autre qui passe par le centre de la tête du fémur (Pfirrmann et coll. 2006). | . Images RM et TD | ≤ 3 mm (Pfirrmann et coll. 2006) |
| Rétroversion focale | | | |
| <i>Signe du croisement</i> | Le contour du rebord antérieur de l'acétabulum reste latéral par rapport au contour du rebord postérieur de l'acétabulum au niveau le plus proximal de l'acétabulum (Reynolds et coll. 1999). | . Images radiographiques (vue antéro-postérieure) | +/- |
| Rétroversion globale | | | |
| <i>Signe de la paroi postérieure</i> | Le contour du rebord postérieur de l'acétabulum reste médial par rapport au centre de la tête du fémur (Reynolds et coll. 1999). | . Images radiographiques (vue antéro-postérieure) | +/- |

RM, résonance magnétique; TD, tomographie assistée par ordinateur.

Cependant, certains patients FAI commencent également à ressentir une douleur à la hanche après un événement traumatique ou une lésion lors d'une activité sportive (Philippon et coll. 2007a; Clohisy et coll. 2009). La douleur est généralement intermittente et la plupart des patients FAI la décrivent comme étant modérée, grave ou invalidante (Clohisy et coll. 2009). La douleur à la hanche peut être exacerbée par des conditions statiques lorsque la hanche est fléchie (ex. position assise prolongée) (Ganz et coll. 2003; Clohisy et coll. 2009), et/ou par des conditions dynamiques (c.à.d. des activités physiques d'une intensité modérée à élevée (Clohisy et coll. 2009)). Par ailleurs, certains patients FAI font également état de rigidité, de faiblesse et d'instabilité au niveau de la hanche (Philippon et coll. 2007a). Les patients présentant un FAI symptomatique se heurtent habituellement à des difficultés modérées pouvant aller jusqu'à l'incapacité à soulever des charges lourdes, à effectuer des torsions, à réaliser des squats et à marcher pendant plus de 15 minutes (Clohisy et coll. 2009). Ils rapportent également des difficultés modérées pouvant aller jusqu'à l'incapacité à pratiquer des activités sportives durant le temps souhaité, ou à pratiquer des activités sportives impliquant des sprints (ex. football, basket) et la course à pied. Habituellement, les patients présentant un FAI symptomatique évaluent la fonction générale de leur hanche comme anormale ou sévèrement anormale (Philippon et coll. 2007a) et la plupart des patients FAI fait état d'un niveau d'activité physique inférieur à la moyenne (Clohisy et coll. 2009).

2.1.5 Examens physiques des patients présentant un FAI

Les patients souffrant d'un FAI symptomatique peuvent présenter un signe léger de Trendelenburg lors de la marche (Clohisy et coll. 2009). Le signe de Trendelenburg est caractérisé par l'inclinaison du bassin du côté controlatéral lors de la phase d'appui unipodal, et est normalement associé à un déficit de force musculaire des abducteurs ipsilatéraux de la hanche (Hardcastle et Nade 1985). L'amplitude articulaire en flexion et rotation interne de la hanche est respectivement inférieure à 110° et 15° (Kubiak-Langer et coll. 2007). Il a été démontré que les patients FAI présentaient également une amplitude articulaire réduite en abduction de la hanche (Kubiak-Langer et coll. 2007), alors que cette dernière est rarement évaluée lors de l'examen physique. Toutefois, il n'existe aucune information concernant les déficits spécifiques de la force musculaire au niveau de la hanche chez des patients présentant un FAI symptomatique, et ce, malgré le fait qu'il ait été suggéré qu'elle devait être évaluée chez tous les patients présentant une douleur à la hanche pour compléter l'examen physique (Kelly et coll. 2003). La présence d'un FAI est toujours évaluée lors d'un examen physique et en pratiquant des tests de provocation. Le test le plus utilisé est le test d'impingement antérieur (figure 5). Ce test s'est montré efficace auprès de 99% des patients FAI (Philippon et

coll. 2007a). Toutefois, d'autres tests sont également utilisés pour diagnostiquer un FAI, comme le test de FABER (flexion-abduction-rotation externe), le test d'impingement postérieur, le test d'élévation de la jambe étirée contre résistance, le test de log roll et le test de scour (Clohisy et coll. 2009; Austin et coll. 2008) (tableau II).

Tableau II. Tests de provocation pour le diagnostic du FAI et des pathologies intra-articulaires associées

| Test de provocation | Description |
|--|--|
| Test d'impingement antérieur | L'examineur déplace d'une façon passive la hanche du patient en position de flexion, adduction, et rotation interne. <i>Une douleur à l'aîne ou à la hanche indique un test positif.</i> |
| Test de FABER | L'examineur déplace d'une façon passive la hanche du patient en position de flexion, abduction, et rotation externe. L'examineur mesure la distance perpendiculaire entre le genou ipsilatéral et la table d'examen. <i>Une distance réduite par rapport au côté controlatéral ou l'apparition d'une douleur suggère la présence d'une pathologie intra-articulaire.</i> |
| Test d'impingement postérieur | Le patient est couché sur le bord de la table d'examen avec les jambes pendantes. L'examineur déplace d'une façon passive la hanche du patient en position d'extension et rotation externe. <i>Une douleur à l'aîne ou à la hanche indique un test positif.</i> |
| Test d'élévation de la jambe étirée contre résistance | Le patient fléchit d'une façon active la hanche jusqu'à un angle de 30° avec le genou complètement tendu tandis que l'examineur applique une résistance vers le bas. <i>Une douleur à l'aîne ou à la hanche indique un test positif.</i> |
| Test de log roll | L'examineur déplace d'une façon passive la hanche entre les amplitudes articulaires maximales de rotation externe et interne. <i>La provocation d'une sensation de click ou de saut pourrait indiquer une déchirure du labrum acétabulaire, tandis qu'une amplitude articulaire totale augmentée par rapport au côté controlatérale pourrait indiquer une laxité ligamenteuse ou de la capsule.</i> |
| Test de scour | L'examineur déplace d'une façon passive la hanche du patient d'une position de flexion et adduction à une position d'extension et abduction, et va ajouter une force additionnelle compressive à l'articulation de la hanche en déplaçant la hanche en rotation interne et externe. <i>Une douleur à la hanche et/ou un click intra-articulaire indique un test positif.</i> |

FABER, flexion-abduction-rotation externe



Figure 5. Test d'impingement antérieur. Adapté d'après Leunig et coll. (2007).

2.1.6 Altérations fonctionnelles chez les patients présentant un FAI

Quatre études ont analysé la cinématique des articulations de la hanche et du bassin ainsi que la cinétique de l'articulation de la hanche des patients FAI lors d'activités dynamiques impliquant le port d'une charge (comme la marche (Kennedy et coll. 2009; Hunt et coll. 2013), la course à pied (Austin et coll. 2008), la réalisation d'un squat (Lamontagne et coll. 2009), un pas vers le bas ou un saut en contrebas (Austin et coll. 2008)).

Les patients FAI présentent une altération de plusieurs paramètres cinématiques et cinétiques au niveau de la hanche symptomatique lors de la marche (Kennedy et coll. 2009; Hunt et coll. 2013). Concrètement, ils ont (1) une amplitude articulaire réduite en adduction et rotation interne lors de la phase d'appui (Hunt et coll. 2013) (figure 6B-C), (2) un moment de force réduit en rotation externe lors de la phase d'appui (Hunt et coll. 2013) (figure 6F), (3) un moment de force réduit en flexion au début de la phase d'appui (Hunt et coll. 2013) (figure 6D), (4) une amplitude articulaire réduite en extension à la fin de la phase d'appui (Hunt et coll. 2013) (figure 6A) et (5) une amplitude articulaire supérieure en adduction lors de la phase d'oscillation par rapport à des sujets contrôles (Kennedy et coll. 2009) (figure 6A).

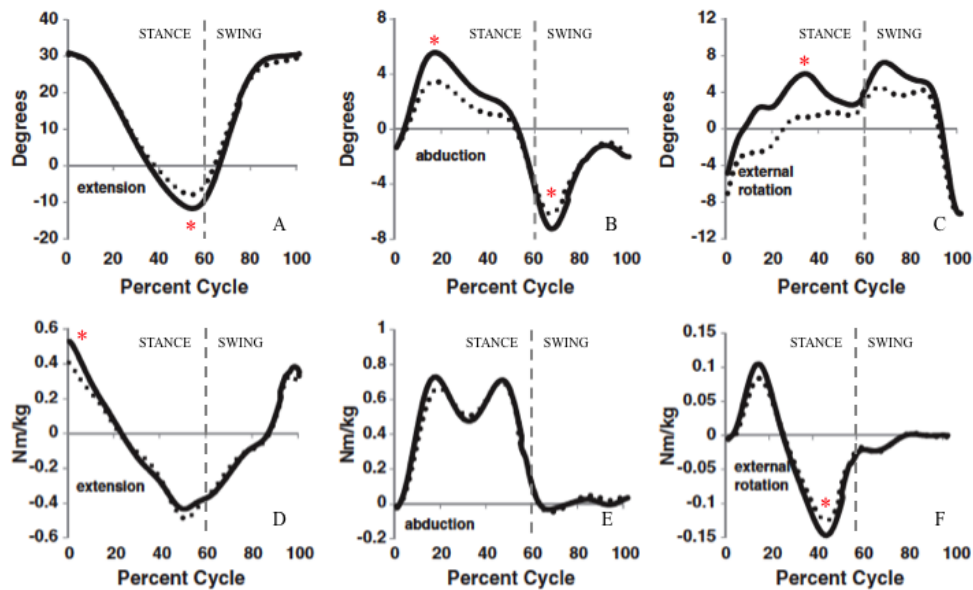


Figure 6. Amplitudes articulaires et moments de force au niveau de la hanche lors de la marche chez les patients FAI. Amplitudes articulaires en flexion/extension (A), adduction/abduction (B), rotation interne/externe de la hanche (C) et moments de force en flexion/extension (D), adduction/abduction (E), rotation interne/externe de la hanche (F) lors de la marche chez les patients FAI (ligne pointillée) et sujets contrôles (ligne continue). * indique une différence significative à $p < 0.05$. Adapté d'après Hunt et coll. (2013).

La réduction de l'amplitude articulaire en adduction et rotation interne lors de la phase d'appui pourrait être expliquée par une stratégie de stabilisation de la marche adoptée par les patients FAI pour minimiser la douleur à la hanche, causée par des contacts de tissus mous dans l'articulation, ou pour compenser un déficit de force musculaire au niveau de la hanche. En fait, les patients FAI réduiraient l'adduction et la rotation interne pour minimiser les moments de force que les abducteurs et rotateurs externes doivent respectivement développer, pour contrebalancer les moments de force externes lors des activités impliquant le port d'une charge (Beaulieu et coll. 2010; Hunt et coll. 2013). Cette hypothèse a été validée par le fait que les patients FAI démontraient également des moments de force réduits en rotation externe à la fin de la phase d'appui de la marche. Les moments de force réduits en flexion de la hanche au début de la phase d'appui peuvent également faire l'objet d'une stratégie, adoptée par les patients lors de la marche, pour minimiser la douleur à la hanche et la charge au niveau de l'articulation, mais aussi pour compenser un déficit de force des muscles fléchisseurs de la hanche. Par contre, la réduction de l'extension de la hanche à la fin de la phase d'appui est probablement causée par une tension antérieure des tissus mous et de la capsule articulaire. En fait, la compression antérieure de l'articulation lors de l'extension pendant le mouvement vers l'avant cause probablement une douleur antérieure à la hanche et par conséquent une extension réduite (Kennedy et coll. 2009; Hunt et coll. 2013). En plus, l'adduction augmentée

de la hanche observée chez les patients FAI lors de la phase d'oscillation de la marche pourrait également être expliquée par une stratégie de stabilisation (Kennedy et coll. 2009).

Les patients présentant un FAI symptomatique ne peuvent pas réaliser un mouvement de squat aussi ample que les sujets contrôles probablement à cause de restrictions de mobilité du bassin (Lamontagne et coll. 2009). Bien que les patients FAI démontrent des amplitudes articulaires au niveau de la hanche comparables sur tous les plans des mouvements lors de la flexion maximale du squat, l'inclinaison sagittale du bassin est réduite par rapport aux sujets contrôles (figure 7).

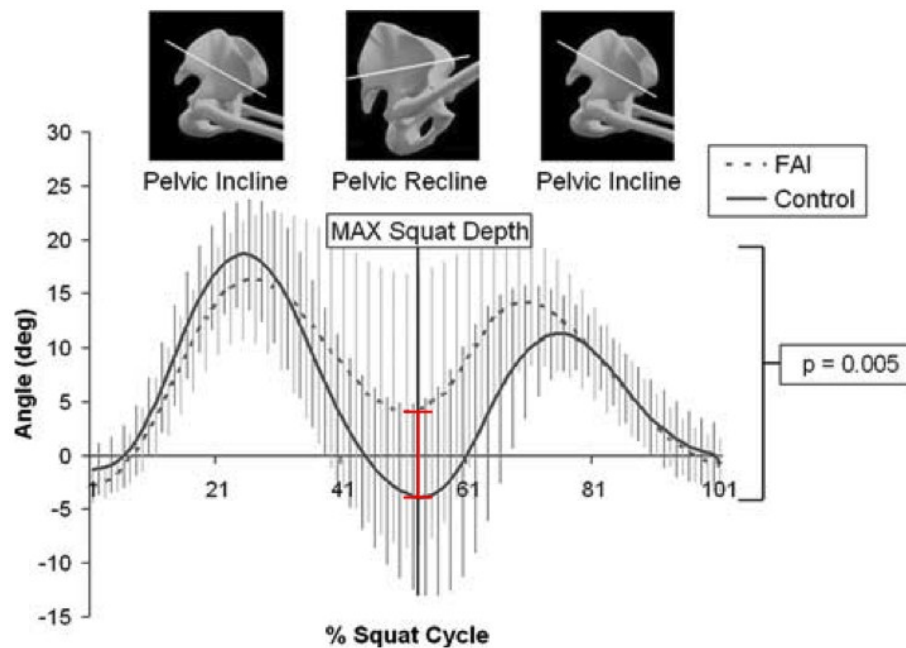


Figure 7. Amplitude articulaire du bassin sur le plan sagittal lors d'un mouvement de squat chez les patients FAI. La ligne pointillée correspond aux patients FAI tandis que la ligne continue représente les sujets contrôles. La ligne rouge indique la différence d'inclinaison du bassin entre les patients FAI et les sujets contrôles lors de l'amplitude maximale du mouvement de squat. Adapté d'après Lamontagne et coll. (2009).

Étant donné que l'inclinaison du bassin oriente l'acétabulum de manière à minimiser le contact entre la partie proximale du fémur et le rebord de l'acétabulum, une inclinaison réduite peut engendrer un contact précoce entre ces deux structures osseuses lors de la flexion de la hanche et par conséquent limiter l'amplitude maximale du mouvement de squat.

Il a été montré chez une jeune femme présentant un FAI symptomatique des altérations de la cinématique de la hanche associées à une réduction de la douleur à la hanche en utilisant un dispositif de soutien lors de l'exécution de trois tâches fonctionnelles, effectuées à des intensités modérées à élevées (en réalisant un pas vers le bas, un saut en contrebas, et lors de la course à pied) (Austin et coll. 2008) (figure 8).



Figure 8. Dispositif de soutien de la hanche (S.E.R.F. Strap, Don Joy Orthopaedics Inc., Vista, CA) permettant le maintien de la hanche en rotation externe (flèches rouges). Adapté d'après Austin et coll. (2008).

Plus spécifiquement, le patient présentait une réduction de l'amplitude articulaire en adduction (de l'ordre de 3.7° à 5.7°), et en rotation interne de la hanche (de 1.0° à 13.8°) ainsi qu'une réduction de la douleur à la hanche (de l'ordre de 4 à 2 points sur une échelle visuelle analogique de 10 points). Le dispositif de soutien (S.E.R.F. Strap, Don Joy Orthopaedics Inc., Vista, CA) est constitué d'un tissu mince et élastique qui fixe la partie proximale du tibia et s'enroule autour de la partie distale de la cuisse et le bassin. Le dispositif a pour but d'améliorer le contrôle et la stabilité de la hanche en la poussant en rotation externe. En fait, les moments de force externes qui agissent au niveau des membres inférieurs lors de la phase d'appui unipodal pendant des activités d'intensité modérée à élevée, induisent une adduction, une rotation interne et une flexion de la hanche. Dans le cas d'un déficit de force, les muscles de la hanche ne peuvent pas compenser les moments de force externes qui agissent sur l'articulation lors de ces tâches dynamiques, et cela se traduit par un mouvement excessif de la hanche en adduction et rotation interne (Powers 2010). Ce mouvement spécifique de la hanche pourrait accentuer la douleur chez des patients présentant un FAI parce qu'il peut provoquer des contacts antéro-supérieurs entre les tissus mous ou les structures osseuses. Ces résultats suggèrent qu'une meilleure stabilisation de la hanche, éventuellement obtenue par une bonne fonction musculaire, pourrait réduire l'adduction et la rotation interne lors de tâches fonctionnelles d'intensité modérée à élevée ainsi que la sensation de douleur.

2.1.7 Traitement du FAI

Les patients présentant un FAI symptomatique suivent d'abord en général une thérapie conservatrice avec l'objectif de réduire la douleur et améliorer la fonction de la hanche. Si cette intervention s'avère inefficace pour réduire les symptômes, une intervention chirurgicale devient alors une solution pour traiter un FAI symptomatique. Les objectifs d'une intervention chirurgicale sont de (1) soulager la douleur, (2) améliorer la fonction de la hanche, (3) favoriser la reprise des activités physiques et (4) prévenir la dégénération de l'articulation (Bedi et coll. 2011). L'intervention chirurgicale doit avant tout solutionner les problèmes mécaniques qui provoquent le FAI (déformations de type came et tenaille) et en second lieu traiter les pathologies intra-articulaires correspondantes (dégénérescence du labrum et délamination du cartilage) (Bedi et coll. 2011).

Les déformations de type came sont corrigées en réalisant une ostéotomie du col du fémur (figure 9). La quantité d'os qui doit être reséqué est déterminée par l'anatomie du fémur et par la quantité d'os qui provoque le conflit (Philippon et coll. 2007b).

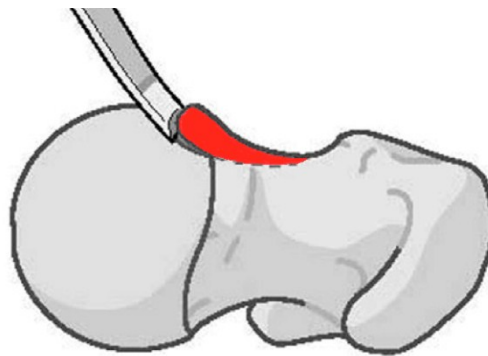


Figure 9. Ostéotomie du fémur pour la correction d'une déformation de type came. Adapté d'après Leunig et coll. (2007).

Alors que les déformations importantes de type tenaille nécessitent une résection du rebord de l'acétabulum, les déformations mineures de ce type peuvent, quant à elles, être corrigées avec une ostéotomie (Philippon et coll. 2007b) (figure 10). Pour réaliser une résection du rebord antérieur de l'acétabulum, le labrum doit être temporairement relâché (figure 10A). La quantité de rebord de l'acétabulum qui doit être reséquée est déterminée par les quantités d'acétabulum qui recouvrent de manière excessive la tête/col du fémur et de cartilage acétabulaire lésé (Leunig et coll. 2007) (figure 10B). Si le tissu du labrum est sévèrement dégénéré, il doit être débridé. Par contre, s'il n'est pas sévèrement dégénéré, il doit être réparé et attaché de nouveau au rebord de l'acétabulum en utilisant des ancrages de suture dans le but de préserver au maximum le tissu sain du labrum (figure 10C-D). Si le cartilage de l'acétabulum est décollé, il doit être débridé. Les lésions du cartilage sont normalement

traitées en utilisant la technique de microfracturing ou de chondroplastie (Philippon et coll. 2007b).

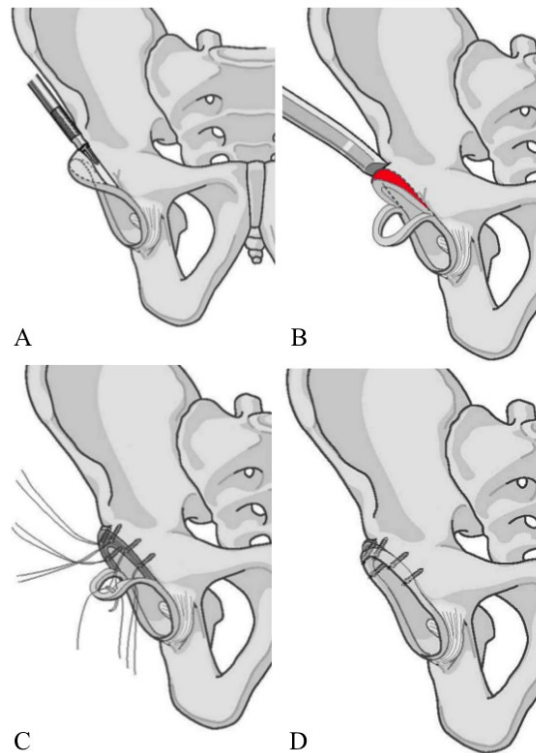


Figure 10. Ostéotomie du rebord de l'acétabulum pour la correction d'une déformation de type tenaille. Le labrum est relâché (A) et attaché de nouveau au rebord de l'acétabulum (C-D) respectivement avant et après une résection du rebord excessif de l'acétabulum (B). Adapté d'après Leunig et coll. (2007).

La décision d'utiliser l'arthroscopie ou la chirurgie ouverte pour traiter un FAI symptomatique doit être personnalisée et dépend de la position et de l'étendue des déformations osseuses et des pathologies intra-articulaires associées. Les déformations osseuses et les pathologies intra-articulaires peuvent être traitées, soit avec une arthroscopie soit avec une chirurgie ouverte. L'arthroscopie est la méthode habituellement privilégiée car elle est moins invasive, présente un taux de complications postopératoires mineur et théoriquement permet une rééducation et une reprise du sport plus rapide par rapport à la chirurgie ouverte.

Thérapie conservatrice

Une thérapie conservatrice chez les patients présentant un FAI symptomatique consiste en une reconsidération des activités physiques, l'administration de médicaments anti-inflammatoires non stéroïdiens et de la physiothérapie. La physiothérapie inclut généralement des exercices passifs de mobilité articulaire ainsi que du renforcement de la musculature au niveau de la

hanche, en particulier les abducteurs (Bedi et Kelly 2013). La physiothérapie devrait théoriquement mettre l'accent sur le contrôle neuromusculaire de la hanche et des membres inférieurs, et améliorer la stabilité abdominale. Les ajustements posturaux et l'augmentation de la force musculaire de la hanche pourraient potentiellement provoquer des altérations au niveau du rachis lombaire et du bassin, qui pourraient à leur tour éviter des contacts avec les tissus mous ou les structures osseuses aux amplitudes articulaires extrêmes.

Chirurgie ouverte de la hanche

La dislocation de la hanche est la procédure la plus populaire pour traiter le FAI symptomatique en utilisant une approche de chirurgie ouverte (Ganz et coll. 2001).

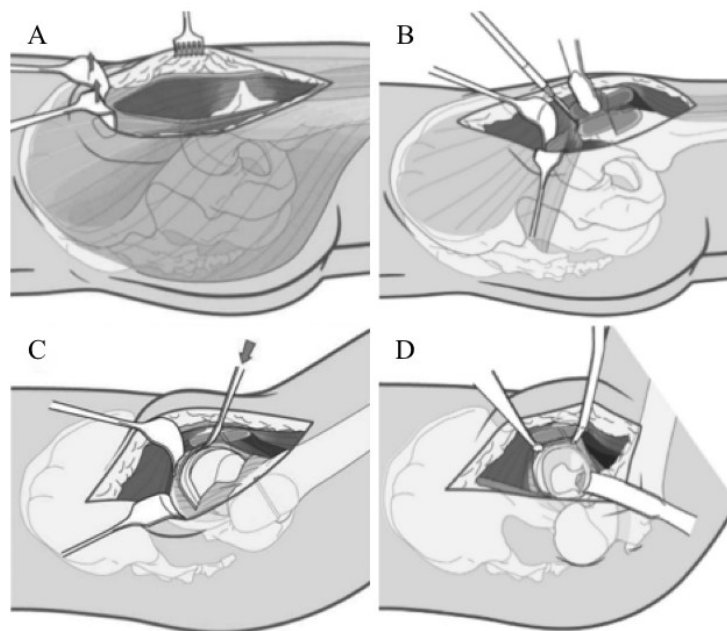


Figure 11. Dislocation de la hanche. Incision de la bandelette ilio-tibiale (A), ostéotomie trochantérienne (B), capsulotomie (C) et dislocation du fémur (D). Adapté d'après Leunig et coll. (2007).

La chirurgie ouverte peut être effectuée avec le patient en position latérale ou allongé sur le dos. Le tissu sous-cutané et la bandelette ilio-tibiale sont d'abord incisés et ouverts pour avoir accès au grand trochanter (figure 11A). L'ostéotomie du grand trochanter est réalisée en utilisant une approche trochantérienne reverse (figure 11B). L'ostéotomie du trochanter préserve l'approvisionnement en sang de la tête du fémur en protégeant la branche profonde de l'artère circonflexe fémorale médiale. Elle préserve également l'intégrité des muscles rotateurs externes de la hanche. Le fragment du grand trochanter est rétracté antérieurement avec les muscles gluteus medius, gluteus minimus et vastus lateralis pour exposer la partie

supérieure de la capsule articulaire. Par contre, la majorité du muscle piriformis et les autres rotateurs externes de la hanche restent liés à la partie stable du grand trochanter. Une capsulotomie est effectuée pour avoir accès à l'articulation de la hanche, afin de visualiser le cartilage de la tête du fémur ainsi que le labrum (figure 11C). La dislocation du fémur commence en fléchissant et en tournant extérieurement la hanche sur son axe. La dislocation est terminée lorsque le ligament teres est déchiré soit en tournant la hanche extérieurement soit par incision (figure 11D). Une fois le fémur disloqué, le chirurgien a une vue de 360° sur l'articulation de la hanche. Après la correction des déformations osseuses et le traitement des pathologies intra-articulaires, le fragment est à nouveau fixé à la partie stable du trochanter en utilisant deux vis trochantériennes. La bandelette ilio-tibiale est suturée.

Les avantages de la chirurgie ouverte sont (1) une visualisation et un accès à 360° au niveau de l'articulation de la hanche, (2) un traitement de toutes les déformations osseuses et pathologies intra-articulaires associées et (3) une utilisation de matrices pour assurer la sphéricité de la tête du fémur lors des ostéotomies fémorales (Botser et coll. 2011). Cependant, la chirurgie ouverte est une technique très invasive qui provoque (1) des lésions significatives de tissus mous, (2) une rééducation plus longue par rapport à l'arthroscopie et (3) des complications postopératoires liées à l'ostéotomie trochantérienne (ex. mauvaise union du trochanter, douleur à la hanche causée par les vis trochantériennes, persistance du déficit de force musculaire des abducteurs de la hanche) (Botser et coll. 2011) ou d'autres complications liées à la chirurgie (ex. déhiscence de la bandelette ilio-tibiale) (Naal et coll. 2011b).

Arthroscopie de la hanche

L'arthroscopie de la hanche peut être effectuée avec le patient en position latérale ou allongé sur le dos (Philippon et coll. 2007b). Le patient est positionné sur une table de traction avec le pied ipsilatéral fixé dans une chaussure rembourrée. Dans une première phase, une distraction axiale de la jambe permet l'accès au compartiment central de l'articulation de la hanche pour traiter les pathologies du labrum et du cartilage, ainsi que les déformations de type tenaille. Dans une deuxième phase, la traction de la jambe est relâchée et la hanche est fléchiée pour détendre la capsule articulaire. Les déformations de type came peuvent alors être traitées dans le compartiment périphérique de l'articulation. Trois portails de base (antérolatéral, antérieur, posterolatéral) sont normalement établis pour introduire l'arthroscope ainsi que les autres instruments chirurgicaux dans l'articulation (Philippon et coll. 2007b) (figure 12).

Les avantages de l'arthroscopie de la hanche sont (1) qu'elle est minimalement invasive, (2) qu'elle provoque des lésions mineures aux tissus mous et (3) qu'elle permet une rééducation plus rapide comparée à la chirurgie ouverte.

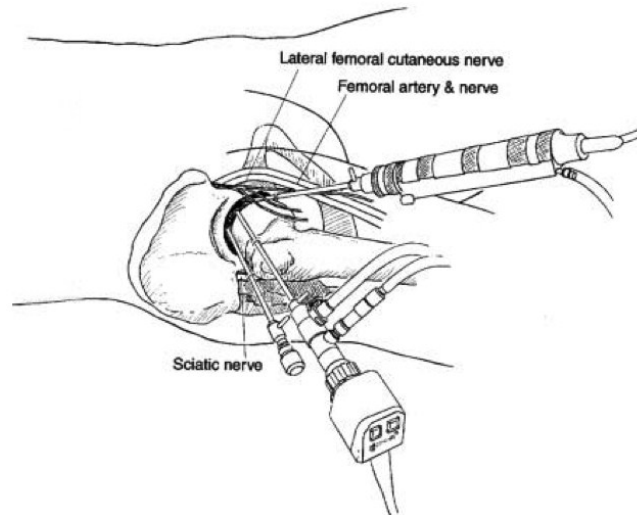


Figure 12. Arthroscopie de la hanche. Trois portails sont normalement établis pour accéder à l'articulation de la hanche. Adapté d'après Byrd (2010a).

Au contraire, les désavantages de l'arthroscopie sont (1) qu'elle ne permet pas un accès facile à la partie inférieure de l'articulation, (2) qu'elle peut présenter des complications liées à la traction de la hanche (ex. lésion génitale et périnéale, neurapraxia pudendal) et au placement des portails (ex. lésion du nerf cutané latéral de la cuisse) (Botser et coll. 2011) et (3) qu'elle peut donner lieu à une tendinite des fléchisseurs de la hanche lors de la rééducation postopératoire (Edelstein et coll. 2012; Enseki et coll. 2010).

2.1.8 Altérations fonctionnelles chez les patients après une opération pour traiter un FAI

Trois études ont évalué les altérations de la cinématique de la hanche et du bassin ainsi que de la cinétique de la hanche lors de la marche après chirurgie ouverte de la hanche (Brisson et coll. 2012) ou arthroscopie (Rylander et coll. 2011) et en réalisant un mouvement de squat après une chirurgie ouverte de la hanche (Lamontagne et coll. 2011).

Il a été montré qu'après avoir subi une chirurgie ouverte de la hanche, les patients FAI marchaient en utilisant (1) une amplitude articulaire réduite sur le plan frontal, causée par une amplitude articulaire réduite en adduction de la hanche lors de la phase d'appui (figure 13B), (2) des moments de force réduite en abduction et rotation interne de la hanche lors de la phase d'appui (figure 13D), (3) une amplitude articulaire réduite sur le plan sagittal causée par une

amplitude articulaire réduite en flexion de la hanche lors de la phase d'appui et d'oscillation (figure 13A), et (4) une puissance réduite au niveau de la hanche à la fin de la phase d'appui par rapport à des sujets contrôles (Brisson et coll. 2012) (figure 13C).

Une adduction réduite de la hanche lors de la phase d'appui peut s'expliquer par la même stratégie de stabilisation de la marche qui a été adoptée par les patients FAI avant chirurgie, pour minimiser la douleur ou pour compenser un déficit de force musculaire au niveau de la hanche (Beaulieu et coll. 2010; Hunt et coll. 2013).

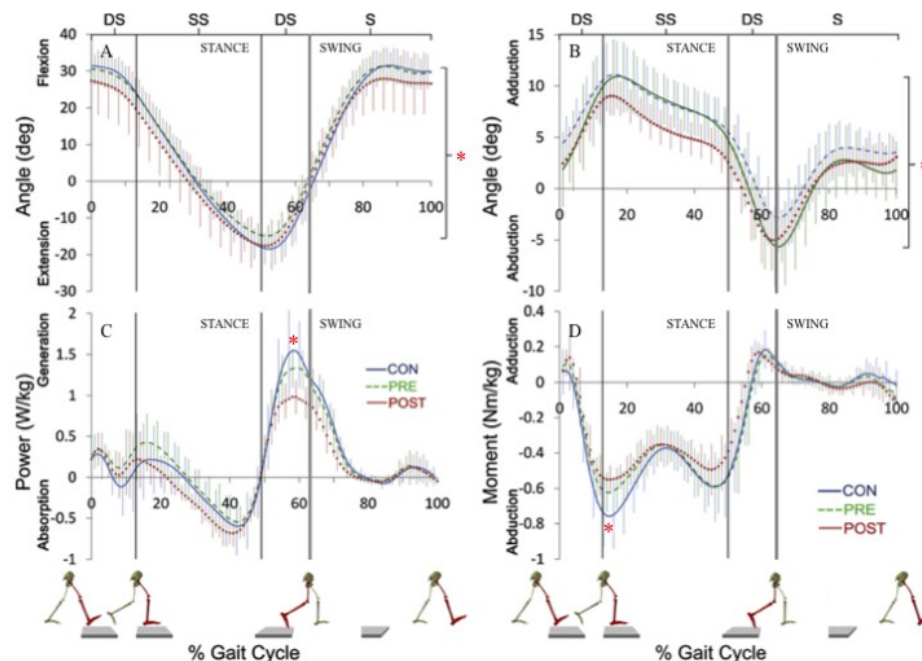


Figure 13. Amplitudes articulaires, puissance et moment de force au niveau de la hanche lors de la marche chez les patients FAI après chirurgie ouverte. Amplitudes articulaires en flexion/extension (A) et adduction/abduction de la hanche (B), puissance d'absorption et génération de la hanche (C) et moment de force d'adduction/abduction de la hanche (D) lors des phases d'appui et d'oscillation de la marche chez des patients FAI avant (ligne verte) et après chirurgie ouverte (ligne rouge), et chez des sujets contrôles (ligne bleue). * indique une différence significative entre les patients FAI après chirurgie ouverte et les sujets contrôles à $p < 0.05$. Adapté d'après Brisson et coll. (2012).

Les patients FAI ont même tendance à amplifier cette stratégie après avoir subi une chirurgie ouverte à la hanche. Étant donné que la douleur diminue de façon significative après l'intervention (Brisson et coll. 2012), on suppose que cette tendance peut être expliquée par un déficit de force musculaire supplémentaire au niveau de la hanche, engendrée par l'intervention chirurgicale ouverte. Un déficit de force musculaire des abducteurs a été confirmé par un moment de force réduit d'abduction de la hanche lors de la phase d'appui (Brisson et coll. 2012). Comparé au stade préopératoire, l'extension de la hanche à la fin de la phase d'appui semble revenir à des amplitudes articulaires normales après la chirurgie ouverte de la hanche, probablement à cause de la réduction de la douleur. En revanche, comparée aux sujets contrôles, la flexion de la hanche à la fin de la phase d'oscillation et au début de la

phase d'appui s'avère réduite après chirurgie ouverte. Étant donné que les fléchisseurs de la hanche sont principalement responsables du déplacement de la jambe en avant lors de la phase d'oscillation de la marche (Montgomery et coll. 1994), cette altération cinématique peut également être expliquée par un déficit de force musculaire des fléchisseurs de la hanche après chirurgie ouverte. L'ensemble de ces résultats suggère que les altérations cinématiques et cinétiques au niveau de la hanche peuvent réduire la capacité des patients FAI à produire de la puissance au niveau de la hanche lors de la marche en comparaison des sujets contrôles.

Par contre, les patients FAI présentent une augmentation significative de l'amplitude articulaire en flexion de la hanche lors de la phase d'appui après avoir subi une arthroscopie (Rylander et coll. 2011) (figure 14). La réduction de la flexion de la hanche avant l'arthroscopie serait la conséquence d'une douleur antérieure à la hanche qui disparaîtrait ou était réduite suite à l'arthroscopie. Toutefois, cette étude de Rylander et coll. (2011) ne fait état d'aucun groupe contrôle permettant une comparaison, ce qui empêche de quantifier le déficit d'amplitude articulaire en flexion de la hanche avant l'arthroscopie ainsi que sa récupération.

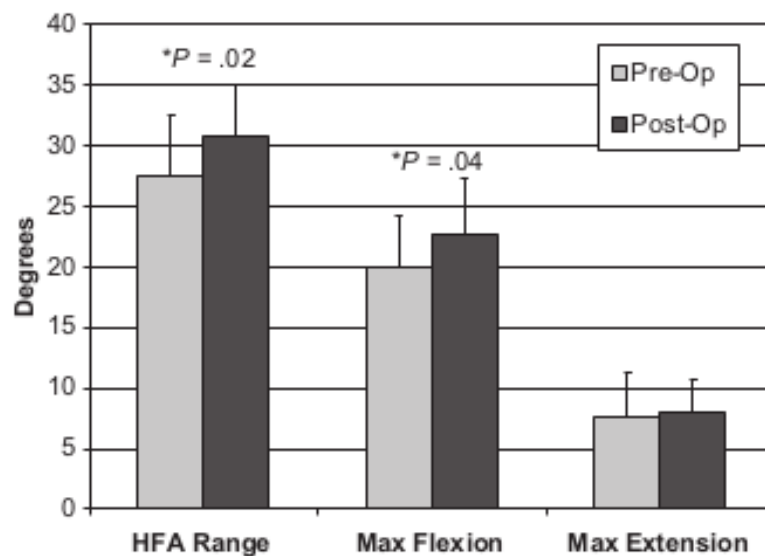


Figure 14. Amplitude articulaire de la hanche sur le plan sagittal lors de la marche chez les patients FAI après arthroscopie. Amplitude articulaire de la hanche sur le plan sagittal, angles de flexion et extension maximales lors de la phase d'appui de la marche. HFA, angle de flexion de la hanche. D'après Rylander et coll. (2011).

Après avoir subi une chirurgie ouverte de la hanche, les patients FAI pourraient réaliser un mouvement de squat plus ample à cause d'une déclinaison supérieure du bassin (Lamontagne et coll. 2011) (figure 15). Selon cette étude, les patients FAI présentaient dans tous les plans des amplitudes articulaires au niveau de la hanche en fin du mouvement de squat, comparables à l'état préopératoire, mais également des amplitudes articulaires au niveau du

genou et de la cheville plus importantes. Les patients FAI démontraient aussi une amplitude du mouvement sagittal du bassin supérieur, et plus spécifiquement une réclinaison du bassin supérieure, comparé à leur état préopératoire, bien qu'elle ne soit pas significative. Cette réclinaison du bassin supérieur pourrait augmenter la distance entre la tête/col du fémur et le rebord de l'acétabulum, empêchant un FAI précoce et facilitant un mouvement de squat plus ample.

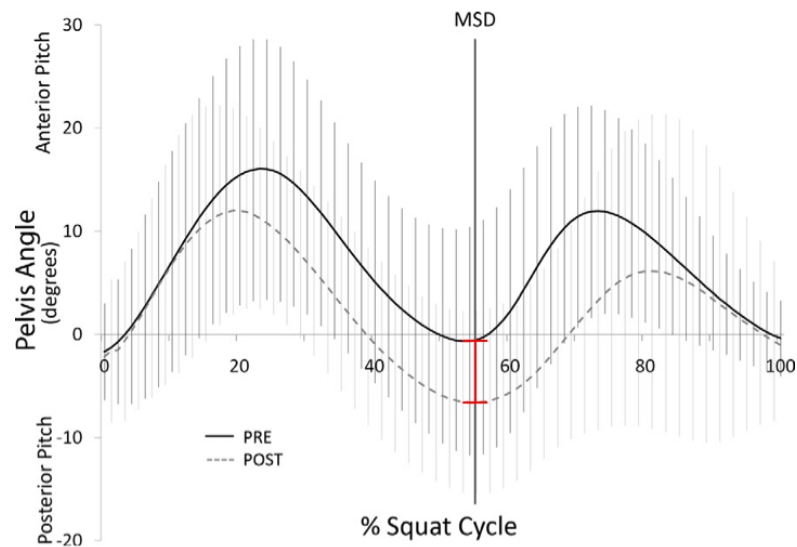


Figure 15. Amplitude articulaire du bassin dans le plan sagittal lors d'un squat chez les patients FAI après chirurgie ouverte. La ligne continue indique l'amplitude articulaire avant chirurgie ouverte et la ligne pointillée celle après chirurgie ouverte. La ligne rouge indique la différence de réclinaison du bassin entre les patients et les sujets contrôles à l'angle maximal du mouvement de squat. Adapté d'après Lamontagne et coll. (2011).

2.1.9 Altérations neuromusculaires au niveau de la hanche et la reprise du sport chez les patients après une opération pour traiter un FAI

A notre connaissance, la récupération de la fonction musculaire au niveau de la hanche ainsi que la reprise du sport des patients FAI ont uniquement été évaluées par deux études (Philippon et coll. 2009; Bizzini et coll. 2007). Philippon et coll. (2009) ont analysé la rééducation et la reprise du sport d'un joueur professionnel de football américain, ayant été opéré sous arthroscopie pour traiter un FAI unilatéral symptomatique. L'athlète souffrait d'un déficit de force musculaire significatif au niveau de la hanche et d'une raideur ipsilatérale des fléchisseurs de la hanche avant l'opération. L'athlète était donc dans l'incapacité de réaliser un test fonctionnel ayant pour objectif d'évaluer la performance de l'athlète lors de conditions fatigantes ainsi que l'habileté de sa hanche à supporter le poids du corps. Après l'arthroscopie,

l'athlète démontrait une augmentation significative de la force (de l'ordre de 23% à 89%) au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche et pu réaliser le test fonctionnel avec succès. Malgré les limites liées à une étude de cas, on peut supposé que la force musculaire au niveau de la hanche pourrait être déficitaire chez des patients présentant un FAI symptomatique et donc limiter leurs habilités fonctionnelles. De plus, la correction des déformations osseuses sous arthroscopie et la réparation du labrum déchiré semblent permettre une récupération au moins partielle de la force musculaire au niveau de la hanche ainsi que des capacités fonctionnelles.

Se référant à une série de joueurs professionnels de hockey sur glace ayant subi une chirurgie ouverte pour traiter un FAI symptomatique, Bizzini et coll. (2007) ont montré que ces athlètes pouvaient s'entraîner sans restriction avec leur équipe après en moyenne 6.7 mois et participer à leur premier match officiel après en moyenne 9.6 mois suite à l'opération. Ils récupéraient leur force musculaire préopératoire au niveau de la hanche et au niveau abdominal après en moyenne 7.8 mois suite à l'intervention chirurgicale. Ces résultats montrent que la fonction musculaire de la hanche pourrait nécessiter d'un certain temps après l'opération pour atteindre un état préopératoire et/ou un retour à la normalité.

2.1.10 Résumé de la littérature

Les différents aspects associés au FAI qui ont été rapportés dans la littérature et qui pourraient prédire des déficits de la fonction musculaire au niveau de la hanche chez les patients FAI sont résumés dans la figure 16.

Concrètement, il a été suggéré, d'un point de vue théorique, que les altérations biomécaniques causées par le FAI, les lésions correspondantes du labrum et du cartilage ainsi que la douleur au niveau de la hanche pourraient causer une dysfonction de la musculature de la hanche (Bedi et coll. 2011) (figure 16, 2.1.2). Par ailleurs, la douleur et les limitations fonctionnelles rapportées par les patients FAI lors d'activités quotidiennes et sportives (Philippon et coll. 2007a; Clohisy et coll. 2009) (figure 16, 2.1.4), pourraient causer (Arokoski et coll. 2002) ou être le résultat (Kennedy et coll. 2009; Hunt et coll. 2013) d'un déficit musculaire au niveau de la hanche. Certains patients FAI peuvent également présenter un signe de Trendelenburg lors de la marche (Clohisy et coll. 2009), qui est communément associé à un déficit de force musculaire des abducteurs de la hanche (Hardcastle et Nade 1985) (figure 16, 2.1.5). Les patients FAI peuvent aussi présenter un test de résistance de la jambe étirée positif lors de l'examen physique, suggérant qu'ils peuvent ressentir de la douleur au niveau de la hanche en la fléchissant activement (Clohisy et coll. 2009). Étant donné que la production de la force musculaire est largement influencée par la douleur

(Arokoski et coll. 2002), on peut supposer que les patients FAI présenteraient des déficits de la fonction musculaire des fléchisseurs de la hanche.

Les patients FAI démontrent également des altérations cinématiques et cinétiques de la hanche symptomatique lors d'activités dynamiques impliquant le port d'une charge, qui pourraient potentiellement être causées par une fonction musculaire déficitaire au niveau de la hanche (Kennedy et coll. 2009; Hunt et coll. 2013; Austin et coll. 2008) (figure 16, 2.1.6). Ces patients présentent par exemple des amplitudes articulaires réduites en adduction et rotation interne de la hanche ainsi que des moments de force réduits des rotateurs externes de la hanche lors de la phase d'appui de la marche (Hunt et coll. 2013). Il a été suggéré que ces altérations pouvaient être expliquées par une stratégie de stabilisation de la marche, adoptée par les patients pour compenser un déficit de force musculaire au niveau de la hanche, et tout particulièrement des abducteurs et rotateurs externes (Beaulieu et coll. 2010; Hunt et coll. 2013).

Le renforcement de la musculature de la hanche est l'un des objectifs principaux de la thérapie conservatrice des patients présentant un FAI symptomatique (Bedi et Kelly 2013), suggérant que sa fonction est déficitaire (figure 16, 2.1.7). Les interventions chirurgicales qui sont utilisées pour traiter un FAI symptomatique (arthroscopie ou chirurgie ouverte) peuvent également être associées à des déficits spécifiques de force musculaire de la hanche après l'opération. Le déficit musculaire persistant des abducteurs de la hanche a été évoqué comme une cause possible de complication après la chirurgie ouverte de la hanche (Botser et coll. 2011). De plus, une tendinite des fléchisseurs de la hanche, voire un déficit de fonction musculaire des fléchisseurs, peut survenir fréquemment après une arthroscopie de la hanche (Edelstein et coll. 2012; Enseki et coll. 2010). Par ailleurs, les patients FAI présentent souvent des altérations cinématiques et cinétiques de la hanche opérée après la chirurgie ouverte (figure 16, 2.1.8 & 2.1.9). Il a par exemple été observé que la même stratégie de stabilisation de la marche, enregistrée avant l'opération lors de la phase d'appui de la marche, perdurait après l'intervention chirurgicale (Brisson et coll. 2012).

Dans ce contexte, on peut supposer qu'une fonction musculaire déficitaire au niveau de la hanche causée par un FAI symptomatique pourrait contribuer aux limitations fonctionnelles des patients. Une fonction musculaire déficitaire au niveau de la hanche pourrait également contribuer à l'étiologie du FAI symptomatique. De plus, on ne peut exclure qu'une fonction musculaire déficitaire de la hanche puisse persister après une intervention chirurgicale visant à traiter le FAI. Pour ces raisons, la fonction musculaire de la hanche et les mécanismes neurophysiologiques sous-jacents à un déficit de force musculaire (ex. inhibition musculaire arthrogène) méritent d'être évaluées de façon objective chez les patients souffrant d'un FAI symptomatique.

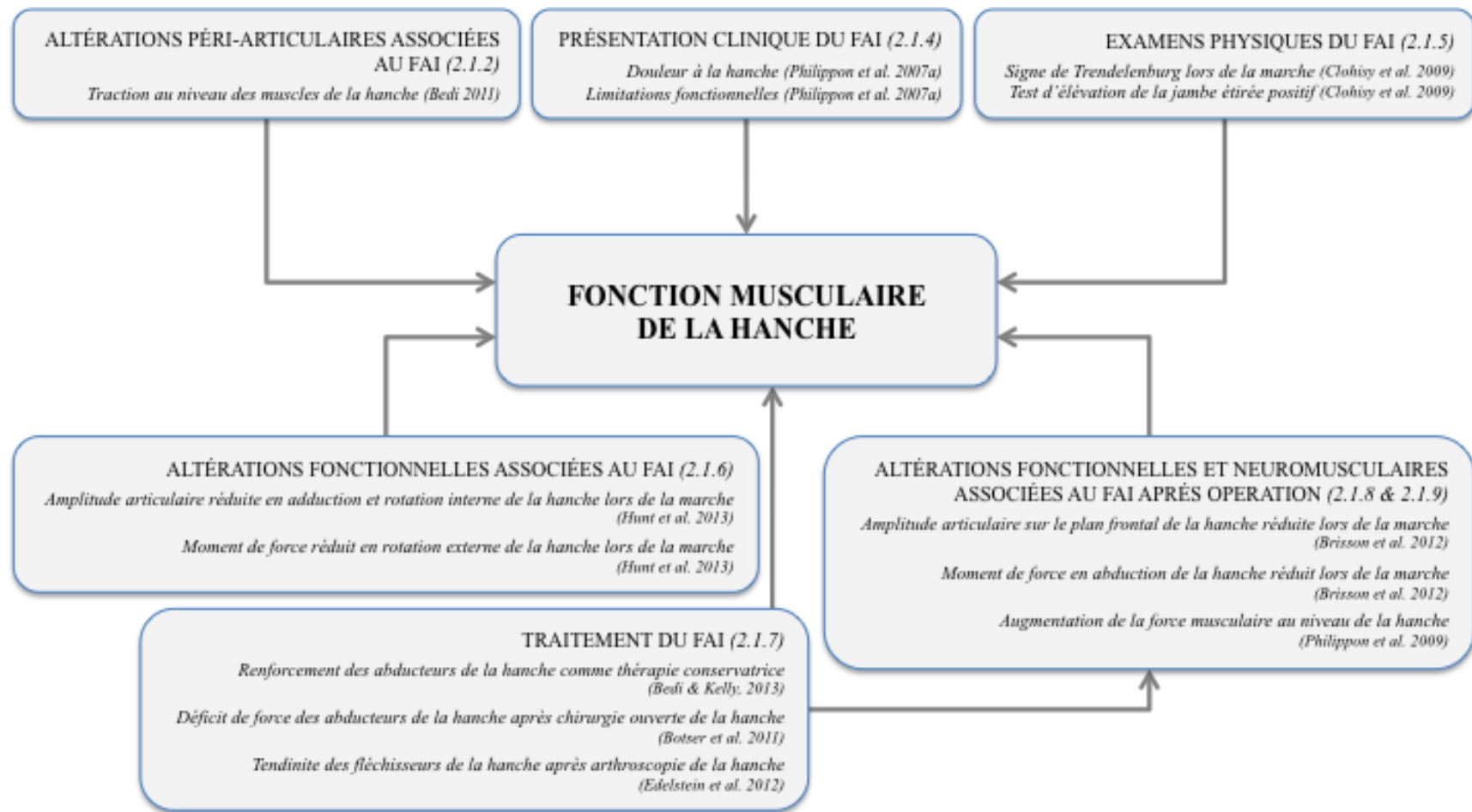


Figure 16. Résumé de la littérature. Ce schéma présente les aspects qui suggèrent un déficit de fonction musculaire au niveau de la hanche chez les patients présentant un FAI symptomatique.

2.2 Évaluation de la fonction musculaire de la hanche

La fonction musculaire au niveau de la hanche peut être évaluée à partir de la force musculaire (c.à.d. l'habilité des muscles à produire une force maximale) (Sapega 1990), ou de la fatigabilité musculaire (c.à.d. l'habilité des muscles à maintenir un certain niveau de force dans le temps) (Barry et Enoka 2007). À notre connaissance, la fonction musculaire au niveau de la hanche a, jusqu'à présent, seulement été évaluée lors de contractions volontaires. En effet, les muscles les plus importants de la hanche ainsi que leurs nerfs ne sont pas superficiels et ne peuvent être que difficilement stimulés électriquement en utilisant des techniques non-invasives (électrodes de surface). Plusieurs instruments (dynamomètre portatif, ergomètre isocinétique) et modalités de test (isométrique, isocinétique) peuvent être utilisées pour l'évaluation de la fonction musculaire de la hanche. Toutefois, des procédures de test validées et reproductibles doivent être utilisées afin d'obtenir des résultats précis.

2.2.1 Techniques, instruments et modalités d'évaluation

L'évaluation musculaire manuelle est la technique la plus fréquemment utilisée lors de l'examen physique de routine dans les milieux cliniques (figure 17A). En utilisant cette méthode d'évaluation, les groupes musculaires sont généralement évalués lors de conditions iso-inertielles, c'est à dire par l'évaluation de la résistance externe qui peut être fournie par une contraction musculaire lors de conditions dynamiques. Étant donné que l'évaluation musculaire manuelle est une technique subjective, la validité et la reproductibilité de ses résultats sont faibles (Sapega 1990). Avec une échelle classique de 0 à 5 (Sapega 1990) ou une échelle élargie de 0 à 12 (Bohannon 2001), la valeur la plus basse n'indique aucune contractilité musculaire ou une inhibition musculaire arthrogène complète, tandis que la valeur la plus haute indique un mouvement articulaire complet contre résistance. Relativement peu coûteux et pratiques, les dynamomètres portatifs (figure 17B), dont la reproductibilité peut être considérablement améliorée en les stabilisant (Click Fenter et coll. 2003) (figure 17C), sont peut-être les meilleurs instruments pour l'évaluation objective de la fonction musculaire de la hanche dans les milieux cliniques. Toutefois, la fonction musculaire de la hanche ne peut être évaluée avec ces dynamomètres que dans des conditions isométriques (c.à.d. évaluation de la force produite par une contraction musculaire en conditions statiques sans mouvement de l'articulation). Le résultat de ces mesures de forces isométriques est

exprimé en Kilogrammes ou en Newtons. Le moment de force en Newton-mètre peut être facilement calculé en multipliant la force par la longueur du bras de levier.

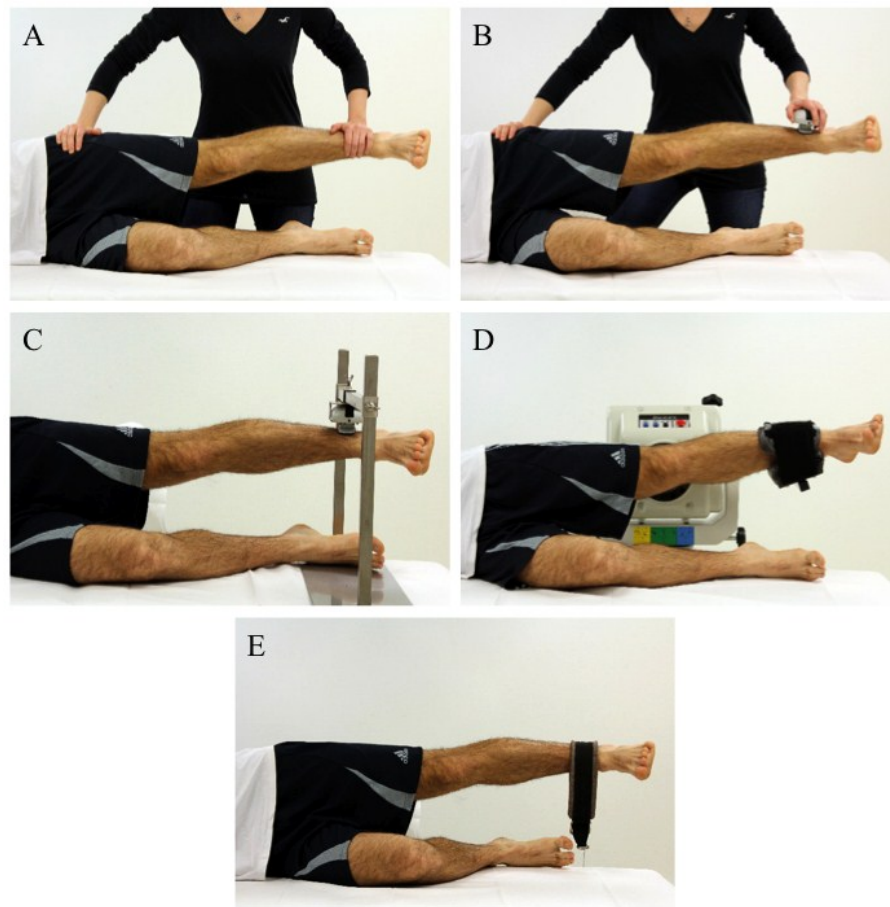


Figure 17. Techniques et instruments pour l'évaluation de la fonction musculaire des abducteurs de la hanche. Test musculaire manuel (A), Dynamomètre portatif (B), Dynamomètre stabilisé (C), Ergomètre isocinétique (D) Système à résistance externe constante dynamique (E).

Malgré leurs coûts élevés, les ergomètres isocinétiques sont fréquemment disponibles pour l'évaluation objective de la fonction musculaire de la hanche dans les milieux cliniques ou de recherche (figure 17D). Les ergomètres isocinétiques permettent d'évaluer la fonction musculaire en conditions isométriques ou isocinétiques (c.à.d. en conditions dynamiques à une vitesse angulaire constante avec une amplitude articulaire prédéfinie). L'évaluation musculaire isocinétique peut comprendre des contractions concentriques ou excentriques. Le résultat de ces mesures isocinétiques est exprimé par le moment de force en Newton-mètre. Par contre, les systèmes à résistance constante dynamique sont rarement utilisés pour l'évaluation de la fonction musculaire dans les milieux cliniques ou de recherche (figure 17E). Ces systèmes permettent l'évaluation de la fonction musculaire uniquement en conditions isoinertielles. Le résultat de ces mesures est exprimé par la charge maximale qui peut être soulevée une fois (c.à.d. charge maximale lors d'une seule répétition).

2.2.2 Quantification du déficit musculaire

Les déficits de fonction musculaire peuvent être quantifiés en utilisant deux méthodologies différentes (Maffiuletti 2010). La première méthode consiste à comparer les résultats obtenus de patients à ceux d'un groupe de sujets contrôles appariés (comparaison inter-sujets). Les sujets contrôles en bonne santé doivent être appariés pour tous les paramètres qui peuvent théoriquement influencer les résultats de fonction musculaire de la hanche (sexe, âge, caractéristiques anthropométriques, niveau d'activité physique). En réalité, il est relativement difficile de trouver des sujets contrôles en bonne santé qui peuvent être parfaitement comparés aux patients évalués pour tous ces paramètres. La deuxième méthode consiste à comparer les résultats obtenus sur une hanche lésée à ceux de la hanche controlatérale a priori «saine» (comparaison intra-sujet). Dans ce cas et vu que les deux hanches appartiennent au même patient, les paramètres qui influencent les résultats de fonction musculaire de la hanche sont tous automatiquement appariés. Toutefois, il a été rapporté que le côté controlatéral n'est pas toujours sain chez les patients orthopédiques et également chez les patients FAI (Allen et coll. 2009). La hanche controlatérale peut présenter des déformations osseuses et être également symptomatique. Étant donné que les deux méthodes présentent des limitations, il est recommandé, si possible, de les combiner. En général, des déficits de force musculaire inférieurs à 10% sont considérés comme «normaux», entre 10% et 20% «probablement pathologiques», et supérieurs à 20% «presque certainement pathologiques» (Sapega 1990; Maffiuletti 2010).

2.2.3 Force musculaire de la hanche

Dans les milieux cliniques et de recherche, la force musculaire de la hanche est habituellement évaluée comme le moment de force maximal atteint lors d'une contraction maximale volontaire (*maximal voluntary contraction*, MVC) isométrique. La force est normalement mesurée avec des dynamomètres portatifs ou stabilisés, et parfois avec des ergomètres isocinétiques. Le choix d'évaluer la force musculaire de la hanche en conditions isométriques est expliqué par le fait que c'est (1) pratique aussi bien pour les patients que pour les expérimentateurs, (2) relativement peu coûteux si les mesures sont effectuées avec des dynamomètres portatifs ou stabilisés, (3) généralement acceptable pour les patients vu qu'ils ne doivent pas déplacer leur hanche souvent douloureuse lors du test musculaire et (4) très reproductible. A notre connaissance, la force musculaire de la hanche n'a jamais été évaluée à des fins de recherche chez des patients orthopédiques comme la force maximale, produite lors d'une contraction concentrique (ou excentrique), ou comme la charge maximale qui peut être soulevée une fois sur une machine isoinertielle.

Le taux de développement de la force (*rate of force development*, RFD) est un autre paramètre associé au moment de force lors d'une MVC, qui peut être évalué lors des contractions musculaires isométriques. En revanche, le RFD doit uniquement être évalué lors des contractions isométriques maximales et rapides pour pouvoir quantifier le taux maximal de développement du moment de force. Il a été démontré que le RFD était fortement associé aux aspects nerveux de la fonction musculaire (Smith et coll. 1975; Ghez et Vicario 1978) et qu'il pouvait être davantage lié à des habilités fonctionnelles que le moment de force lors d'une MVC (Suetta et coll. 2007). Par ailleurs, le taux de développement de la force normalisé (*rate of force development scaling factor*, RFD-SF) a été récemment proposé comme un paramètre neuromusculaire complémentaire pour l'évaluation de la fonction musculaire. Il est calculé comme la pente de la relation linéaire qui existe entre le moment de force et le RFD, lors de séries de contractions musculaires isométriques rapides d'intensités différentes (Bellumori et coll. 2011). Cette relation linéaire est expliquée par le fait que des contractions isométriques rapides nécessitent plus ou moins le même intervalle de temps pour atteindre le pic du moment de force (approximativement 100 ms chez des sujets en bonne santé), indépendamment de l'intensité de la contraction musculaire (Bellumori et coll. 2011). Il a été suggéré que le RFD-SF était indépendant de la force et de la masse musculaire (Bellumori et coll. 2011). Comme le RFD, le RFD-SF serait dépendant des aspects nerveux de la fonction musculaire (Van Cutsem et coll. 1998).

La force musculaire des adducteurs, abducteurs, rotateurs internes, rotateurs externes, fléchisseurs et extenseurs de la hanche est habituellement évaluée en utilisant des contractions musculaires mono-articulaires en chaîne ouverte. Les positions des sujets lors de la réalisation des tests doivent être reproductibles et valides pour l'évaluation de la force des groupes musculaires de la hanche. Cela comprend le positionnement correct du corps des sujets et l'utilisation d'angles articulaires appropriés. Certaines études ont déjà évalué la reproductibilité des résultats de force au niveau des groupes musculaires de la hanche en utilisant plusieurs positionnements du corps et angles articulaires (Widler et coll. 2009; Frost et coll. 2006; Krause et coll. 2007; Pua et coll. 2008). La reproductibilité a été évaluée grâce au coefficient de corrélation intraclasse (*intraclass correlation coefficient*, ICC), l'erreur standard de mesure (*standard error of measurement*, SEM) ou le coefficient de variation (*coefficient of variation*, CV). Les principaux résultats concernant la reproductibilité des positionnements du corps lors de la mesure de force au niveau de la hanche sont présentés dans le tableau III.

Tableau III. Reproductibilité des résultats en fonction du positionnement du corps lors de l'évaluation de la force au niveau des différents groupes musculaires de la hanche

| Positionnement du corps | Hanche évaluée | | Reproductibilité | |
|--|----------------------------|-------------------------------|--|--|
| | Bras de levier | Angle | | |
| Adduction | | | | |
| <i>Couché sur le côté</i> | Long | <i>(Krause et coll. 2007)</i> | 0° | ICC _{3,1} =0.79 (0.56 à 0.91) |
| | Court | <i>(Krause et coll. 2007)</i> | 0° | ICC _{3,1} =0.89 (0.74 à 0.95) |
| <i>Couché sur le côté avec un banc</i> | Long | <i>(Krause et coll. 2007)</i> | 0° | ICC _{3,1} =0.89 (0.74 à 0.95) |
| | Court | <i>(Krause et coll. 2007)</i> | 0° | ICC _{3,1} =0.83 (0.62 à 0.93) |
| Abduction | | | | |
| <i>Couché sur le côté</i> | Long | <i>(Krause et coll. 2007)</i> | 30° | ICC _{3,1} =0.93 (0.84 à 0.97) |
| | Court | <i>(Krause et coll. 2007)</i> | 30° | ICC _{3,1} =0.91 (0.80 à 0.96) |
| <i>Allongé sur le dos</i> | Court | <i>(Widler et coll. 2009)</i> | 10° | ICC _{2,1} =0.90 (0.74 à 0.96); CV=3.7% |
| | | <i>(Widler et coll. 2009)</i> | 10° | ICC _{2,1} =0.83 (0.57 à 0.94); CV=6.1% |
| | <i>(Pua et coll. 2008)</i> | 0° | ICC _{2,2} =0.84 (0.55 à 0.94); SEM=12.1%; CV=15.7% | |
| <i>Debout</i> | Court | <i>(Widler et coll. 2009)</i> | 10° | ICC _{2,1} =0.88 (0.69 à 0.96); CV=4.2% |
| Rotation interne | | | | |
| <i>Assis</i> | - | <i>(Pua et coll. 2008)</i> | 0° | ICC _{2,2} =0.98 (0.94 à 0.99); SEM=3.7%; CV=9.4% |
| Rotation externe | | | | |
| <i>Assis</i> | - | <i>(Pua et coll. 2008)</i> | 0° | ICC _{2,2} =0.98 (0.96 à 0.99); SEM=3.2%; CV=8.0% |
| Flexion | | | | |
| <i>Allongé sur le dos</i> | Court | <i>(Frost et coll. 2006)</i> | 45° | ICC=0.87 à 0.97 |
| <i>Assis</i> | - | <i>(Pua et coll. 2008)</i> | 0° | ICC _{2,2} =0.87 (0.69 à 0.95); SEM=10.9%; CV=11.0% |
| Extension | | | | |
| <i>Allongé sur le dos</i> | Long | <i>(Pua et coll. 2008)</i> | 20° | ICC _{2,2} =0.97 (0.92 à 0.99); SEM=13.3; CV=9.7% |
| | Court | <i>(Frost et coll. 2006)</i> | 45° | ICC=0.87 à 0.97 |

Long, force mesuré au niveau du pied; court, force mesuré au niveau du genou; ICC, coefficient de corrélation intraclass; CV, coefficient de variation; SEM, erreur standard de mesure.

En général, la position couchée sur le côté montre la meilleure reproductibilité et fiabilité pour l'évaluation de la force musculaire des abducteurs de la hanche par rapport aux positions allongé sur le dos et debout (Widler et coll. 2009). En plus, les résultats de force musculaire des abducteurs de la hanche présentent une reproductibilité supérieure en utilisant un bras de levier long (c.à.d. moment de force mesuré au niveau de la malléole latérale) par rapport à un bras de levier court (c.à.d. moment de force mesuré au niveau du condyle fémoral latéral) (Krause et coll. 2007). Pour l'évaluation de la force musculaire des adducteurs, l'utilisation d'un banc pour stabiliser la jambe controlatérale montre également une reproductibilité

supérieure par rapport aux autres techniques de stabilisation (ex. jambe controlatérale élevée par l'expérimentateur) (Krause et coll. 2007).

L'évaluation de la force musculaire lors d'une MVC isométrique nécessite d'abord la réalisation de quelques essais de familiarisation à des intensités de contraction sous-maximales. En pratique, on demande aux sujets de réaliser 2 à 3 MVC, séparés par des périodes de repos de 30 à 60 secondes (figure 18). Les sujets doivent développer progressivement de la force jusqu'à l'intensité maximale et ensuite maintenir cette contraction maximale pendant 3 à 4 secondes. Un encouragement verbal est généralement donné aux sujets lors des MVC. Le résultat de cette mesure constitue le moment de force maximal (figure 18A).

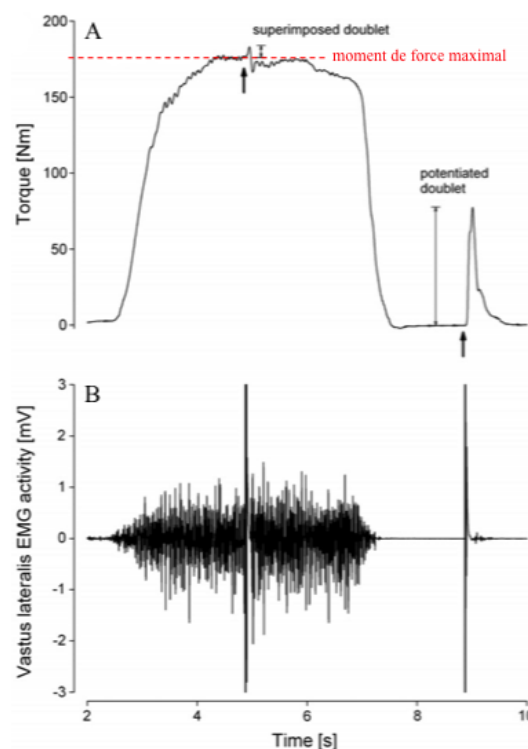


Figure 18. Évaluation de la force musculaire. Moment de force du quadriceps (A) et activité EMG du muscle vastus lateralis (B) lors d'une MVC isométrique avec des stimulations électriques superposées pendant la contraction et potentialisées après la contraction pour l'évaluation de l'inhibition musculaire arthrogène du quadriceps (twitch interpolation). La ligne rouge pointillée indique le moment de force maximal volontaire du quadriceps. Adapté d'après Staehli et coll. (2010).

Il est recommandé d'utiliser le meilleur résultat des 2-3 essais pour les analyses (Thorborg et coll. 2010). Le moment de force maximal peut être normalisé par la masse corporelle du sujet, pour comparer les valeurs entre différents sujets (Maffiuletti 2010).

Un déficit de force musculaire de la hanche indique une incapacité à développer sa force musculaire maximale. Un déficit de force pourrait être causé par des facteurs nerveux (ex. inhibition musculaire arthrogène) et/ou des facteurs musculaires (ex. atrophie musculaire) (Maffiuletti 2010). L'électromyographie (*electromyography*, EMG) de surface est une

technique non-invasive, utilisée en recherche orthopédique, pour évaluer les déterminants nerveux d'un déficit de force musculaire au niveau de la hanche (Widler et coll. 2009) (figure 18B). La moyenne quadratique (*root mean square*, RMS) du signal EMG constitue habituellement le paramètre EMG le plus utilisé pour quantifier le niveau d'activation musculaire, étant donné qu'il est lié au nombre des unités motrices activées et à leurs fréquences de décharge (Farina, 2004). Toutefois, l'EMG de surface présente certaines limites. L'épaisseur de la peau ainsi que la graisse sous-cutanée et l'interférence des muscles voisins peuvent fortement influencer le signal EMG (Farina, 2004). Par ailleurs, l'EMG de surface ne peut être évaluée que sur les muscles superficiels. Étant donné que les plus importants muscles de la hanche ne sont pas superficiels mais profonds, leur activité EMG peut être uniquement évaluée avec des électrodes aiguilles invasives (Andersson et coll. 1997; Philippon et coll. 2011). La technique de la stimulation surimposée (*twitch interpolation*), largement utilisée pour l'évaluation de l'inhibition musculaire arthrogène du quadriceps (Behm et coll. 1996) (figure 18A), n'a jusqu'à présent pas été utilisée pour l'évaluation des déterminants nerveux des déficits de force musculaire au niveau de la hanche. La raison de cette absence de résultats peut être expliquée par la difficulté de stimuler, soit les muscles de la hanche, soient leurs nerfs en utilisant des électrodes de surface. La résonance magnétique (Arokoski et coll. 2002), la tomographie par émission de positons (Rasch et coll. 2009) et les ultrasons (Mendis et coll. 2010) sont des techniques d'imagerie, qui ont déjà été utilisées en recherche orthopédique pour l'évaluation des déterminants musculaires du déficit de force au niveau de la hanche (c.à.d. réduction de la masse musculaire).

2.2.4 Fatigabilité musculaire de la hanche

En général, la fatigabilité musculaire de la hanche peut être évaluée lors de contractions sous-maximales prolongées et/ou de contractions dynamiques intermittentes.

En recherche orthopédique, quelques études ont déjà évalué la fatigabilité du muscle quadriceps chez des patients après reconstruction du ligament croisé antérieur (Snyder-Mackler et coll. 1993; McHugh et coll. 2001). A notre connaissance, aucune étude n'a, à ce jour, évalué la fatigabilité musculaire au niveau de la hanche chez des patients orthopédiques. L'évaluation de la fatigabilité musculaire au niveau de la hanche chez des patients orthopédiques doit s'inspirer des procédures de test déjà utilisées pour l'évaluation de la fatigabilité musculaire d'autres muscles des membres inférieures (ex. les quadriceps) ou chez des sujets en bonne santé. Les procédures de test doivent toutefois être adaptées de façon à ce qu'elles puissent être réalisables pour la majorité des patients, c'est à dire en minimisant la douleur ou l'inconfort excessif à la hanche. Comme pour la force musculaire, l'évaluation de

la fatigabilité musculaire semble plus facilement réalisable en conditions statiques pour les patients, en comparaison des conditions dynamiques. Par ailleurs, les mêmes positions du corps et angles articulaires déjà adoptés pour l'évaluation de la force musculaire pourront être utilisés pour l'évaluation de la fatigabilité musculaire au niveau de la hanche.

L'évaluation des altérations de l'activité EMG lors d'une contraction volontaire sous-maximale isométrique prolongée est envisageable pour quantifier la fatigabilité musculaire (figure 19).

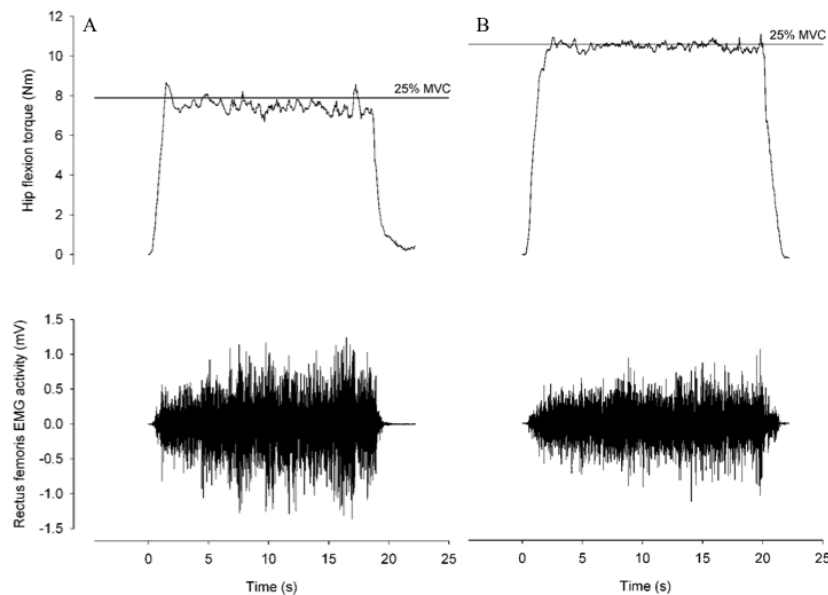


Figure 19. Fatigabilité musculaire lors d'une contraction sous-maximale prolongée. Moment de force des fléchisseurs de la hanche et activité EMG du muscle rectus femoris lors d'une contraction isométrique sous-maximale (25% MVC) prolongée (20s) de la hanche, lésée (A) et saine (B), chez un patient, évalué six semaines après avoir subi une arthroplastie totale de la hanche. Adapté d'après Maffiuletti (2010).

L'intensité et la durée de la contraction musculaire doivent être prédéfinies au moyen d'essais pilotes afin que le protocole de fatigabilité soit réalisable pour la plupart des patients. Les paramètres EMG les plus utilisés pour évaluer la fatigabilité musculaire lors d'une contraction sous-maximale prolongée sont la fréquence médiane (*median frequency*, MDF) et la RMS du signal EMG. La MDF est un paramètre qui est calculé par l'analyse du signal EMG dans le domaine fréquentiel. La MDF est liée à la vitesse de conduction des fibres musculaires (Farina et coll. 2004), qui diminue lors d'une contraction fatigante causée par des altérations métaboliques des fibres musculaires (Bilodeau et coll. 2003). Par contre, la RMS est un paramètre qui est calculé par l'analyse du signal EMG dans le domaine temporel. La RMS est liée au nombre et à la fréquence de décharge des unités motrices activées (Farina et coll. 2004), qui augmente lors d'une contraction musculaire prolongée pour compenser une inefficacité des unités motrices fatiguées (Bilodeau et coll. 2003).

L'évaluation de la réduction du moment de force lors d'une série de contractions volontaires maximales, dynamiques et répétées est une autre option pour quantifier la fatigabilité musculaire (figure 20) (Maffiuletti et coll. 2007). L'amplitude du mouvement, la vitesse angulaire ainsi que le nombre de contractions doivent être prédéfinis avec des essais pilotes pour vérifier la faisabilité des procédures de test pour les patients. Les paramètres analysés sont la réduction de la force maximale entre le début et la fin de la série de contractions dynamiques, et le taux de diminution de la force maximale lors du test.

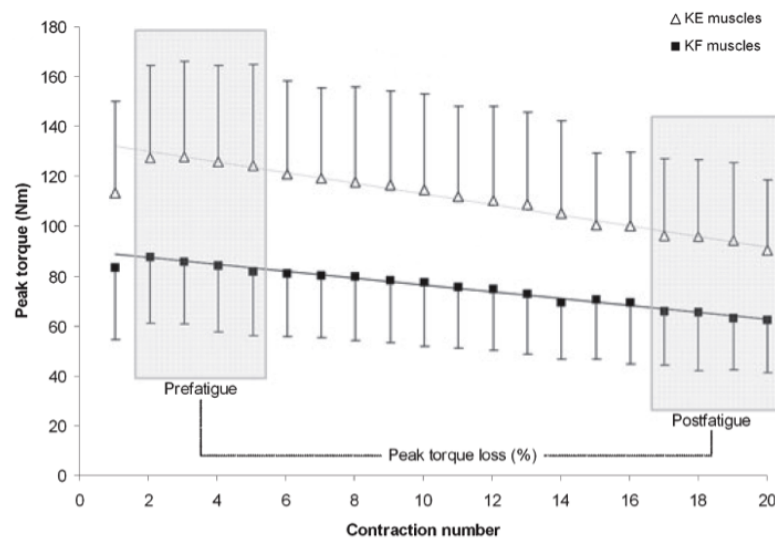


Figure 20. Fatigabilité musculaire lors des contractions dynamiques intermittentes. Force maximale des extenseurs (triangles) et fléchisseurs du genou (carrés) lors d'une série de 20 contractions maximales dynamiques consécutives. Adapté d'après Maffiuletti et coll. (2007).

2.3 Objectifs de la thèse

Même s'il est supposé dans la littérature scientifique que les patients FAI pourraient présenter une fonction musculaire de la hanche déficitaire avant, et après opération, cette hypothèse n'a jamais été testée chez de patients de façon objective à ce jour. Son évaluation objective pourrait déterminer l'importance, ainsi que la spécificité de cette déficience chez les patients FAI, et éventuellement fournir des informations supplémentaires concernant des mécanismes physiologiques sous-jacents (ex. inhibition musculaire arthrogène). Par ailleurs, l'évaluation de la fonction musculaire chez les patients présentant un FAI symptomatique pourrait également fournir des informations pour mieux comprendre leurs limitations fonctionnelles. L'objectif principal de cette thèse est donc d'évaluer la fonction musculaire de la hanche chez

les patients FAI et ses altérations après des interventions chirurgicales pour corriger les déformations osseuses liées au FAI et les pathologies intra-articulaires associées.

La thèse inclut un total de 5 études (figure 21). Les quatre premières études (I à IV) ont évalué la fonction musculaire de la hanche chez des patients présentant un FAI symptomatique, avant ou après une chirurgie visant à traiter le FAI. La dernière étude (V) était d'ordre méthodologique, et les tests ont été effectués sur de jeunes adultes en bonne santé.

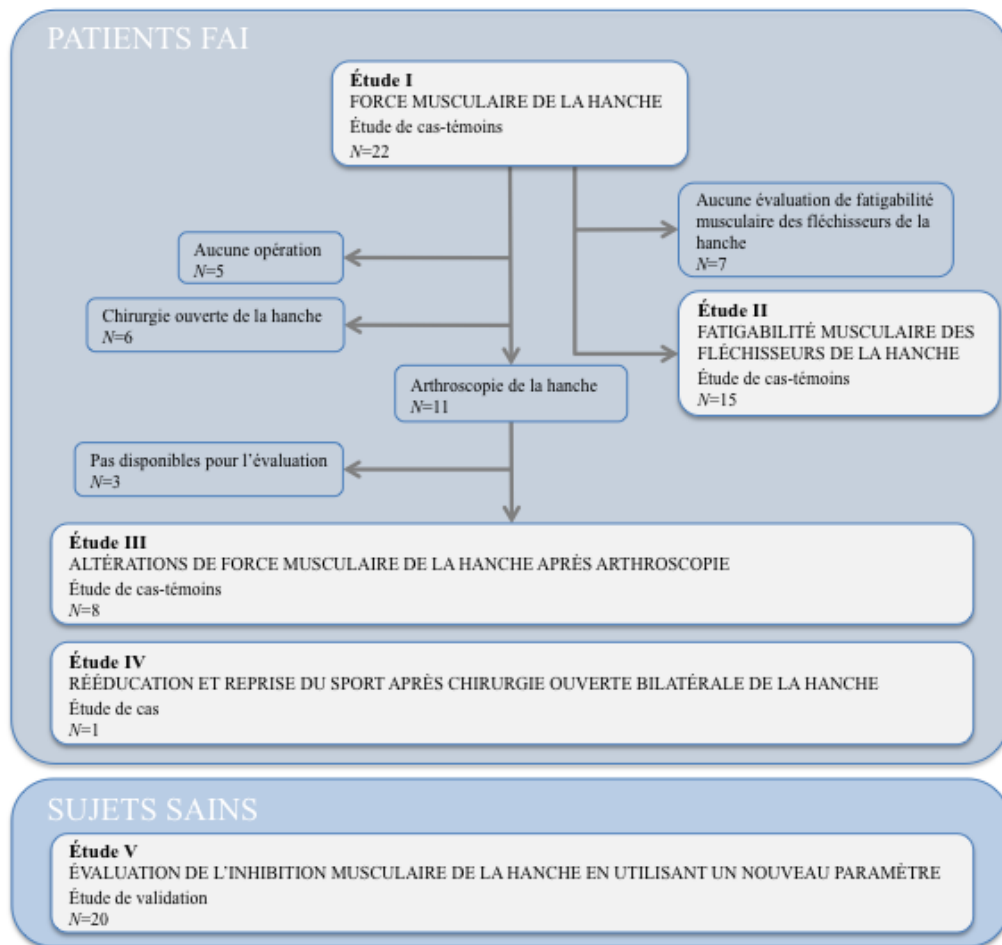


Figure 21. Structure de la thèse.

Les objectifs respectifs de ces études ont été les suivantes :

- Étude I: L'objectif était d'évaluer la force musculaire de la hanche chez des patients présentant un FAI symptomatique
- Étude II: L'objectif était d'évaluer la fatigabilité musculaire des fléchisseurs de la hanche chez des patients présentant un FAI symptomatique

- Étude III: L'objectif était d'évaluer les altérations de la force musculaire de la hanche chez des patients ayant été opérés sous arthroscopie pour le traitement d'un FAI symptomatique
- Étude IV: L'objectif était de décrire la rééducation (en mettant l'accent sur l'évaluation de la force musculaire de la hanche) et la reprise du sport d'un joueur professionnel de hockey sur glace, ayant subi une chirurgie ouverte sur les deux hanches pour le traitement d'un FAI symptomatique bilatéral
- Étude V: L'objectif était d'évaluer l'utilisation potentielle d'un nouveau paramètre neuromusculaire pour évaluer l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche chez un groupe de jeunes adultes sains.

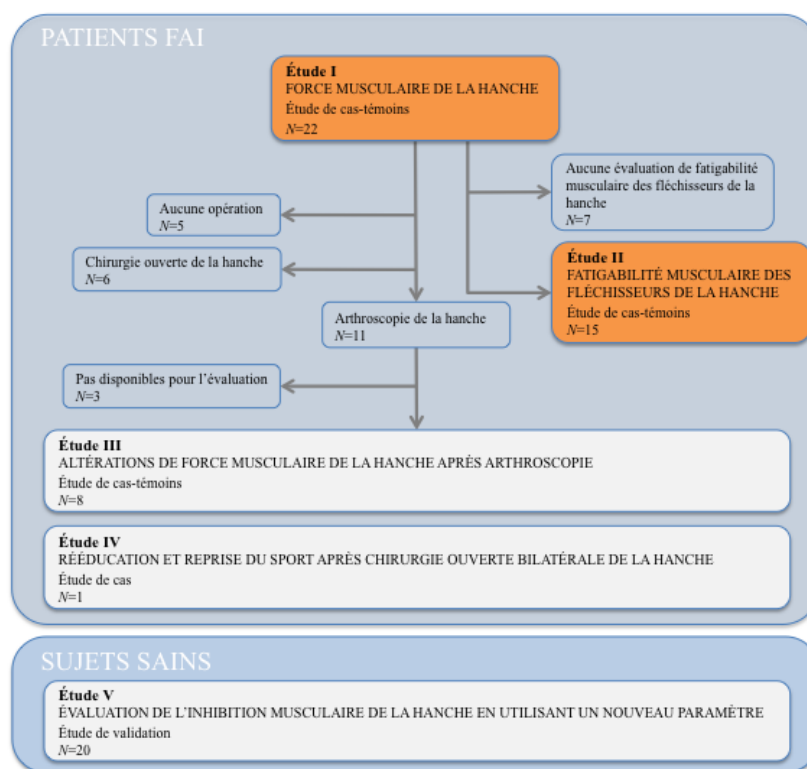
3 EXPÉRIMENTATIONS

3.1 ÉTUDES I&II

Introduction

Les Études I & II ont évalué respectivement la force et la fatigabilité des muscles de la hanche chez des patients présentant un FAI symptomatique avant leur intervention chirurgicale. La force de tous les groupes musculaires de la hanche (adducteurs, abducteurs, rotateurs internes, rotateurs externes fléchisseurs

et extenseurs) a été évaluée chez un groupe de patients présentant un FAI ($N=22$) (Étude I), tandis que la fatigabilité musculaire des fléchisseurs de la hanche a été évaluée chez un sous-groupe de patients présentant un FAI ($N=15$) (Étude II). La raison pour laquelle nous avons décidé d'évaluer la fatigabilité musculaire chez les patients présentant un FAI symptomatique, est due au fait qu'ils présentent habituellement des limitations dans l'exercice de diverses tâches fonctionnelles pendant une période de temps prolongée (Philippon et coll. 2007a; Clohisy et coll. 2009). Nous pouvons donc supposer qu'une fatigabilité musculaire de la hanche supérieure à la normalité pourrait entraîner des limitations fonctionnelles chez ces patients. Dans l'Étude II, seule la fatigabilité musculaire des fléchisseurs de la hanche a été évaluée étant donné que la flexion est le mouvement le plus altéré chez les patients présentant un FAI symptomatique (Beulé et coll. 2009; Philippon et coll. 2007a). En plus, le positionnement du corps du sujet pour l'évaluation de la fatigabilité musculaire peut être parfaitement standardisé pour la flexion de la hanche en utilisant un ergomètre isocinétique. Les positions de test pour l'évaluation de la force des groupes musculaires de la hanche ont été choisies sur la base de résultats de validité et reproductibilité, démontrés au cours d'études précédentes (Widler et coll. 2009; Krause et coll. 2007; Pua et coll. 2008; Frost et coll. 2006). Étant donné que de nombreux patients présentaient un FAI bilatéral et parfois des symptômes bilatéraux (Allen et coll. 2009), leur force musculaire au niveau de la hanche a été évalué de façon unilatérale en comparant la hanche symptomatique (FAI unilatéral) ou la plus



symptomatique (FAI bilatéral) à celles des sujets contrôles en bonne santé appariés (comparaison inter-sujets). La force musculaire a été évaluée grâce à la mesure du moment de force maximal produit lors d'une MVC isométrique. La douleur à la hanche, ressentie par les patients lors des essais MVC, a également été mesurée compte tenu de sa possible influence sur les résultats de force musculaire (Arokoski et coll. 2002). L'EMG de surface a été aussi utilisé pour évaluer l'inhibition musculaire arthrogène des deux fléchisseurs superficiels de la hanche (muscles rectus femoris et tensor fasciae latae). La fatigabilité musculaire des fléchisseurs a aussi bien été évaluée par différentes méthodes: (1) les altérations d'activité EMG des muscles rectus femoris et tensor fasciae latae (Bilodeau et coll. 2003), (2) l'analyse des fluctuations du moment de force (Missenard et coll. 2009) lors d'une contraction isométrique sous-maximale prolongée, et (3) la réduction du moment de force concentrique des fléchisseurs de la hanche lors d'une série de contractions dynamiques maximales intermittentes (Maffiuletti et coll. 2007). Deux protocoles de test différents ont été utilisés pour engendrer la fatigue musculaire des fléchisseurs de la hanche principalement sollicités lors de diverses situations fonctionnelles de la vie quotidienne ou sportive.

Résumé Étude I

Déficit de force musculaire à la hanche des patients présentant un conflit fémoro-acétabulaire symptomatique

Objectif Le conflit fémoro-acétabulaire (FAI) est un procédé mécanique qui peut causer une douleur à la hanche, des limitations fonctionnelles et le développement précoce d'une coxarthrose chez des jeunes sujets actifs. Les patients souffrant d'un FAI font état de limitations fonctionnelles lors d'activités dynamiques impliquant le port d'une charge, qui peuvent être associées à un déficit de force musculaire au niveau de la hanche. L'objectif de cette étude était de comparer la force musculaire au niveau de la hanche entre des patients présentant un FAI symptomatique et des sujets contrôles. Nous avons fait l'hypothèse que les patients FAI auraient un déficit de force musculaire de la hanche plus important par rapport aux sujets contrôles.

Méthode Vingt-deux patients FAI et 22 sujets contrôles présentant des caractéristiques (sexe, âge et masse corporelle) comparables, ont participé à l'étude. La force de tous les groupes musculaires de la hanche lors de contractions isométriques maximales a été mesurée avec un dynamomètre portatif et un ergomètre isocinétique. L'activité électromyographique (EMG) des muscles rectus femoris (RF) et tensor fasciae latae (TFL) a été analysée pendant la flexion active de la hanche.

Résultats Les patients FAI présentaient un déficit significatif de la force musculaire des adducteurs (28%), fléchisseurs (26%), rotateurs externes (18%) et abducteurs (11%) de la hanche par rapport aux sujets contrôles. L'activité EMG du TFL était significativement réduite chez les patients FAI par rapport aux sujets contrôles ($p=0.048$), l'activité EMG du RF n'était quant à elle pas significativement différente entre les deux groupes ($p=0.056$).

Conclusions Les patients souffrant d'un FAI symptomatique présentent un déficit de force au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche, à l'exception des rotateurs internes et des extenseurs. Les mesures EMG ont montré que les patients FAI avaient une capacité réduite à activer le muscle TFL pendant la flexion de la hanche. Ces résultats donnent des informations objectives aux chirurgiens orthopédiques relatives à l'importance et la spécificité du déficit de force musculaire au niveau de la hanche chez des patients FAI. Les études futures devront se pencher sur les liens entre les déficits de force musculaire au niveau de la hanche, les limitations fonctionnelles et les risques de blessure, liés à une trop forte sollicitation de la

hanche. Elles devront également explorer la question des effets du renforcement musculaire de la hanche à partir des résultats cliniques des patients avec un FAI symptomatique.

Mots-clés Conflit fémoro-acétabulaire, force musculaire de la hanche, activité EMG, douleur à la hanche.

Manuscrit Étude I

Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement

Osteoarthritis Cartilage 2011;19:816-21

Nicola C Casartelli^{1,2}, Nicola A Maffiuletti¹, Julia F Item-Glatthorn¹,
Severin Staehli¹, Mario Bizzini¹, Franco M Impellizzeri¹, Michael
Leunig³

¹*Neuromuscular Research Laboratory, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland*

²*INSERM U1093 - Cognition, Action and Sensory Plasticity, University of Burgundy,
Dijon, France*

³*Hip Service, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland*

Abstract

Objective Femoroacetabular impingement (FAI) is a pathomechanical process, which may cause hip pain, disability and early development of hip osteoarthritis in young and active adults. Patients with FAI experience functional disability during dynamic weight-bearing activities, which could originate from weakness of the hip muscles. The objective of this study was to compare hip muscle strength between patients with symptomatic FAI and healthy controls. It was hypothesized that patients would present overall hip muscle weakness compared to controls.

Methods A total of 22 FAI patients and 22 controls matched for gender, age, and body mass participated in the study. We evaluated isometric maximal voluntary contraction (MVC) strength of all hip muscle groups using hand-held and isokinetic dynamometry, and electromyographic (EMG) activity of the rectus femoris and tensor fasciae latae muscles during active flexion of the hip.

Results FAI patients had significantly lower MVC strength than controls for hip adduction (28%), flexion (26%), external rotation (18%) and abduction (11%). Tensor fasciae latae EMG activity was significantly lower in FAI patients compared with controls ($p=0.048$), while rectus femoris EMG activity did not differ significantly between the two groups ($p=0.056$).

Conclusions Patients with symptomatic FAI presented muscle weakness for all hip muscle groups, except for internal rotators and extensors. Based on EMG recordings, it was demonstrated that patients with symptomatic FAI have a reduced ability to activate tensor fasciae latae muscle during hip flexion. These findings provide orthopedic surgeons with objective information about the amount and specificity of hip muscle weakness in patients with FAI. Future research should investigate the relationship between hip muscle weakness, functional disability and overuse injury risks, as well as the effects of hip muscle strengthening on clinical outcomes in individuals with symptomatic FAI.

Keywords Femoroacetabular impingement, hip muscle strength, EMG activity, hip joint pain.

Introduction

Femoroacetabular impingement (FAI) is a pathomechanical process that may instigate hip pain, disability and early development of hip osteoarthritis (OA) in young and active adults (Ganz *et al.* 2003; Leunig *et al.* 2005; Leunig *et al.* 2009). FAI mainly develops in individuals presenting aberrant morphologies of the proximal femur (cam FAI) (Ito *et al.* 2001) and/or acetabulum (pincer FAI) (Siebenrock *et al.* 2003). The Copenhagen Osteoarthritis Study revealed an incidence of cam deformities in 17% of men and 4% of women in a cohort of 3202 unselected individuals (Gosvig *et al.* 2008). These data have been recently confirmed in asymptomatic young adults. Hack *et al.* (2010) found an incidence of cam deformities in 25% of men and 5% of women. In addition, Reichenbach *et al.* (2010) observed an incidence of 24% in men. Although the combination of cam and pincer deformities is the most frequent FAI finding (Beck *et al.* 2005; Allen *et al.* 2009), pure cam deformities seem to be more common in men, while pure pincer deformities in women (Beck *et al.* 2005). These specific femoral and/or acetabular deformities may cause abnormal mechanical contacts to occur between the hip joint structures, particularly at terminal hip flexion and internal rotation (Ito *et al.* 2001; Tannast *et al.* 2008). Consequent repetitive shear forces and impacts may degenerate the acetabular labrum and/or cartilage (Tannast *et al.* 2008), thereby causing hip pain. Pain is primarily localized in the anteromedial groin (Beaulé *et al.* 2009), mainly induced by static and dynamic situations, which involve hip flexion (Beaulé *et al.* 2009), and exacerbated by moderate- to high-intensity physical tasks (Ganz *et al.* 2003; Leunig *et al.* 2005). Therefore, subjects with FAI experience disability and limitations while performing activities of daily living, and these symptoms can even worsen during demanding physical activities (Philippon *et al.* 2007a; Bizzini *et al.* 2007).

In the last few years, objective measures of physical function have been increasingly implemented in patients with FAI (Kennedy *et al.* 2009; Austin *et al.* 2008; Lamontagne *et al.* 2009), and research has shown FAI-related kinematic alterations of the symptomatic lower limb during dynamic weight-bearing activities. Kennedy *et al.* (2009) found that patients with FAI presented decreased frontal and sagittal hip range of motion and attenuated frontal pelvic mobility during level gait at a self-selected normal speed. Austin *et al.* (2008) observed excessive hip adduction and internal rotation with related hip pain during moderate-to-high intensity eccentric activities in a female patient with FAI. Taken as a whole, these kinematic alterations could result from hip muscle weakness (Kennedy *et al.* 2009; Powers 2010). Nevertheless, to our knowledge hip muscle strength has not yet been objectively investigated in this patient population. In fact, no information is actually available about specific hip muscle weakness expectations in patients with FAI, despite the fact that hip muscle strength evaluation has been recommended to complete physical examination in patients with a painful

hip (Kelly *et al.* 2003). For these reasons, it is of primary importance that orthopedic surgeons, rheumatologists and physical therapists are aware of the amount and specificity of hip muscle weakness - and eventually of functional disabilities and injury risks secondary to hip muscle weakness - in patients with FAI.

Therefore, the objective of this study was to compare hip muscle strength and hip flexor electromyographic (EMG) activity during active flexion of the hip between patients with symptomatic FAI and age-matched healthy controls. It was hypothesized that patients with FAI would present significant overall hip muscle weakness and reduced hip flexor muscle activation compared to controls.

Methods

Subjects

A total of 22 patients (14 women) with FAI aged between 20 and 50 years, and 22 healthy controls matched for gender, age, and body mass volunteered to participate in the study. Age (FAI: 32 ± 9 yrs; controls: 32 ± 9 yrs; mean \pm SD), height (FAI: 175 ± 8 cm; controls: 171 ± 6 cm) and body mass (FAI: 72 ± 14 kg; controls: 69 ± 11 kg) were comparable between the two groups. All patients, who were scheduled for surgery at the point of recruitment, had a FAI diagnosis carried out by the same senior surgeon (ML) using clinical, radiographic and magnetic resonance imaging assessments. Patients presented different types of FAI: six had cam, four had pincer, and 12 had combined FAI. Although eight patients had bilateral FAI diagnosis, only the most symptomatic side was considered. More than two third of patients with FAI were involved in recreational physical activities (3 sessions/week, minimum 30 min) before the onset of hip pain. Control subjects were asymptomatic and had no history of hip pain. Their average physical activity level was comparable to that of FAI patients. For both groups, subjects presenting any disorder to the lower extremities (excepting hip impingement in the FAI group) that would have negatively influenced muscle strength evaluation were not included in the study.

Since no hip muscle strength data of individuals with FAI were found in the literature, sample size was determined on the basis of hip flexor muscle weakness detected in patients with hip OA compared with matched controls (Arokoski *et al.* 2002). Power analysis indicated that a sample size of 18 subjects per group was required to detect significant hip flexor strength differences between FAI and controls (effect size=0.86; $\alpha=0.05$; power=0.8). The study was conducted according to the Helsinki declaration of 1975, as revised in 2000, and the protocol was approved by the Ethics Committee of the Canton of Zurich

(Switzerland). All the subjects signed a written informed consent before participating in the study.

Experimental procedures

Isometric maximal voluntary contraction (MVC) strength of the hip abductor, adductor, internal rotator, external rotator, flexor and extensor muscles was measured unilaterally during a 90-min testing session. Muscle weakness was quantified by comparing strength outcomes between patients with FAI and controls (between-subject comparison) (Hinman *et al.* 2010). For patients, the symptomatic (unilateral FAI) or the most symptomatic (bilateral FAI) hip was tested, while controls had the respective hip evaluated, according to lower limb dominance (kicking limb). For practical reasons, hip abduction, adduction, internal rotation and external rotation were randomly tested first (restricted randomization, random number table). Subsequently, hip flexion and extension were assessed in a randomized order. In a subgroup of patients ($N=16$, 9 women) and in their corresponding controls, muscle activation of the rectus femoris (RF) and tensor fasciae latae (TFL) muscles (i.e., the two main superficial hip flexor muscles), was measured by means of surface EMG during active flexion of the hip. A single investigator (NCC), who was not blind to participants' characteristics, conducted all the assessments with the assistance of two other co-investigators (JFIG, SS).

Hip muscle strength

Hip abduction, adduction, internal rotation and external rotation MVC strength was evaluated with hand-held dynamometry (Nicholas Manual Muscle Tester, Lafayette Inc., Lafayette, IN, USA), which showed good to excellent intra-rater reliability for the test positions used in this study (Krause *et al.* 2007; Pua *et al.* 2008). For hip abduction and adduction, subjects laid on their side on a treatment table; the tested hip was at 0° of hip flexion, extension and rotation, with the ipsilateral knee fully extended. For hip abduction, subjects laid on the non-tested side; the tested hip was abducted to approximately 10°, and the contralateral hip and knee were flexed to 45° and 60°, respectively, to provide comfort and stabilization (Widler *et al.* 2009). Prior to hip abduction testing, the mass of the tested limb was measured by positioning the dynamometer pad 5 cm proximal to the medial malleolus, so as to correct for gravity. For hip adduction, subjects laid on the tested side; the tested limb laid on the treatment table, and the contralateral limb rested on a padded box with hip and knee flexed to 45° and 60°, respectively (Krause *et al.* 2007). For hip internal and external rotation, subjects sat on the treatment table, with the two legs hanging free over the edge (Pua *et al.* 2008; Magalhães *et al.* 2010), and hips and knees flexed at 90°. The dynamometer pad was held by the investigator 5 cm proximal to the lateral (abduction and internal rotation) and medial

(adduction and external rotation) malleolus (Krause *et al.* 2007; Pua *et al.* 2008; Magalhães *et al.* 2010).

Hip flexion and extension MVC strength was assessed using isokinetic dynamometry (Biodex System 2, Biodex Medical Systems, New York, USA) to simultaneously record MVC torque and EMG traces (Figure 1). Subjects laid supine on the dynamometer chair with the chair back inclined to 15° and the dynamometer rotation axis aligned to the hip rotation centre (greater trochanter) (Frost *et al.* 2006) (Figure 2). The tested hip was flexed to 45° and the ipsilateral thigh was strapped to the dynamometer pad, approximately 5 cm proximal to the lateral femoral condyle. The pelvis and trunk were secured to the dynamometer chair with straps. Prior to testing, the mass of the tested limb was measured to correct for gravity.

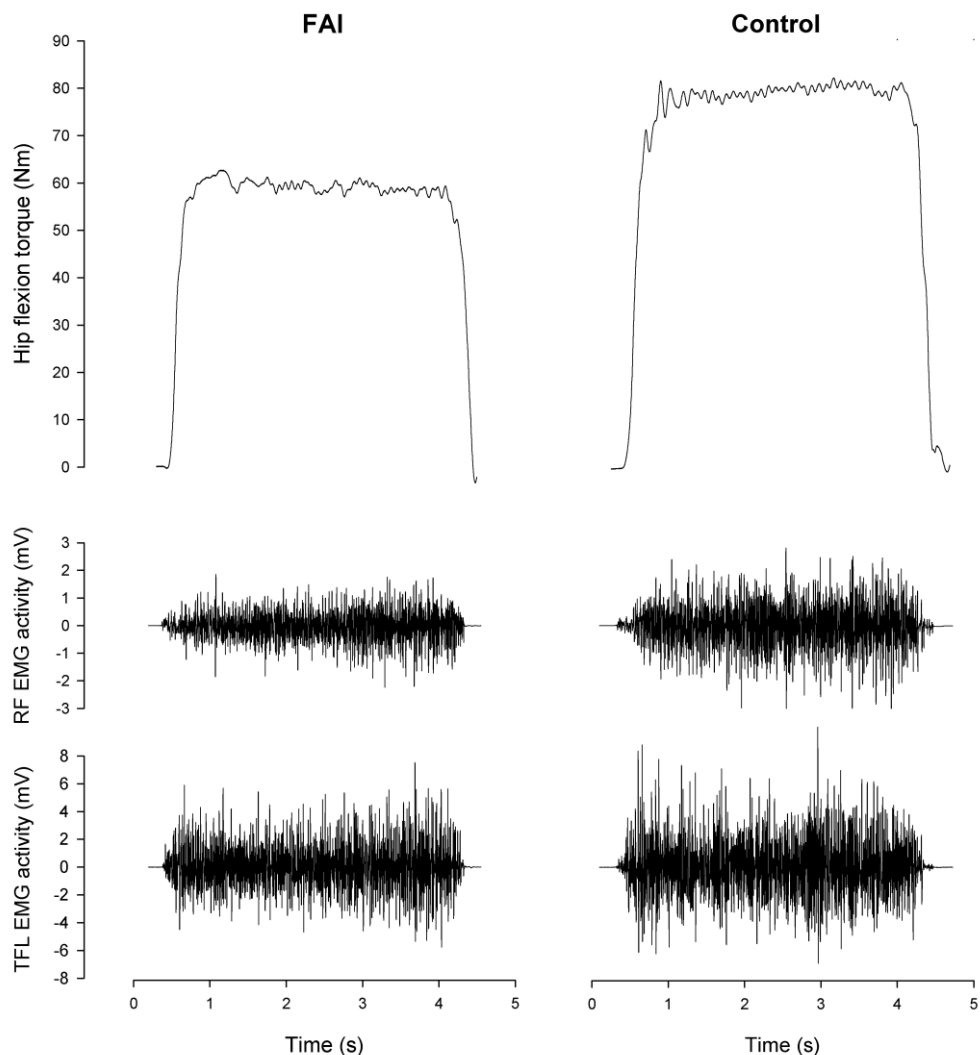


Figure 1. Experimental traces of hip flexion torque and EMG activity in one representative patient with FAI (left panels) and in his respective control (right panels). FAI, femoroacetabular impingement; RF, rectus femoris; TFL, tensor fasciae latae.

For each muscle group, subjects completed two submaximal familiarization trials followed by 3-4 MVC trials (no more than 10% of difference between the two highest MVC was tolerated), during which they were asked to perform maximal efforts for 3-4 s, without any concern to rate of force development. The rest interval between trials was 60 s. Standardized verbal encouragement was consistently provided by the investigators. The main strength outcome was MVC torque normalized to body mass (Maffiuletti 2010). Since the hand-held dynamometer measured force in Newtons, force was multiplied by the lever arm length to obtain torque. For hip abduction and adduction, the lever arm length corresponded to the distance between the greater trochanter and 5 cm proximal to the lateral malleolus. For hip internal and external rotation, lever arm length corresponded to the distance between the lateral femoral condyle and 5 cm proximal to the lateral malleolus. For each muscle group, only the highest MVC was retained for analyses. To better characterize muscle weakness, percentage differences in MVC strength between FAI and controls were calculated as $(100 \times (\text{MVC strength of FAI} - \text{MVC strength of controls}) / \text{MVC strength of controls})$.

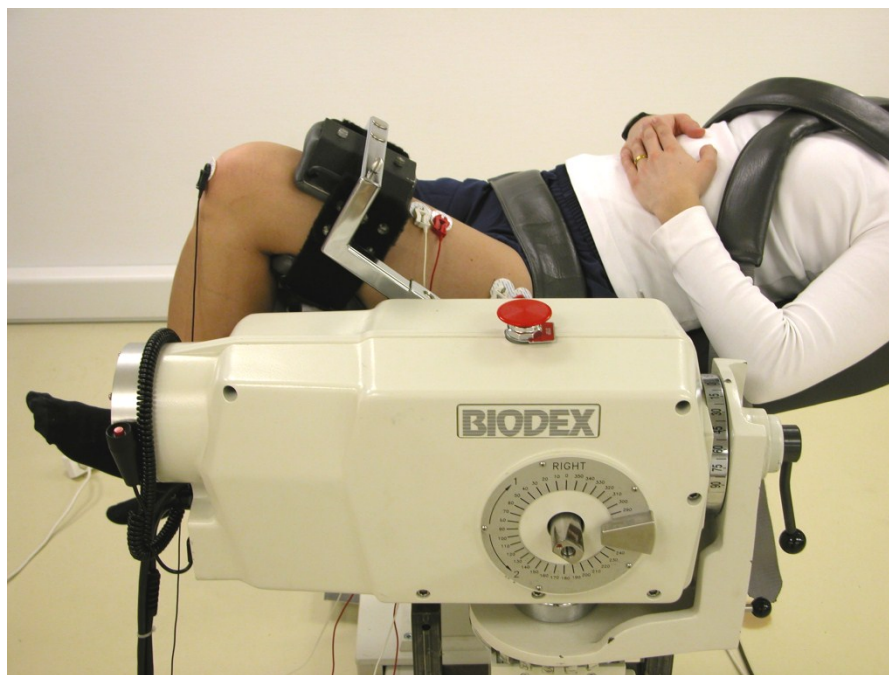


Figure 2. Experimental test set-up for hip flexor and extensor isometric strength assessments. The tested hip was flexed at 45° with the thigh strapped to the dynamometer pad. Surface EMG electrodes were positioned on the rectus femoris and tensor fasciae latae muscles.

After each MVC trial, both patients and controls were asked to quantify hip joint pain by placing a vertical mark on a 100-mm horizontal line, known as the visual analogue scale (VAS) (Huskisson 1974). The line ranged from 0 (no pain at all) to 100 (not endurable pain). For each muscle group, the mean pain score was retained for analysis.

Hip flexor EMG activity

Two pairs of silver-chloride surface electrodes (inter-electrode distance of 25 mm) were positioned on the RF and TFL muscles according to standard recommendations (Hermens *et al.* 2000). For RF, electrodes were placed at 50% on the line from the anterior superior iliac spine to the upper border of the patella. For TFL, electrodes were placed proximally at 17% on the line from the anterior superior iliac spine to the lateral femoral condyle. Low resistance between the two electrodes was achieved with light abrasion of the skin and cleaning with alcohol. The ground electrode was positioned on the ipsilateral patella. EMG signals were amplified with a bandwidth frequency ranging from 10 Hz to 500 Hz (gain 1000), digitized online at a sampling frequency of 2 kHz, and recorded by the Biopac system (MP150, Biopac System Inc., Goleta, CA, USA). For both RF and TFL muscles, EMG root mean square amplitude was calculated during 500 ms around hip flexion MVC torque (Missenard *et al.* 2009), using a window length of 125 ms. Only the MVC trial associated to the highest EMG root mean square amplitude was retained for analyses.

Statistical analysis

Normal distribution of the data was assessed using Shapiro-Wilk tests. Between-group (FAI vs. controls) differences in MVC strength for each of the hip muscle groups, and hip flexor EMG activity were investigated with paired t-tests in case of normal distribution (Bland and Altman 1994). In case of non-normal distribution, Wilcoxon signed-rank tests were used. Statistical analyses were performed with SPSS 18.0 software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The significance level was set at $p < 0.05$.

Results

Patients with FAI had significantly lower MVC strength than controls for hip adduction (28%, $p=0.003$), flexion (26%, $p=0.004$; see also Figure 1), external rotation (18%, $p=0.04$) and abduction (11%, $p=0.03$), while hip internal rotation and extension did not differ significantly between the two groups (Table I). Hip joint VAS pain scores reported by patients during MVC trials ranged between 18 and 27 mm (Table I), while controls reported no hip joint pain. EMG activity of the TFL muscle was significantly lower in patients than in controls ($p=0.048$; Table II), while RF activity did not differ significantly between the two groups ($p=0.056$).

Table I. Hip muscle strength and hip joint pain during hip muscle strength assessment in patients with FAI ($N=22$) and healthy controls ($N=22$)

| | Normalized torque (Nm/kg) | | <i>p</i> value | Difference (%) | VAS (0-100 mm) |
|------------------------------|---------------------------|-----------------|------------------|-------------------|----------------|
| | Mean \pm SD | | | Mean \pm 95% CI | Mean \pm SD |
| | FAI | Controls | FAI vs. Controls | FAI | |
| Hip adduction | 1.57 \pm 0.82 | 2.17 \pm 0.49 | 0.003 | 28 \pm 17 | 22 \pm 24 |
| Hip abduction | 1.81 \pm 0.43 | 2.03 \pm 0.31 | 0.028 | 11 \pm 11 | 21 \pm 25 |
| Hip internal rotation | 0.47 \pm 0.16 | 0.55 \pm 0.17 | 0.076 | 14 \pm 19 | 25 \pm 22 |
| Hip external rotation | 0.46 \pm 0.21 | 0.56 \pm 0.15 | 0.040 | 18 \pm 21 | 23 \pm 23 |
| Hip flexion | 0.87 \pm 0.46 | 1.17 \pm 0.37 | 0.004 | 26 \pm 18 | 27 \pm 26 |
| Hip extension | 1.64 \pm 1.00 | 1.66 \pm 0.86 | 0.592 | 1 \pm 30 | 18 \pm 20 |

FAI, femoroacetabular impingement; CI, confidence interval; VAS, visual analogue scale: 0 = no pain at all, 100 = not endurable pain. Controls reported no hip joint pain.

Table II. Hip flexor EMG activity in patients with FAI ($N=16$) and healthy controls ($N=16$) during active flexion of the hip

| | EMG root mean square (μ V) | | <i>p</i> value |
|-----------------------------|---------------------------------|---------------|----------------|
| | Mean \pm SD | | |
| | FAI | Controls | |
| Rectus femoris | 186 \pm 131 | 294 \pm 184 | 0.056 |
| Tensor fasciae latae | 401 \pm 251 | 582 \pm 323 | 0.048 |

FAI, femoroacetabular impingement.

Discussion

Patients with FAI showed significant muscle weakness compared to asymptomatic controls for hip flexion, hip adduction, hip external rotation and hip abduction. Hip flexor muscle weakness was accompanied by reduced muscle activation in patients, as witnessed by the lower EMG activity of TFL in comparison to controls.

The mean hip muscle weakness observed in our patients with FAI (16%, average of all hip muscle groups) was slightly smaller than the weakness reported by Rasch *et al.* (2005) (20%) and by Arokoski *et al.* (2002) (23%) in patients with hip OA, when compared to healthy controls. If one supposes that muscle weakness is a marker of OA progression (Brandt 2003), these results agree with the assumption that FAI could be a process potentially leading to hip

OA (Ganz *et al.* 2003; Leunig *et al.* 2005; Leunig *et al.* 2009). Considering single hip muscle groups, the individuals with FAI tested in this study had less hip abductor and extensor weakness, but similar hip flexor weakness compared to patients with hip OA tested in previous studies (Arokoski *et al.* 2002; Rasch *et al.* 2005). Regarding hip adductor muscle strength in patients with hip OA, contradictory results have been reported in the literature. Similarly to the current FAI patients, Arokoski *et al.* (2002) found that patients with hip OA had 25% hip adductor weakness compared to healthy controls. In contrast, Rasch *et al.* (2005) found no hip adductor strength difference between hip OA patients and healthy controls. Based on the current results, hip flexor and adductor muscles of patients with FAI showed the greatest levels of muscle weakness, well beyond the 20% threshold (Maffiuletti 2010). It is tempting to suggest that an assessment of hip flexor and adductor muscle strength could be included in routine clinical examinations besides the ordinary evaluations (e.g., impingement test, hip range of motion, investigation of symptoms) to help diagnose FAI (Kelly *et al.* 2003). This could be easily performed using the procedures described in this study, entailing the utilization of a hand-held dynamometer, which is the most practical tool for measuring hip muscle strength in clinical practice (Maffiuletti 2010). In case of unilateral FAI, muscle weakness can be calculated as the strength difference between the involved and uninvolved hip (within-subject comparison). However, since FAI frequently presents bilaterally (Beaulé *et al.* 2009), we recommend the assessment of muscle strength on the most symptomatic hip, and the comparison with a healthy control group (between-subject comparison). Using this approach, hip muscle weakness greater than 20% could be arbitrarily viewed as “almost certainly pathological” (Maffiuletti 2010).

The considerable FAI-related hip muscle weakness observed in this study could potentially originate from different factors: a mechanical/anatomical limit (Wyss *et al.* 2007), reduced muscle mass (atrophy) or reduced muscle activation (possibly related to pain and/or fear of pain (Arokoski *et al.* 2002)) during MVC compared to controls (Mizner *et al.* 2005). We can *a priori* exclude that a mechanical/anatomical limit within the hip joint impaired the ability of patients to develop strength, since all assessments were completed in isometric conditions at joint angles far away from terminal range of motion (e.g., hip flexion at 45°, hip adduction at 0°), where FAI might cause abnormal bony contacts between the femoral head-neck junction and the acetabulum rim to occur (Wyss *et al.* 2007). Hip flexor (psoas and rectus femoris muscle) and adductor muscle mass has been found to be reduced in the involved side in comparison to the uninvolved side in patients with unilateral hip OA (Rasch *et al.* 2007). Due to the above-discussed similarities between patients with FAI and OA, muscle atrophy cannot therefore be excluded as a potential contributor to muscle weakness in the current patient group, even though no attempt was made to quantify hip muscle mass in the present study. On the other hand, the lower EMG activity of the TFL muscle observed in patients compared to

controls revealed an impaired ability to voluntarily activate this hip flexor muscle in people with FAI, which could contribute, at least in part, to muscle weakness.

Recent research has focused on lower limb kinematics of patients with FAI during dynamic weight-bearing activities (Kennedy *et al.* 2009; Austin *et al.* 2008). Kennedy *et al.* (2009) compared hip and pelvic kinematics of FAI patients to those of healthy controls during level gait at a self-selected normal speed. They showed that patients presented reduced peak hip abduction angle and less total frontal hip range of motion in the symptomatic hip in comparison to controls. As argued by Kennedy *et al.* (2009) and consistent with the results of the present study, these alterations could be the results of a strategy adopted by patients to compensate for a hip muscle function deficiency. In a similar way, growing evidence suggests that hip muscle weakness may alter lower limb kinematics in patients with patellofemoral pain syndrome (Powers 2010). During weight-bearing activities, the external force moments acting on the lower extremities induce femoral adduction, internal rotation and flexion. This triplanar motion is most commonly observed during the weight acceptance phase of high-demanding eccentric activities, such as running or landing from a jump. If hip muscles - in particular hip abductors and external rotators (Ireland *et al.* 2003) - are not strong enough to counteract the external force moments, excessive femoral adduction and internal rotation would lead to an increased dynamic valgus of the knee and decreased patellofemoral joint contact area, which are suggested as possible factors leading to patellofemoral overuse injury and pain. In a single case study, excessive hip adduction and internal rotation (i.e., dynamic valgus of the knee) have also been observed in a 25-years-old female patient with symptomatic FAI during a single-limb step down, running, and drop jump (Austin *et al.* 2008). These hip motion alterations also reproduced hip joint pain in that patient. Thus, FAI-related hip muscle weakness could result in lower limb kinematic alterations during moderate-to-high intensity dynamic weight-bearing activities, which could cause functional disability. These alterations seem to exacerbate the symptoms probably due to the increased anteromedial contact stress in the femoroacetabular joint (Yazbek *et al.* 2011), where bony contact and joint damage occurs. Additionally, it is not excluded that these kinematic alterations could lead to patellofemoral pain in patients with FAI. This would explain why in a recent study of Clohisy *et al.* (2009), 27% (14/51) of patients with FAI reported knee pain at clinical examination. Future research is however needed to objectively investigate the relationships between hip muscle weakness, dynamic mal-alignment of the lower extremities during weight-bearing activities, functional disability and overuse injuries in patients with FAI.

The current study presents some potential limitations. No distinction was made between the different types of FAI (cam, pincer, combined). However, *a posteriori* statistical comparison showed no significant differences in hip muscle weakness between the three

subgroups of patients. Hand-held instead of stabilized dynamometry was used for strength assessment of hip abduction, adduction, internal rotation and external rotation. Intra-rater reliability of hand-held dynamometry has been shown to be lower compared to stabilized dynamometry due to the influence of the investigator's strength to resist the measured forces (Scott *et al.* 2004). Nevertheless, hand-held dynamometry assessments are more clinically feasible, showed good-to-excellent reliability for the hip movements that we tested (Krause *et al.* 2007; Pua *et al.* 2008) and the investigator had no difficulty to resist the maximal hip muscle strength of patients. Due to time constraints, we only recorded EMG activity of two superficial hip flexor muscles. Therefore, these EMG results cannot be generalized to all hip muscle groups.

In conclusion, patients with symptomatic FAI presented significant muscle weakness for all hip muscle groups, except internal rotators and extensors. Based on EMG recordings, it was demonstrated that patients with FAI have a reduced ability to activate TFL muscle. These findings have important implications for orthopedic surgeons and rheumatologists as they provide objective information about the amount and specificity of hip muscle weakness in patients with FAI, which could be helpful for early recognition of the pathology. Long-term benefits of conservative treatment (e.g., physical therapy) in patients with FAI are usually questionable (Parvizi *et al.* 2007). On the contrary, some preliminary results show that in the short-term the improvement of hip control - by way of external assistance devices (Austin *et al.* 2008) or strength and coordination training (Yazbek *et al.* 2011) - could alleviate the symptoms and improve the clinical outcomes. Therefore, the effects of a preoperative hip strengthening program on the clinical outcomes of patients with FAI would be worthwhile to investigate.

References

- Allen D, Beaulé PE, Ramadan O, Doucette S.** Prevalence of associated deformities and hip pain in patients with cam-type femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91:589-94.
- Arokoski MH, Arokoski JP, Haara M, Kankaanpää M, Vesterinen M, Niemitukia LH, Helminen HJ.** Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatol* 2002;29:2185-95.
- Austin AB, Souza RB, Meyer JL, Powers CM.** Identification of abnormal hip motion associated with acetabular labral pathology. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38:558-65.
- Beaulé PE, Allen DJ, Clohisy JC, Schoenecker P, Leunig M.** The young adult with hip impingement: deciding on the optimal intervention. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:210-21.
- Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R.** Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87:1012-8.

- Bizzini M, Nötzli HP, Maffiuletti NA.** Femoroacetabular impingement in professional ice hockey players: a case series of 5 athletes after open surgical decompression of the hip. *Am J Sports Med* 2007;35:1955-9.
- Bland JM, Altman DG.** Matching. *BMJ* 1994;309:1128.
- Brandt KD.** Is a strong quadriceps muscle bad for a patient with knee osteoarthritis? *Ann Intern Med* 2003;138:678-9.
- Clohisey JC, Knaus ER, Hunt DM, Leshner JM, Harris-Hayes M, Prather H.** Clinical presentation of patients with symptomatic anterior hip impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:638-44.
- Frost KL, Bertocci GE, Wassinger CA, Munin MC, Burdett RG, Fitzgerald SG.** Isometric performance following total hip arthroplasty and rehabilitation. *J Rehabil Res Dev* 2006;43:435-44.
- Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA.** Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2003;417:112-20.
- Gosvig KK, Jacobsen S, Sonne-Holm S, Gebuhr P.** The prevalence of cam-type deformity of the hip joint: a survey of 4151 subjects of the Copenhagen Osteoarthritis Study. *Acta Radiol* 2008;49:436-41.
- Hack K, Di Primio G, Rakhra K, Beaulé PE.** Prevalence of cam-type femoroacetabular impingement morphology in asymptomatic volunteers. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:2436-44.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G.** Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361-74.
- Hinman RS, Hunt MA, Creaby MW, Wrigley TV, McManus FJ, Bennell KL.** Hip muscle weakness in individuals with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 2010;62:1190-3.
- Huskisson EC.** Measurement of pain. *Lancet* 1974;2:1127-31.
- Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM.** Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33:671-6.
- Ito K, Minka-II MA, Leunig M, Werlen S, Ganz R.** Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83:171-6.
- Kelly BT, Williams RJ, 3rd, Philippon MJ.** Hip arthroscopy: current indications, treatment options, and management issues. *Am J Sports Med* 2003;31:1020-37.
- Kennedy MJ, Lamontagne M, Beaulé PE.** Femoroacetabular impingement alters hip and pelvic biomechanics during gait: walking biomechanics of FAI. *Gait Posture* 2009;30:41-4.
- Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewey JE, Hollman JH.** Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:37-42.
- Lamontagne M, Kennedy MJ, Beaulé PE.** The effect of cam FAI on hip and pelvic motion during maximum squat. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:645-50.
- Leunig M, Beaulé PE, Ganz R.** The concept of femoroacetabular impingement: current status and future perspectives. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:616-22.
- Leunig M, Beck M, Dora C, Ganz R.** Femoroacetabular impingement: etiology and surgical concept. *Oper Tech Orthop* 2005;15:247-55.
- Maffiuletti NA.** Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:220-9.

- Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ.** A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40:641-7.
- Missenard O, Mottet D, Perrey S.** Factors responsible for force steadiness impairment with fatigue. *Muscle Nerve* 2009;40:1019-32.
- Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE, Vandeborne K, Snyder-Mackler L.** Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty. The contributions of muscle atrophy and failure of voluntary muscle activation. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:1047-53.
- Parvizi J, Leunig M, Ganz R.** Femoroacetabular impingement. *J Am Acad Orthop Surg* 2007;15:561-70.
- Philippon MJ, Maxwell RB, Johnston TL, Schenker M, Briggs KK.** Clinical presentation of femoroacetabular impingement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007a;15:1041-7.
- Powers CM.** The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40:42-51.
- Pua YH, Wrigley TV, Cowan SM, Bennell KL.** Intrarater test-retest reliability of hip range of motion and hip muscle strength measurements in persons with hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:1146-54.
- Rasch A, Byström AH, Dalén N, Berg HE.** Reduced muscle radiological density, cross-sectional area, and strength of major hip and knee muscles in 22 patients with hip osteoarthritis. *Acta Orthop* 2007;78:505-10.
- Rasch A, Dalén N, Berg HE.** Test methods to detect hip and knee muscle weakness and gait disturbance in patients with hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:2371-6.
- Reichenbach S, Jüni P, Werlen S, Nüesch E, Pfirrmann CW, Trelle S, Odematt A, Hofstetter W, Ganz R, Leunig M.** Prevalence of cam-type deformity on hip magnetic resonance imaging in young males: a cross-sectional study. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 2010;62:1319-27.
- Scott DA, Bond EQ, Sisto SA, Nadler SF.** The intra- and interrater reliability of hip muscle strength assessments using a handheld versus a portable dynamometer anchoring station. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:598-603.
- Siebenrock KA, Schoeniger R, Ganz R.** Anterior femoro-acetabular impingement due to acetabular retroversion: treatment with periacetabular osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85:278-86.
- Tannast M, Goricki D, Beck M, Murphy SB, Siebenrock KA.** Hip damage occurs at the zone of femoroacetabular impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:273-80.
- Widler KS, Glatthorn JF, Bizzini M, Impellizzeri FM, Munzinger U, Leunig M, Maffiuletti NA.** Assessment of hip abductor muscle strength: a validity and reliability study. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:2666-72.
- Wyss TF, Clark JM, Weishaupt D, Nötzli HP.** Correlation between internal rotation and bony anatomy in the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2007;460:152-8.
- Yazbek PM, Ovanessian V, Martin RL, Fukuda TY.** Non-surgical treatment of acetabular labrum tears: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther* 2011;41:346-53.

Résumé Étude II

Fatigue musculaire des fléchisseurs de la hanche chez des patients présentant un conflit fémoro-acétabulaire symptomatique

Objectif Les patients présentant un conflit fémoro-acétabulaire (FAI) symptomatique ont un déficit de force musculaire important au niveau de la hanche, en particulier lors de la flexion et de l'adduction. Ils rencontrent par ailleurs des difficultés lorsqu'ils exécutent des tâches fonctionnelles dynamiques lors de périodes prolongées. Il a donc été suggéré, qu'en plus du déficit de force musculaire des fléchisseurs de la hanche, les patients avec un FAI symptomatique démontreraient aussi une fatigue musculaire au niveau des fléchisseurs de la hanche supérieure à celle de sujets contrôles.

Méthode La fatigue musculaire des fléchisseurs de la hanche a été évaluée au cours de deux sessions expérimentales séparées. Quinze patients avec un FAI symptomatique et 15 sujets contrôles d'âge comparable ont été testés. Lors de la première session, nous avons mesuré les variations de fluctuation du moment de force des fléchisseurs de la hanche ainsi que les variations d'activité électromyographique (EMG) pendant une contraction isométrique sous-maximale prolongée. Lors de la deuxième session, nous avons mesuré la diminution du moment de force des fléchisseurs de la hanche pendant une série de 20 contractions dynamiques maximales.

Résultats Les patients souffrant d'un FAI présentaient un déficit de force musculaire des fléchisseurs de la hanche aussi bien sous des conditions isométriques ($p=0.02$) que isocinétiques ($p=0.03$). Les variations de fluctuation au moment de force des fléchisseurs de la hanche ainsi que de la moyenne quadratique et la fréquence médiane de l'EMG lors de la contraction fatigante n'étaient pas significativement différentes entre les patients FAI et les sujets contrôles ($p>0.05$). De la même façon, la diminution au moment de force isocinétique des fléchisseurs de la hanche était comparable entre les deux groupes ($p>0.05$).

Conclusions Les indices de fatigue musculaire des fléchisseurs de la hanche considérés dans cette étude n'étaient pas différentes entre les patients FAI et les sujets contrôles. Ainsi, les limitations fonctionnelles observées chez les patients FAI lors de l'exécution de tâches dynamiques prolongées ne semblent pas être causées par une fatigue musculaire exagérée des fléchisseurs de la hanche.

Mots-clés Conflit fémoro-acétabulaire, fatigue musculaire, fléchisseurs de la hanche, activité EMG.

Manuscrit Étude II

Hip flexor muscle fatigue in patients with symptomatic femoroacetabular impingement

Int Orthop 2012;36:967-73

Nicola C Casartelli^{1,2}, Michael Leunig³, Julia F Item-Glatthorn¹, Romuald Lepers², Nicola A Maffiuletti¹

¹*Neuromuscular Research Laboratory, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland*

²*INSERM U1093 - Cognition, Action and Sensory Plasticity, University of Burgundy, Dijon, France*

³*Hip Service, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland*

Abstract

Objective Patients with symptomatic femoroacetabular impingement (FAI) have considerable hip muscle weakness, in particular for hip flexion and hip adduction. In addition, they experience disabilities while performing dynamic tasks for prolonged time periods. It was therefore hypothesized that, besides hip flexor muscle weakness, patients with symptomatic FAI would show greater hip flexor fatigue compared with healthy controls.

Methods Hip flexor fatigue was evaluated in two different experiments. Fifteen patients with symptomatic FAI and 15 age-matched healthy controls were tested in each experiment. In the first one, changes in hip flexor torque fluctuations and electromyographic (EMG) activity were measured during a sustained submaximal isometric contraction. In the second experiment, hip flexor torque decline was measured during a series of 20 maximal dynamic contractions.

Results Patients with FAI presented hip flexor weakness under both isometric ($p=0.02$) and isokinetic conditions ($p=0.03$). Fatigue-induced changes in isometric hip flexor torque fluctuations, EMG root mean square and median frequency did not differ significantly between patients and controls ($p>0.05$). Similarly, isokinetic hip flexor torque decline was comparable in patients with FAI and controls ($p>0.05$).

Conclusions None of the hip flexor fatigue outcomes considered here differed between patients with symptomatic FAI and controls. Therefore, the disabilities that patients experience while performing dynamic tasks for prolonged time periods do not seem to be caused by exaggerated hip flexor muscle fatigue.

Keywords Femoroacetabular impingement, hip flexors, muscle fatigue, isometric, isokinetic.

Introduction

Femoroacetabular impingement (FAI) has been proposed as a pathomechanical mechanism that may instigate functional disability and early development of hip osteoarthritis in young and active adults (Ganz *et al.* 2003; Imam and Khanduja 2011; Leunig *et al.* 2009). Patients with symptomatic FAI have considerable hip muscle weakness, that is, they present an impaired ability to develop maximal hip muscle strength compared to healthy controls (Casartelli *et al.* 2011). Such FAI-related hip muscle weakness might cause functional disabilities during short moderate-to-high intensity dynamic tasks, such as jumping and one-leg stepping down (Austin *et al.* 2008). Nevertheless, patients with symptomatic FAI also experience hip joint pain and disability while performing dynamic tasks for prolonged time periods. For example, Clohisy *et al.* (2009) reported that walking limitations of patients with FAI progressively worsen as walking time increases. Similarly, Philippon *et al.* (2007a) observed that almost all patients with FAI (92%) could not practice their sport activities (e.g., running, tennis, football) as long as desired. For this reason, it is important to verify if, besides hip flexor muscle weakness, FAI may lead to impaired fatigue resistance, which is defined as the muscle's inability to maintain an expected force (Barry and Enoka 2007).

Therefore, the aim of this study was to compare hip flexor fatigue between patients with symptomatic FAI and age-matched healthy controls. Muscle fatigue was investigated in submaximal static and maximal dynamic conditions, so as to imitate situations that patients could encounter during daily and sport activities. It was hypothesized that patients would demonstrate greater hip flexor muscle fatigue compared to controls.

Methods

Subjects

Patients with symptomatic FAI and healthy control subjects matched for gender, age and body mass volunteered to participate in the study. FAI diagnosis was carried out by the same senior surgeon according to clinical and medical imaging evaluation. Approximately one-third of patients had bilateral FAI diagnosis. All patients were participating in recreational physical activities (three times a week for at least 30 min, on average) before the onset of symptoms. Control subjects were asymptomatic and had no history of hip joint pain. Their average physical activity level was comparable to that of patients. For both groups, subjects presenting any disorder to the lower extremities (excepting hip impingement in the FAI group) that would have negatively influenced muscle fatigue evaluation were not included in the study. The study was conducted according to the Helsinki declaration, and the protocol was

approved by the local Ethics Committee. All the subjects signed a written informed consent before participating in the study.

Experimental setup and procedures

Hip flexor fatigue was evaluated by comparing muscle fatigue outcomes between patients with symptomatic FAI and controls (between-subject comparison). The symptomatic (unilateral FAI) or the most symptomatic hip (bilateral FAI) was tested in patients, while controls had the respective hip evaluated, according to lower limb dominance. Hip flexor fatigue was evaluated in two separate experiments. In the first one (Experiment I), submaximal isometric fatigue was assessed in 15 patients and 15 controls (Table I) as the changes in hip flexor torque fluctuations (Missenard *et al.* 2009) and electromyographic (EMG) activity (Bilodeau *et al.* 2003) during the course of a sustained submaximal contraction. In the second experiment (Experiment II), maximal isokinetic fatigue was evaluated in 15 patients and 15 controls (Table I) as the decline in concentric hip flexor torque during a series of consecutive maximal contractions (Bosquet *et al.* 2010). Ten patients and their respective controls completed both experiments in the same test session, separated by approximately 10 min.

Table I. Participant characteristics by experiment and group

| Experiment | Group | N | Age (yr) | Weight (kg) | Height (cm) | BMI (kg.m ⁻²) | FAI type (cam/pincer/ combined) |
|------------|----------|----------|-------------|----------------|----------------|------------------------------|---------------------------------------|
| I | FAI | 15 (9 ♀) | 31 ± 10 | 72 ± 12 | 175 ± 8 | 23.5 ± 3.5 | 5/3/7 |
| | Controls | 15 (9 ♀) | 31 ± 9 | 70 ± 12 | 171 ± 5 | 23.8 ± 3.7 | |
| II | FAI | 15 (9 ♀) | 32 ± 10 | 70 ± 11 | 174 ± 9 | 22.9 ± 3.6 | 5/3/7 |
| | Controls | 15 (9 ♀) | 33 ± 10 | 69 ± 12 | 170 ± 5 | 23.9 ± 3.5 | |

Mean values ± SD. FAI, femoroacetabular impingement; BMI, body mass index.

Hip flexor torque was measured with an isokinetic dynamometer (Biodex Medical Systems, New York, USA). Subjects laid supine on the dynamometer chair with the backrest inclined 15° with respect to the horizontal, and the dynamometer rotation axis was aligned to the hip rotation centre (greater trochanter) (Casartelli *et al.* 2011; Frost *et al.* 2006). The ipsilateral thigh was strapped to the dynamometer pad, approximately 5 cm proximal to the lateral femoral condyle. Pelvis and trunk were secured to the dynamometer chair with straps. Prior to fatigue evaluation, the mass of the tested limb was measured to correct for gravity.

Experiment I: Submaximal isometric fatigue

Protocol The dynamometer lever arm was fixed at 45° of hip flexion (Casartelli *et al.* 2011; Frost *et al.* 2006). First, hip flexor maximal voluntary contraction (MVC) torque was determined using standard procedures (Maffiuletti 2010). After 2-3 submaximal contractions, subjects were asked to complete 3-4 MVC trials of 3-4 s, without any concern for the rate of force development. Standardized verbal encouragement was consistently provided by the investigators. Rest interval between MVC trials was 60 s. After 5 min, subjects performed 2-3 familiarization trials by flexing the hip for 5-6 s at 20-25% of MVC, and then completed the fatigue protocol. A computer screen that displayed the target (50% of MVC) and the actual hip flexion torque (Figure 1A) was consistently provided to the subjects for visual feedback.

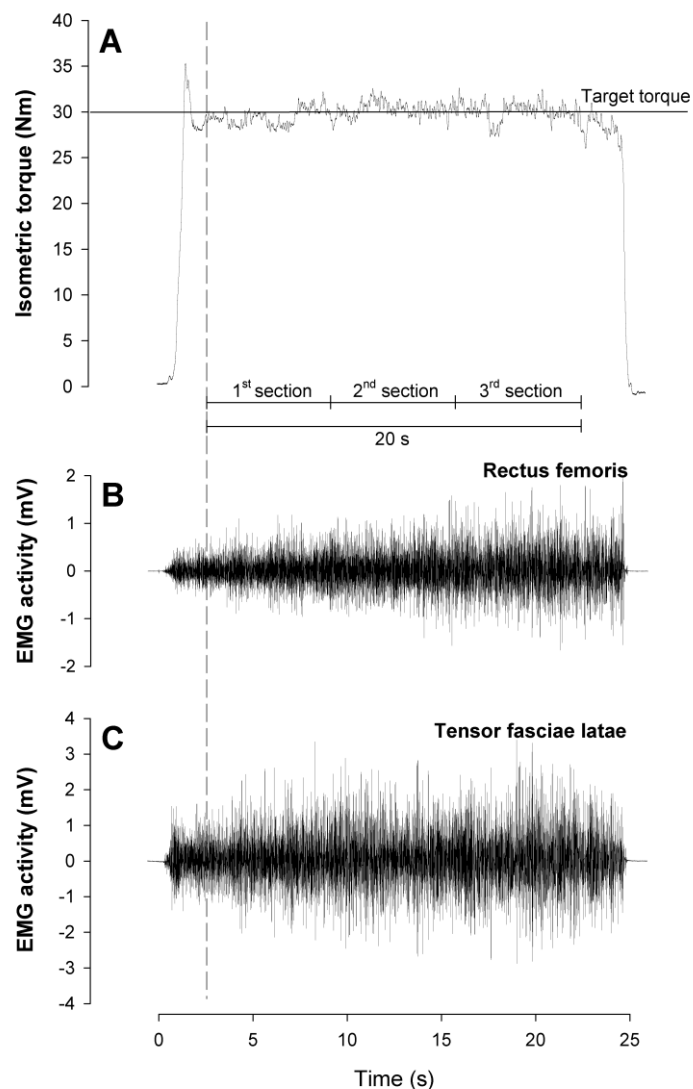


Figure 1. Experimental traces of a sustained (25 s) isometric submaximal hip flexion in one representative subject. The different panels show the target (50% of MVC) and the actual hip flexion torques (A), rectus femoris EMG activity (B), and tensor fasciae latae EMG activity (C). The vertical long-dashed line defines the start of the 20-s time interval considered for analysis, which was subdivided in three time sections of equal duration.

Subjects were instructed to progressively contract their hip flexor muscles until the target torque, and to maintain it for 25 s. During MVC and fatigue trials, torque and EMG activity of rectus femoris and tensor fasciae latae muscles were continuously recorded (Figure 1B,C) using the Biopac system (MP150, Biopac System Inc., Goleta, CA, USA).

EMG activity Pairs of silver-chloride surface electrodes (inter-electrode distance of 25 mm) were positioned on the rectus femoris and tensor fasciae latae muscles according to standard recommendations (Hermens *et al.* 2000). Low resistance between electrodes was achieved with light abrasion of the skin and cleaning with alcohol. The ground electrode was positioned over the ipsilateral patella. EMG signals were amplified with a bandwidth frequency ranging from 10 Hz to 500 Hz, and digitized online at a sampling frequency of 2 kHz.

Data analysis Only the highest isometric MVC torque (normalized to body weight) was retained. For the fatigue test, we considered a 20-s time interval starting from the point where actual torque stabilized around the target torque (Figure 1). The 20-s period was further subdivided in three time sections of equal duration (6.67 s). Average hip flexion torque fluctuations were calculated for each time section as [coefficient of variation = 100 x (standard deviation of torque / mean torque)]. In addition, average EMG root mean square (RMS) and median frequency (MDF) of rectus femoris and tensor fasciae latae muscles were calculated for each time section. EMG data were subsequently normalized as a percentage of the respective MVC values (Bilodeau *et al.* 2003) previously obtained. Analyses were performed with Acqknowledge software (Biopac System Inc., Goleta, CA, USA).

Experiment II: Maximal isokinetic fatigue

Protocol The lever arm of the isokinetic dynamometer was set to move passively at an angular velocity of $70^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$, from 10° to 80° of hip flexion (range of motion: 70°). Subjects were instructed to maximally flex the hip as the lever arm moved from 10° to 80° of flexion, and to rest as the lever arm moved from 80° to 10° of flexion. After 3-4 submaximal contractions, subjects completed 20 consecutive isokinetic maximal contractions of the hip flexors.

Data analysis Weight-normalized isokinetic torque produced at 45° of hip flexion (constant angle torque) was calculated for each of the 20 contractions. Since maximal hip flexor torque was generally observed at contraction #2, data of contraction #1 were systematically excluded from the analyses and all torque values were expressed as a percentage of contraction #2 (Snyder-Mackler *et al.* 1993). Rate of torque decline was then calculated as the difference between “initial” torque (mean of contraction #2 to 4) and “final” torque (mean of contraction #18 to 20), and further divided by the effective duration of the fatigue protocol (19 s) (Maffiuletti *et al.* 2007).

Statistics

Differences between patients and controls in isometric MVC torque (Experiment I) and maximal isokinetic torque (Experiment II, contraction #2) of hip flexors were assessed with paired *t*-tests, as the two groups of subjects were treated as matched pairs (Bland and Altman 1994). Two-way ANOVAs (time x group) with repeated measures were used to assess differences in hip flexor fatigue outcomes between patients and controls. Bonferroni post-hoc analyses were further used to detect differences between pairs of means. Significance level was set at $p < 0.05$. Statistical analyses were performed with PASW Statistics 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Results

Experiment I: Submaximal isometric fatigue

Isometric MVC torque of hip flexors was significantly lower (-21%) in patients than in controls (0.96 ± 0.46 vs. 1.21 ± 0.38 Nm.kg⁻¹; $p=0.02$).

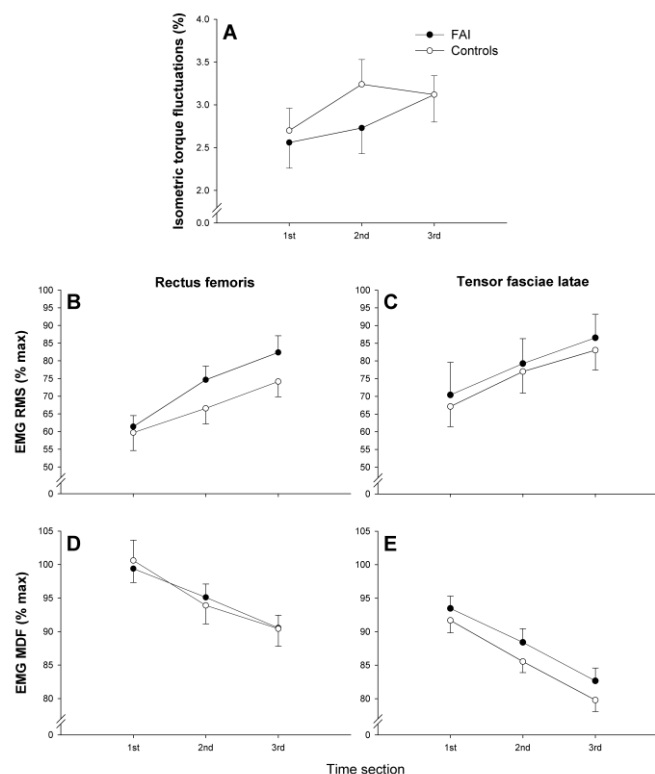


Figure 2. Submaximal isometric hip flexor fatigue in patients with FAI ($N=15$) and healthy controls ($N=15$). The different panels show fatigue-related changes in hip flexor torque fluctuations (A), rectus femoris EMG RMS (B), tensor fasciae latae EMG RMS (C), rectus femoris EMG MDF (D), and tensor fasciae latae EMG MDF (E). Circles and error bars represent means and standard errors of the means. FAI, femoroacetabular impingement.

As concerns hip flexion torque fluctuations, no main effect of group and interaction were found ($p=0.53$), while time effect was significant ($p=0.03$). Torque fluctuations significantly increased from the first to the third time section in both groups of subjects ($p=0.03$; Figure 2A). Concerning EMG activity, no group effect and interaction were observed for RMS and MDF of both rectus femoris and tensor fasciae latae muscles ($p>0.05$), whereas a significant effect of time was observed for EMG RMS and MDF of both muscles ($p<0.001$). Post-hoc analyses showed that EMG RMS and MDF significantly increased (Figure 2B,C) and decreased (Figure 2D,E), respectively, from one to the subsequent time section for both rectus femoris and tensor fasciae latae muscles ($p<0.01$).

Experiment II: Maximal isokinetic fatigue

The maximal isokinetic torque of hip flexors was significantly lower (-16%) in patients than in controls (0.97 ± 0.38 vs. 1.16 ± 0.36 Nm.kg⁻¹; $p=0.03$). Isokinetic torque significantly decreased during the course of the fatigue protocol ($p<0.001$; Figure 3), but no main effect of group ($p=0.80$) and interaction ($p=0.79$) were noted. The rate of torque decline did not differ between patients and controls (0.017 ± 0.011 vs. 0.020 ± 0.009 Nm.kg⁻¹.s⁻¹; $p=0.15$).

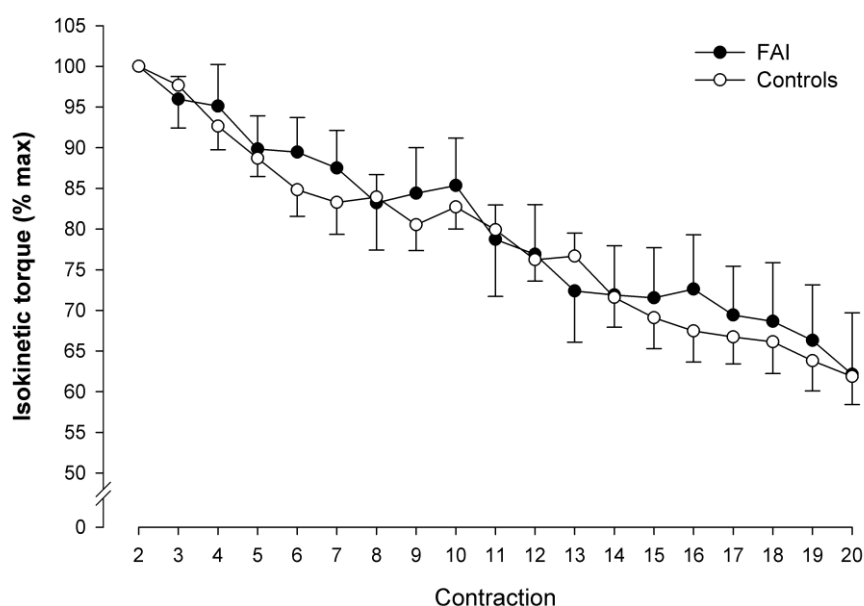


Figure 3. Maximal isokinetic hip flexor fatigue in patients with FAI ($N=15$) and healthy controls ($N=15$). Circles and error bars represent means and standard errors of the means. FAI, femoroacetabular impingement.

Discussion

In contrast to our initial hypothesis, none of the hip flexor fatigue outcomes considered in this study differed significantly between patients with symptomatic FAI and controls, either during a sustained isometric submaximal contraction, or during a series of consecutive isokinetic maximal contractions.

Assessment of hip flexor fatigue could be of particular interest in patients with FAI, since they usually report subjective disabilities during prolonged walking (Clohisy *et al.* 2009) and sport activities such as running and tennis (Philippon *et al.* 2007a). In the current study, two distinct protocols were implemented to induce hip flexor fatigue, so as to reproduce different situations that patients could encounter during daily and sport activities. More specifically, we manipulated the main contraction characteristics, namely the type (static vs. dynamic), the intensity (submaximal vs. maximal) and the timing (sustained vs. intermittent) with the objective to increase the probability to detect a difference in hip flexor fatigue between patients and controls. To our knowledge, this combined characterization of hip flexor muscle fatigue using sustained submaximal isometric contractions and intermittent maximal isokinetic contractions has not been previously implemented in any patient or healthy populations. We deliberately evaluated muscle fatigue of hip flexors only, as hip flexion is one of the most impaired hip movements for patients with symptomatic FAI according to pain (Beulé *et al.* 2009), range of motion (Philippon *et al.* 2007a), and muscle strength (Casartelli *et al.* 2011). The lack of EMG recordings from the iliopsoas muscle represents a limitation of the present study, since the iliopsoas is a major hip flexor. However, this would have required the use of indwelling fine-wire electrodes. In order to avoid such invasive approach with our patients, we only recorded surface EMG activity from the two main superficial hip flexor muscles (RF and TFL).

Although muscle fatigue is an important functional parameter for physical, work and daily activities, it has been rarely investigated using objective measures in orthopedic patients. Contrary to all expectations, quadriceps muscle fatigue has been found to be less for the involved compared to the uninvolved side after anterior cruciate ligament reconstruction (McHugh *et al.* 2011; Snyder-Mackler *et al.* 1993). Indeed, the operated quadriceps exhibited a lower rate of torque and EMG MDF decline during a 30-s sustained maximal isometric contraction (McHugh *et al.* 2001), as well as a lower rate of torque decline during a series of submaximal (20% of MVC) isometric contractions evoked by electrical stimulation (Snyder-Mackler *et al.* 1993). Nevertheless, the patients evaluated in these particular studies had considerable quadriceps weakness (41-60%) that probably invalidated, at least in part, fatigue comparisons (too disparate absolute torque levels were used for the involved vs. uninvolved quadriceps). It is actually difficult to compare the above-reported fatigue data with the present

study findings, due to considerable differences in patient populations, investigated muscles, fatigue protocols, and magnitude of muscle weakness. Nevertheless, it is certainly possible to conclude that hip flexor muscle weakness was not associated to reduced muscle fatigue in our group of FAI patients, contrary to the quadriceps studies reported above.

According to the present results, subjective disabilities experienced by patients with FAI while performing dynamic tasks such as walking and running for prolonged time periods do not seem to be caused by exaggerated hip flexor muscle fatigue. This is probably due to the dichotomy between subjective fatigue, which is usually described as an enduring, subjective sensation of generalized tiredness or lack of energy, and objectively-assessed fatigue, which can be further differentiated into physical (global) fatigue and muscle fatigue. Nevertheless, it is not excluded that the significant hip flexor weakness observed here (21% and 16% for maximal isometric and isokinetic contractions, respectively) could prematurely reduce the ability of patients to develop the required muscle force during prolonged functional tasks. We cannot exclude that, if our patients and controls were compared using contractions of equal (absolute) force, then the weaker muscles of patients with FAI would have worked at a higher percentage of their maximal capacity, and as a consequence, they might have fatigued earlier and/or to a greater extent (Enoka and Stuart 1992). Under these conditions, FAI-related hip flexor muscle weakness could eventually induce greater hip flexor fatigue during sustained functional tasks, which may in turn limit walking ability and endurance, as recently demonstrated for neurological patients (Ramdharry *et al.* 2009). In addition, since hip flexors provide the main contribution to forward motion during early and middle swing of running (Montgomery *et al.* 1994), it can be hypothesized that inadequate hip flexor function can also affect running performance (including its duration) in patients with FAI.

The present hip flexor muscle weakness findings confirm recent results obtained in isometric conditions (Casartelli *et al.* 2011), and further extend these findings to concentric dynamic contractions, such as those commonly encountered in everyday life (e.g., stair climbing, walking uphill). The physiological mechanisms underlying such FAI-related muscle weakness still remain to be identified. Future research should further investigate the extent of subjective and objective physical fatigue associated to sustained functional tasks in patients with FAI, together with the motivational and physiological mechanisms underlying fatigue. In addition, since the effects of preoperative hip strengthening programs on the clinical outcomes of patients with symptomatic FAI seem worthwhile to investigate (Casartelli *et al.* 2011; Yazbek *et al.* 2011), hip strengthening exercises should not be aimed to reduce hip flexor fatigability but rather to restore maximal hip flexor muscle strength to healthy control levels.

References

- Austin AB, Souza RB, Meyer JL, Powers CM.** Identification of abnormal hip motion associated with acetabular labral pathology. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38:558-65.
- Barry BK, Enoka RM.** The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. *Integr Comp Biol* 2007;47:465-73.
- Beaulé PE, Allen DJ, Clohisy JC, Schoenecker P, Leunig M.** The young adult with hip impingement: deciding on the optimal intervention. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:210-21.
- Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, Sharma SS.** EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:83-92.
- Bland JM, Altman DG.** Matching. *BMJ* 1994;309:1128.
- Bosquet L, Maquet D, Forthomme B, Nowak N, Lehance C, Croisier JL.** Effect of the lengthening of the protocol on the reliability of muscle fatigue indicators. *Int J Sports Med* 2010;31:82-8.
- Casartelli NC, Maffiuletti NA, Item-Glatthorn JF, Staehli S, Bizzini M, Impellizzeri FM, Leunig M.** Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage* 2011;19:816-21.
- Clohisy JC, Knaus ER, Hunt DM, Leshner JM, Harris-Hayes M, Prather H.** Clinical presentation of patients with symptomatic anterior hip impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:638-44.
- Enoka RM, Stuart DG.** Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 1992;72:1631-48.
- Frost KL, Bertocci GE, Wassinger CA, Munin MC, Burdett RG, Fitzgerald SG.** Isometric performance following total hip arthroplasty and rehabilitation. *J Rehabil Res Dev* 2006;43:435-44.
- Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA.** Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2003;417:112-20.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G.** Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361-74.
- Imam S, Khanduja V.** Current concepts in the diagnosis and management of femoroacetabular impingement. *Int Orthop* 2011;35:1427-35.
- Leunig M, Beaulé PE, Ganz R.** The concept of femoroacetabular impingement: current status and future perspectives. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:616-22.
- Maffiuletti NA.** Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:220-9.
- Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U.** Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging* 2007;27:346-53.
- McHugh MP, Tyler TF, Nicholas SJ, Browne MG, Gleim GW.** Electromyographic analysis of quadriceps fatigue after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001;31:25-32.
- Missenard O, Mottet D, Perrey S.** Factors responsible for force steadiness impairment with fatigue. *Muscle Nerve* 2009;40:1019-32.
- Montgomery WH, 3rd, Pink M, Perry J.** Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. *Am J Sports Med* 1994;22:272-8.

Philippon MJ, Maxwell RB, Johnston TL, Schenker M, Briggs KK. Clinical presentation of femoroacetabular impingement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007a;15:1041-7.

Ramdharry GM, Day BL, Reilly MM, Marsden JF. Hip flexor fatigue limits walking in Charcot-Marie-Tooth disease. *Muscle Nerve* 2009;40:103-11.

Snyder-Mackler L, Binder-Macleod SA, Williams PR. Fatigability of human quadriceps femoris muscle following anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 1993;25:783-9.

Yazbek PM, Ovanessian V, Martin RL, Fukuda TY. Non-surgical treatment of acetabular labrum tears: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther* 2011;41:346-53.

Conclusions

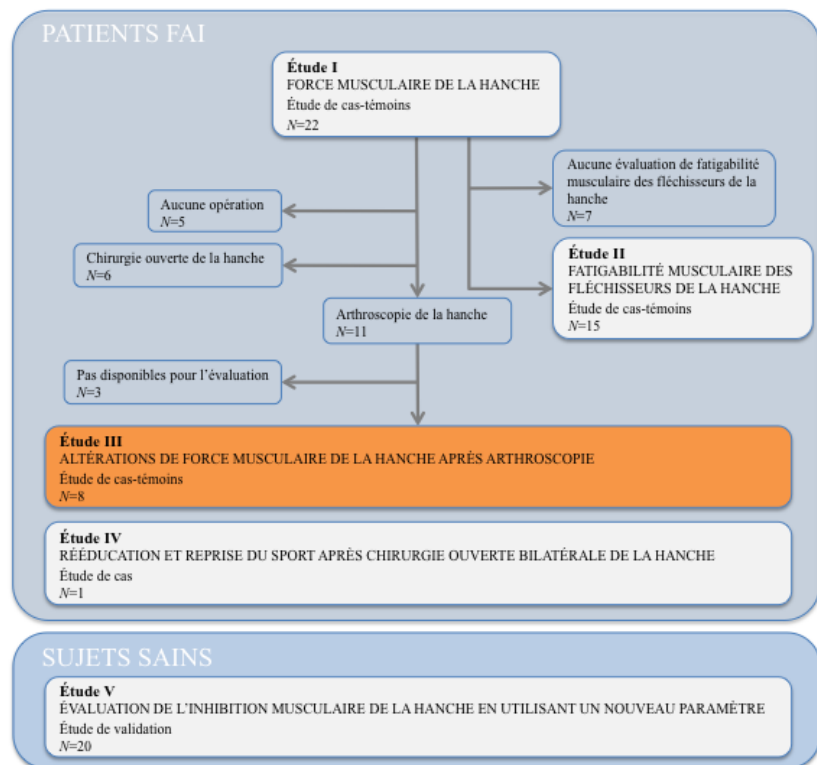
L'Étude I a montré que les patients souffrant d'un FAI symptomatique présentaient un déficit de force au niveau de la hanche (16% en moyenne pour tous les groupes musculaires de la hanche), à l'exception des rotateurs internes et des extenseurs. Les groupes musculaires les plus déficitaires étaient les adducteurs et les fléchisseurs de la hanche (respectivement 28% et 26% de déficit de force). Il a été suggéré que le déficit de force musculaire des fléchisseurs de la hanche pourrait être expliqué, au moins partiellement, par une inhibition musculaire arthrogène causée par la douleur à la hanche et/ou par la peur de la ressentir. Par contre, l'Étude II a mis en évidence que le déficit de force n'était pas associé à une fatigabilité musculaire exagérée des fléchisseurs de la hanche chez les patients présentant un FAI symptomatique.

3.2 ÉTUDE III

Introduction

L'Étude III a évalué les altérations de la force musculaire au niveau de la hanche chez des patients opérés sous arthroscopie pour le traitement d'un FAI symptomatique (N=8). Parmi les 22 patients FAI évalués dans l'Étude I, 5 ont renoncé à l'opération, 7 ont subi une chirurgie ouverte et 11 ont été opérés par

arthroscopie. Par conséquent, la récupération de la force musculaire au niveau de la hanche a seulement été évaluée chez le sous-groupe de patients opérés par arthroscopie, étant donné que leur nombre était supérieur aux autres groupes. Malheureusement, 3 des patients opérés par arthroscopie n'ont pas participé à l'évaluation postopératoire de la force musculaire, pour des motifs n'ayant aucun lien avec le résultat de l'opération. Huit patients FAI ont donc finalement participé à cette évaluation 2 ans et demi après l'arthroscopie subie. Ce délai de 2 ans et demi a été mis en place afin que la rééducation postopératoire, même si elle était standardisée, ne pouvait pas influencer de façon significative la récupération de la force musculaire au niveau de la hanche. La force de tous les groupes musculaires de la hanche ainsi que la douleur associée, ont été évaluées de façon unilatérale en utilisant les mêmes procédures de test que celles adoptées pour l'Étude I. La récupération de la force musculaire de la hanche a été évaluée à partir de (1) l'augmentation de la force musculaire et (2) la comparaison entre les patients FAI avant et après l'opération et les sujets contrôles en bonne santé appariés (comparaison inter-sujets). Des questionnaires, remplis par les patients, ont par ailleurs été utilisés pour évaluer la douleur et la fonction de la hanche lors d'activités quotidiennes et sportives, ainsi que la satisfaction des patients par rapport l'arthroscopie subite. La fatigabilité musculaire des fléchisseurs de la hanche n'a pas été évaluée dans cette étude car aucune différence entre les patients et les sujets contrôles n'avait été mise en évidence avant l'opération.



Résumé Étude III

Récupération de la force musculaire de la hanche après arthroscopie chez des patients présentant un conflit fémoro-acétabulaire symptomatique

Objectif L'objectif de cette étude était d'évaluer de façon prospective la force musculaire de la hanche chez un groupe de patients présentant un conflit fémoro-acétabulaire (FAI) symptomatique après une arthroscopie de la hanche.

Méthode La force musculaire de la hanche a été évaluée chez 8 patients FAI (âge : 29 ± 10 ans) avant et 2 ans et demi après l'arthroscopie de la hanche, et comparée à celle d'un groupe de sujets contrôles appariés. La force de tous les groupes musculaires de la hanche a été mesurée lors de contractions isométriques maximales. Après l'arthroscopie, le ressenti de l'état de santé du patient par rapport à sa hanche a été évalué grâce à un questionnaire.

Résultats Les patients FAI faisaient état d'une augmentation de la force au niveau de tous les groupes musculaires (9 à 59%, $p < 0.05$). Après l'arthroscopie, seule la force musculaire des fléchisseurs de la hanche était réduite par rapport aux sujets contrôles (-18%, $p < 0.05$). Après l'intervention, 4 des 8 patients étaient «ni satisfaits, ni insatisfaits» par rapport à leur état de santé concernant la hanche opérée.

Conclusions Deux ans et demi après leur arthroscopie, les patients présentant un FAI symptomatique ont récupéré un niveau de force normal au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche excepté des fléchisseurs. Malgré une bonne fonction musculaire, la moitié des patients n'étaient pas entièrement satisfaits de l'état de santé de leur hanche opérée par arthroscopie.

Mots-clés Conflit fémoro-acétabulaire, force musculaire, hanche, arthroscopie.

Manuscrit Étude III

Hip muscle strength recovery after hip arthroscopy in a series of patients with symptomatic femoroacetabular impingement

Hip Int (in press)

Nicola C Casartelli^{1,2}, Nicola A Maffiuletti¹, Julia F Item-Glatthorn¹,
Franco M Impellizzeri¹, Michael Leunig³

¹*Neuromuscular Research Laboratory, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland*

²*INSERM U1093 - Cognition, Action and Sensory Plasticity, University of Burgundy, Dijon, France*

³*Hip Service, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland*

Abstract

Objective Aim of the study was to prospectively evaluate hip muscle strength of a series of patients with symptomatic FAI after hip arthroscopy.

Methods Hip muscle strength of 8 patients (age: 29 ± 10 years) was evaluated preoperatively and 2.5 years after hip arthroscopy, and was compared to 8 matched controls. Maximal voluntary contraction (MVC) strength was measured for all hip muscle groups. At follow-up, we used the symptom-specific well-being outcome to assess the acceptability of the health state related to the hip.

Results Patients showed MVC strength increases for all hip muscles (9 to 59%, $p < 0.05$). At follow-up, only hip flexor MVC strength was lower for patients than controls (-18%, $p < 0.05$). At follow-up, 4 patients (out of 8) were "neither satisfied nor dissatisfied" with the health state of the operated hip.

Conclusions Patients with symptomatic FAI recovered their hip muscle strength to normal levels 2.5 years after hip arthroscopy, except for hip flexors. Although all patients showed good hip muscle strength at follow-up, half of them were not completely satisfied with their health state related to the hip.

Keywords Femoroacetabular impingement; muscle strength; hip; arthroscopy.

Introduction

Femoroacetabular impingement (FAI) is a pathomechanical process that may cause hip pain and functional disability in young and active adults¹. Indeed, patients with symptomatic FAI show altered kinematics of the symptomatic hip during the execution of daily activities (e.g., level walking, stepping-down) (Austin *et al.* 2008; Kennedy *et al.* 2009) and sport activities (e.g., jumping, running) (Austin *et al.* 2008). In addition, they also present with considerable deficits in hip muscle strength (Casartelli *et al.* 2011; Casartelli *et al.* 2012), also known as muscle weakness. Interestingly, hip muscle weakness has been supposed to underlie the observed hip kinematic alterations (Austin *et al.* 2008; Kennedy *et al.* 2009) and also to exacerbate hip pain during functional activities (Casartelli *et al.* 2011; Yazbek *et al.* 2011).

Hip arthroscopy has become a promising surgical procedure to address FAI (Kelly *et al.* 2003). Compared with open surgery, some surgeons advocate that hip arthroscopy has the advantage to spare the soft tissues, shorten the rehabilitation period and accelerate the return to sport (Byrd and Jones 2011a). These advantages are of particular interest for most patients with FAI, who usually have high expectations to return to their athletic activities soon after surgery (Mannion *et al.* 2013). Hip arthroscopy has been shown to reduce hip pain and improve function at follow-ups of 2 years or longer in patients with symptomatic FAI (Byrd and Jones 2011b). It has also been demonstrated that hip arthroscopy is effective in improving hip kinematics of FAI patients during level walking at one-year follow-up (Rylander *et al.* 2011). In addition, considerable improvements in muscle strength for all hip muscle groups were reported in a professional American football player with symptomatic FAI only 2 months after hip arthroscopy (Philippon *et al.* 2009). The recovery of muscle strength to normal levels is one of the clinical criteria that patients have to achieve to progress to more intense physical activities (Enseki *et al.* 2010).

As restoration of hip muscle strength after hip arthroscopy is of great relevance in this cohort of young and active patients, aim of this study was to prospectively evaluate hip muscle strength in a series of patients with symptomatic FAI 2.5 years after hip arthroscopy and to compare it with a group of healthy controls.

Methods

Study design and subjects

Hip muscle strength of the patients with symptomatic FAI was prospectively evaluated during 2 test sessions that took place 21 ± 24 days before and 2.5 ± 0.2 years after hip arthroscopy. This time of evaluation after hip arthroscopy was selected to avoid the potential confounding

affect of postoperative physical therapy regimens on hip muscle strength outcomes. Hip muscle strength of controls was evaluated only once and compared to pre- and postoperative muscle strength of patients. At follow-up, patients were asked to fill out a set of questionnaires enquiring about hip pain and function, and health state acceptability related to the hip.

Hip muscle strength of 22 patients with symptomatic FAI was evaluated in a previous study before they underwent any surgical intervention, and compared to 22 healthy matched controls (Casartelli *et al.* 2011). Of these patients, 5 decided not to be operated, 6 underwent hip surgical dislocation, and 11 underwent hip arthroscopy to treat FAI. Three patients operated with hip arthroscopy declined to return for postoperative hip muscle strength assessment due to reasons not related to surgery outcomes. Accordingly, 8 patients and their respective healthy controls were included in the present study. The 2 groups were matched for gender (5 women), age [FAI: 29 ± 10 years vs. controls: 27 ± 7 years, $p > 0.05$; mean \pm SD], body mass [FAI: 68 ± 14 kg vs. controls: 67 ± 10 kg, $p > 0.05$] and height [FAI: 175 ± 6 cm vs. controls: 173 ± 9 cm, $p > 0.05$]. All patients had FAI diagnosed by the same senior surgeon based on patient history, physical examination, radiographic and magnetic resonance imaging. Individual characteristics and diagnoses are itemized in Table I. All patients were participating in recreational sport activities before the onset of symptoms (2.8 ± 2.1 years before surgery). All patients underwent hip arthroscopy with an indication of hip pain and FAI diagnosis. Arthroscopies were performed with the patient in the supine position. The specific procedures, which were performed by the same senior surgeon, are itemized for each patient in Table I. After surgery, all patients underwent supervised physical therapy in our institution. Patients had on average 24 physical therapy sessions of 45 minutes. Control subjects were asymptomatic, had no history of hip pain, and were all participating in recreational sport activities. For both groups, subjects presenting any disorder to the lower extremities (excepting hip impingement in the FAI group) that would have negatively influenced muscle strength evaluation were not included in the study. The study was conducted according to the Helsinki Declaration and the protocol was approved by the local Ethics Committee. All the subjects signed a written informed consent before participating in the study.

Table I. Patient characteristics, FAI-associated pathology and treatment

| Patient number | Gender | Sport activity | FAI type | Structural and ligamentous abnormalities | Pathologies | Arthroscopic procedures |
|----------------|--------|----------------|-------------------|---|--|--|
| 1 | F | Dancing | Cam | Lack of anterior femoral offset, capsular laxity | Labral tear, cartilage defect (femur), capsular synovitis, adhesive capsulitis | Labral stabilization, femoral neck osteoplasty, synovectomy |
| 2 | F | Martial arts | Combined (Pincer) | Acetabular retroversion, lack of anterior femoral offset, capsular laxity | Labral tear, capsular synovitis, adhesive capsulitis | Labral stabilization, acetabular rim trimming, femoral neck osteoplasty, synovectomy |
| 3 | F | Snowboarding | Combined (Pincer) | Coxa profunda, lack of anterior femoral offset, capsular laxity | Labral tear, capsular synovitis, adhesive capsulitis | Labral stabilization, femoral neck osteoplasty |
| 4 | F | Jogging | Combined (Cam) | Lack of anterior offset, acetabular retroversion, capsular laxity | Labral tear, capsular synovitis | Labral stabilization, femoral neck osteoplasty |
| 5 | F | Fitness | Combined (Pincer) | Acetabular retroversion, lack of anterior femoral offset, capsular laxity | Labral tear, capsular synovitis, cartilage defect (acetabulum) | Labral stabilization, acetabular rim trimming, femoral neck osteoplasty |
| 6 | M | Floorball | Combined (Cam) | Lack of anterior femoral offset, coxa profunda | Labral tear, cartilage defects (acetabulum) | Labral stabilization, femoral neck osteoplasty, cartilage debridement, microfracturing |

| | | | | | | |
|---|---|------------|----------------|--|---|--|
| 7 | M | Soccer | Combined (Cam) | Lack of anterior femoral offset, coxa profunda | Labral tear, capsular synovitis, adhesive capsulitis | Labral stabilization, femoral neck osteoplasty |
| 8 | M | Ice hockey | Pincer | Acetabular retroversion | Labral tear, cartilage defects (femur and acetabulum), capsular synovitis | Labral stabilization |

FAI, femoroacetabular impingement; F, female; M, male.

Hip muscle strength

Isometric maximal voluntary contraction (MVC) strength of the hip abductor, adductor, internal rotator, external rotator, flexor and extensor muscles was measured unilaterally (Casartelli *et al.* 2011). For patients, the symptomatic (patient with unilateral FAI) or the most symptomatic (patients with bilateral FAI) hip was tested, while controls had the respective hip evaluated, according to lower limb dominance (kicking limb). For practical reasons, hip abductors, adductors, internal rotators and external rotators were randomly tested first (restricted randomization, random number table). Subsequently, hip flexors and extensors were assessed in a randomized order. The same testing order was used for patients in the 2 test sessions. All strength assessments were performed by the same experienced tester. Hip abductor, adductor, internal rotator and external rotator MVC strength was evaluated with hand-held dynamometry (Nicholas Manual Muscle Tester, Lafayette Inc., Lafayette, IN, USA) (Casartelli *et al.* 2011), while hip flexor and extensor MVC strength was assessed using an isokinetic dynamometer (Biodex System 2, Biodex Medical Systems, New York, USA). Muscle strength assessment positions have been described in detail in a previous study (Casartelli *et al.* 2011). For each muscle group, subjects completed two submaximal familiarization trials followed by 3-4 MVC trials (no more than 10% of difference between the two highest MVC was tolerated), during which they were asked to perform maximal efforts for 3-4 s. The rest interval between trials was 60 s. The main strength outcome was MVC torque normalized to body mass (Maffiuletti 2010). For each muscle group, only the highest MVC value was retained. After each MVC trial, both patients and controls were asked to quantify hip pain by placing a vertical mark on a 100-mm horizontal line, known as the visual analogue scale (VAS) (Huskisson 1974). The line ranges from 0 (no pain at all) to 100 (not endurable pain). For each muscle group, the mean pain score was retained.

Questionnaires

The Hip Outcome Score (HOS) was used to evaluate hip pain and function during daily and sport activities (Naal *et al.* 2011a). Two independent scores were obtained: one for activities of daily living (ADL: 19 items, 17 scored) and one for sport activities (sport: 9 items, 9 scored). The scores range from 0 to 100, where 100 represents the best possible score.

The symptom-specific well-being outcome was used to assess the acceptability of the current health state related to the hip (Impellizzeri *et al.* 2012). It consists of one question (“If you had to spend the rest of your life with the symptoms you have now, how would you feel about it?”) and five response options (“very satisfied”, “somewhat satisfied”, “neither satisfied nor dissatisfied”, “somewhat dissatisfied”, “very dissatisfied”).

In addition, patients were asked about the changes that occurred as a result of hip arthroscopy in relation to hip pain and the ability to do sport by means of one question (“What

changes in the following items have occurred as a result of the operation?") and five response options ("much better", "better", "somewhat better", "unchanged" and "worse") (Mannion *et al.* 2013).

Statistics

Normal distribution of the data was assessed using Shapiro-Wilk tests. In case of normal distribution (muscle strength, HOS), data were presented as means \pm SD and between- and within-group differences were investigated with paired *t*-tests. In case of non-normal distribution (hip pain during MVC trials), data were presented as medians and interquartile ranges and between- and within-group differences were investigated with Wilcoxon signed-rank tests. Percentage differences in MVC strength between patients and controls were calculated as $(100 \times (\text{MVC strength of FAI} - \text{MVC strength of controls}) / \text{MVC strength of controls})$, while pre- to postoperative MVC strength changes were calculated as $(100 \times (\text{postoperative MVC strength of FAI} - \text{preoperative MVC strength of FAI}) / \text{preoperative MVC strength of FAI})$. Statistical analyses were performed with SigmaPlot 11.0 software (Systat Software Inc., San Jose, CA, USA). The significance level was set at $p < 0.05$.

Results

Hip muscle strength and hip pain during MVC trials are presented in Fig. 1-3. Preoperatively, patients with FAI had lower strength than controls for hip flexors (-34%, $p < 0.01$) and hip adductors (-31%, $p < 0.05$). All hip muscle groups showed significant strength increases (hip adductors: 25%, $p < 0.05$; hip abductors: 9%, $p < 0.05$; hip internal rotators: 59%, $p < 0.001$; hip external rotators: 37%, $p < 0.001$; hip flexors: 23%, $p < 0.05$; hip extensors: 43%, $p < 0.01$) from pre- to postoperative assessments. At follow-up, only hip flexor strength was significantly lower in patients than in controls (-18%, $p < 0.05$).

Preoperatively, median hip pain scores reported by patients during MVC trials ranged between 2 and 14 mm. Hip pain scores significantly decreased during hip abductor, hip internal rotator, hip external rotator and hip flexor muscle strength assessments postoperatively compared to preoperatively ($p < 0.05$). At follow-up, patients reported no hip pain during MVC trials.

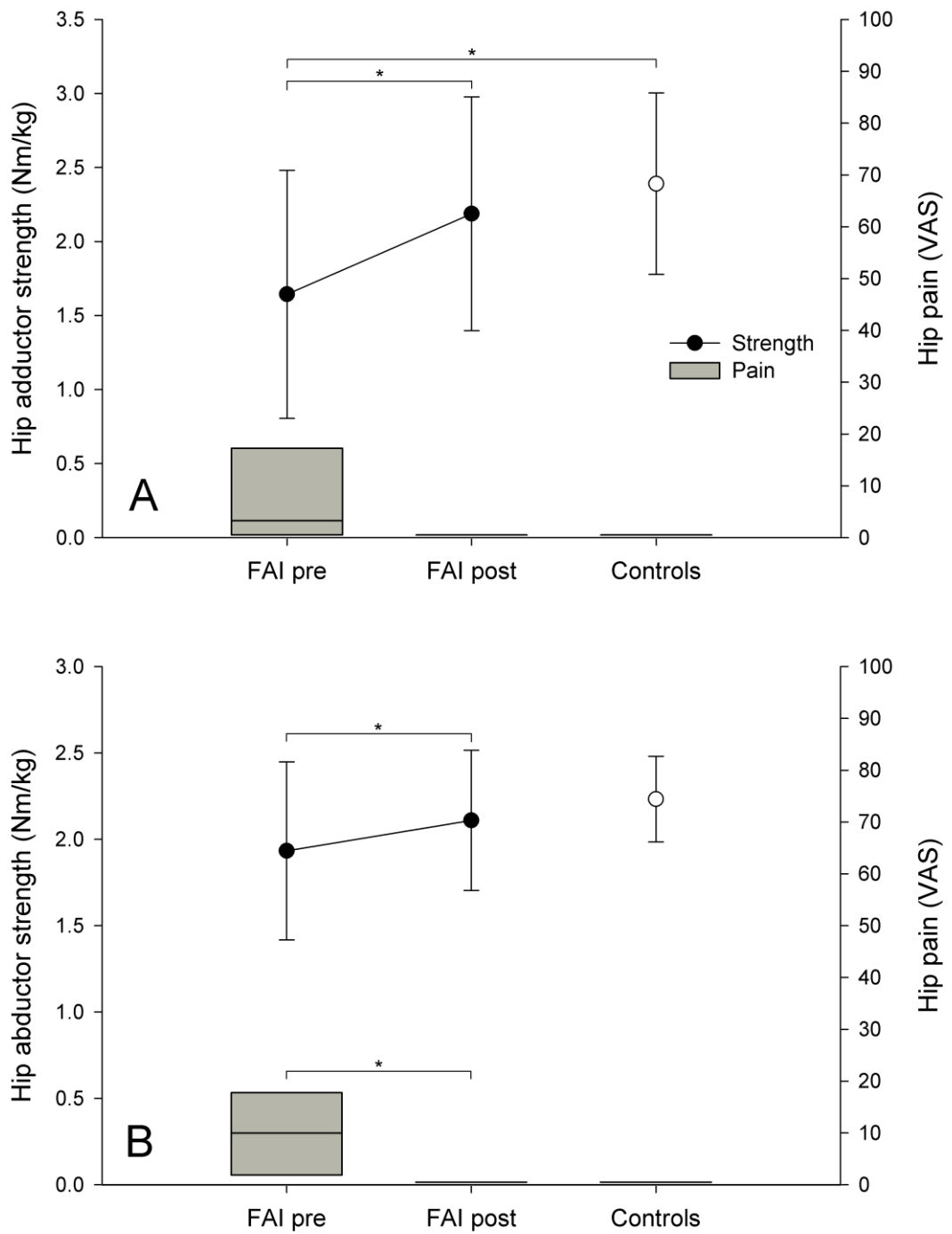


Figure 1. Hip adductor (A) and abductor (B) muscle strength (circles) and concomitant hip pain (box plots) in FAI patients before and 2.5 years after hip arthroscopy and in healthy controls. Circles and error bars represent means and standard deviations. The lower margins of the boxes represent the 25th percentiles, the lines in the middle of the boxes the medians and the upper margins the 75th percentiles. * indicates differences at $p < 0.05$.

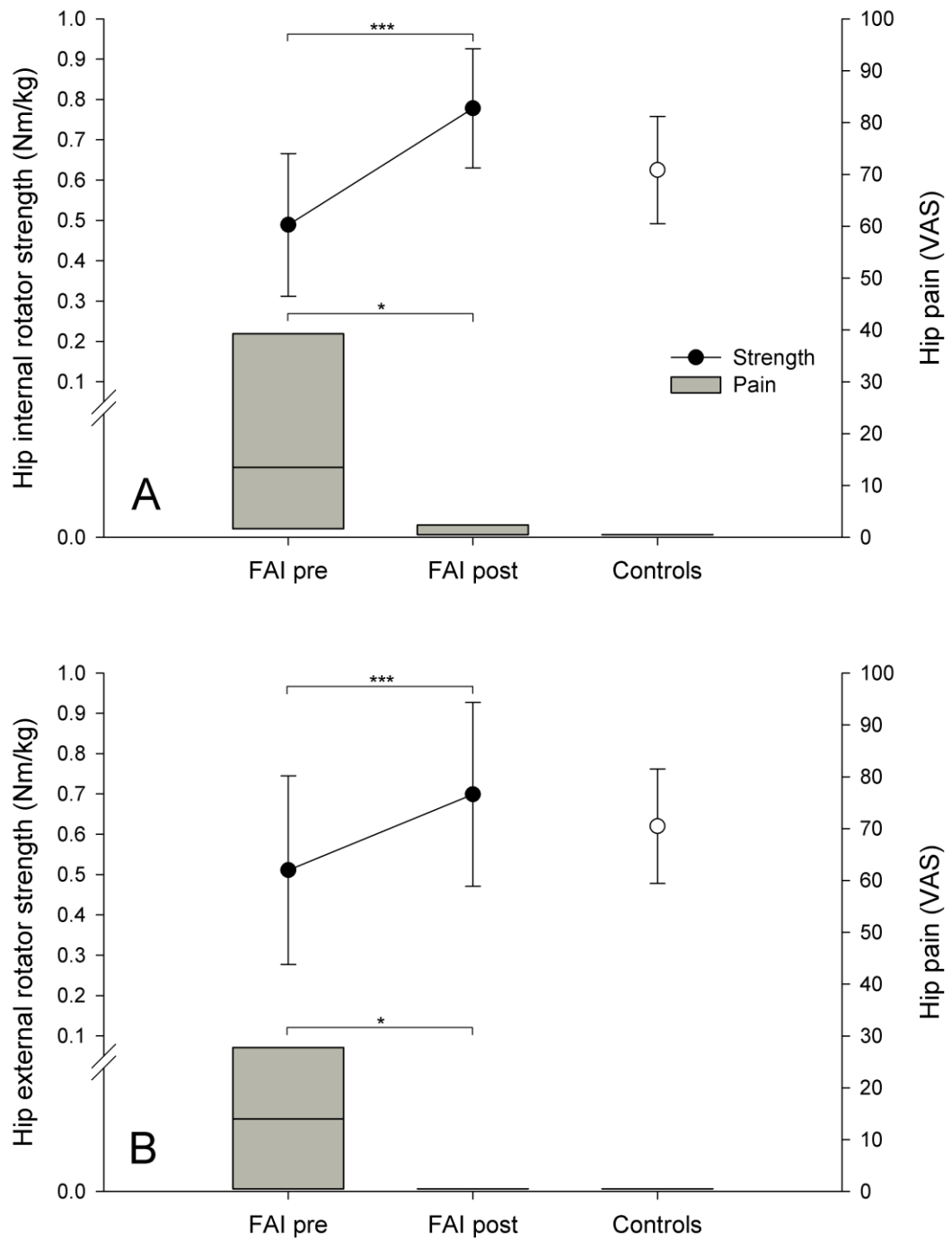


Figure 2. Hip internal rotator (A) and external rotator (B) muscle strength (circles) and concomitant hip pain (box plots) in FAI patients before and 2.5 years after hip arthroscopy and in healthy controls. Circles and error bars represent means and standard deviations. The lower margins of the boxes represent the 25th percentiles, the lines in the middle of the boxes the medians and the upper margins the 75th percentiles. * and *** indicate differences at $p < 0.05$ and $p < 0.001$, respectively.

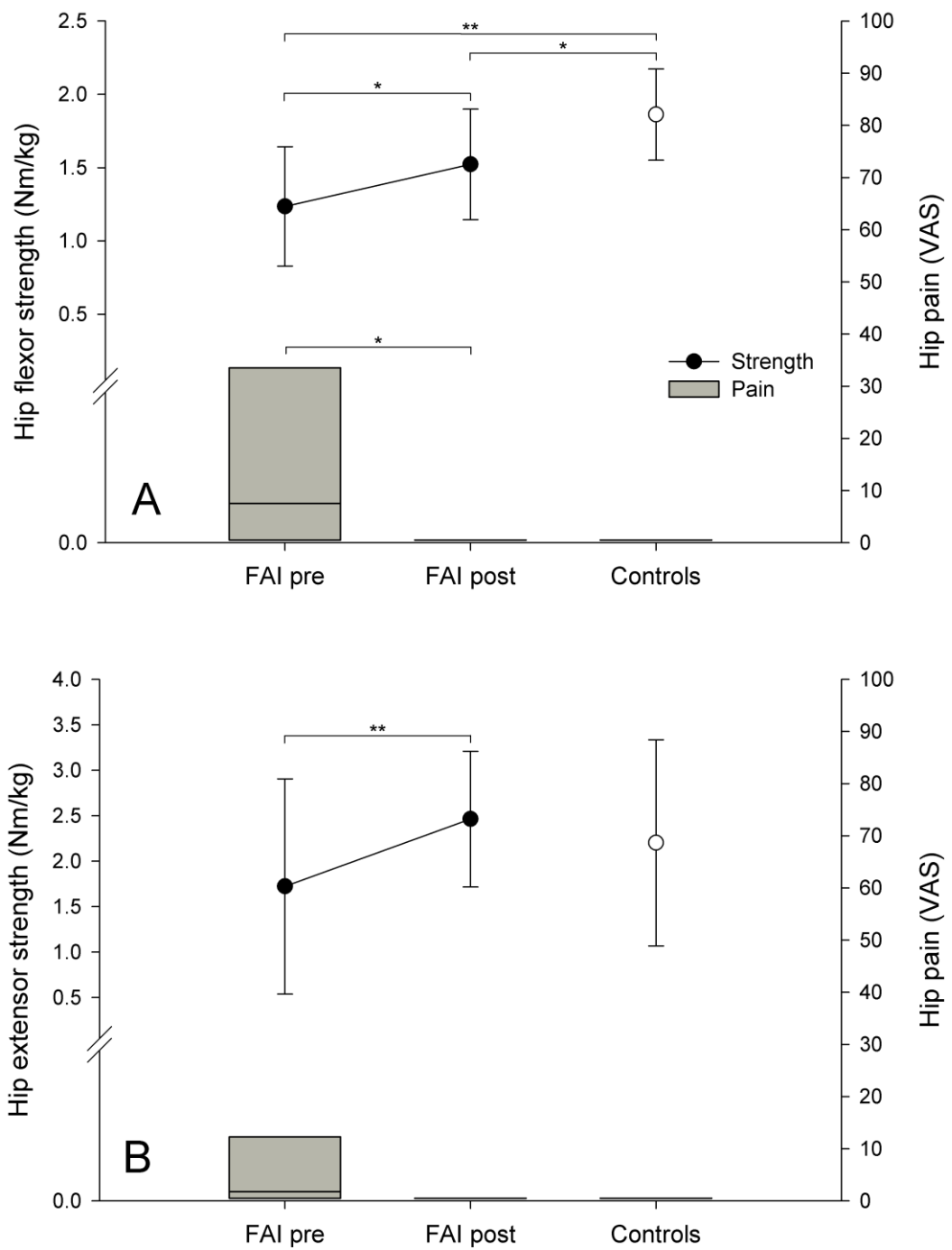


Figure 3. Hip flexor (A) and extensor (B) muscle strength (circles) and concomitant hip pain (box plots) in FAI patients before and 2.5 years after hip arthroscopy and in healthy controls. Circles and error bars represent means and standard deviations. The lower margins of the boxes represent the 25th percentiles, the lines in the middle of the boxes the medians and the upper margins the 75th percentiles. * and ** indicate differences at $p < 0.05$ and $p < 0.01$, respectively.

Postoperatively, patients had HOS ADL scores of 92 (range: 89 to 100) and HOS sport scores of 82 (range: 53 to 100). One patient (out of 8) was “very satisfied” with the current health state related to the hip at follow-up, 3 patients were “somewhat satisfied” and 4 patients were “neither satisfied nor dissatisfied”. Hip pain decreased to some extent from pre- to postoperative conditions for the totality of the patients, while not all the patients improved their ability to do sport (Table II).

Table II. Changes in hip pain and ability to do sport 2.5 years after hip arthroscopy compared with preoperatively

| | Much better | Better | Somewhat better | Unchanged | Worse |
|----------------------------|-------------|----------|-----------------|-----------|----------|
| | <i>N</i> | <i>N</i> | <i>N</i> | <i>N</i> | <i>N</i> |
| Hip pain | 2/8 | 5/8 | 1/8 | 0 | 0 |
| Ability to do sport | 1/8 | 4/8 | 1/8 | 1/8 | 1/8 |

Discussion

As patients with symptomatic FAI present with hip muscle weakness (Casartelli *et al.* 2011), the restoration of hip muscle strength after hip arthroscopy is a major concern in this cohort of young patients with high physical demands. To our knowledge, this was however the first study that evaluated hip muscle strength recovery after hip arthroscopy with more than 2 years follow-up.

A limitation of the present study is the small size of our convenience sample. Accordingly, statistical tests used to evaluate within- and between-group differences were mainly underpowered (power < 0.80), which reduced the probability to detect a difference when it actually existed (Cohen 1992). However, the low statistical power did not hide the significant increase in strength for all hip muscle groups from pre- to postoperatively as well as the persistent hip flexor weakness at follow-up, which are the most important findings of the present study. Further studies are required to confirm these results in a larger group of FAI patients.

The extent of muscle weakness that we observed preoperatively is comparable to the one reported in our previous study (Casartelli *et al.* 2011), and confirms that hip flexors and hip adductors are the most impaired muscle groups in patients with symptomatic FAI. The postoperative increase in muscle strength observed in the current study is smaller compared to that reported in the case study of Philippon *et al.* (2009). They found an improvement in muscle strength that varied from 23% to 89% between the different hip muscle groups in a

professional American football player 2 months after hip arthroscopy, while we observed improvements ranging from 9% to 59% in 8 recreational athletes 2.5 years after hip arthroscopy. The larger improvements in hip muscle strength recovery found by Philippon *et al.* (2009) are likely due to the proximity of strength evaluation to physical therapy and/or the more intensive physical therapy regime undertaken by professional compared to recreational athletes (Bizzini *et al.* 2007). The persistent weakness of hip flexors at follow-up may be due to the patient inability and/or therapist caution in strengthening these muscles (Enseki *et al.* 2010; Edelstein *et al.* 2012). Following hip arthroscopy, patients can have difficulty activating the iliopsoas muscle, which is a major hip flexor. Secondary hip flexors (e.g., rectus femoris, tensor fasciae latae) are thus often overused due to their compensatory role (Edelstein *et al.* 2012). Although postoperative hip flexor tendinitis was not controlled in our series of patients, its occurrence could have delayed hip flexor recovery (Enseki *et al.* 2010). In addition, careful hip flexor strengthening as a precaution taken by therapists to prevent tendinitis may also explain persistent hip flexor muscle weakness at follow-up.

Our series of FAI patients reported good-to-excellent hip pain and function, as recorded by mean HOS ADL and sport scores of 92 and 82, respectively. These results are comparable with those reported in previous studies (Nho *et al.* 2011; Philippon *et al.* 2012). However, half of the patients were not completely satisfied with the health state of the operated hip if they had to spend the rest of their lives with the current symptoms. Interestingly, similar results were found by Ng *et al.* (2010), who reported dissatisfaction rates ranging from 0% to 31% in patients after surgery to address FAI. The postoperative dissatisfaction of some patients is likely due to their overly high preoperative expectations. In this group of young and active patients, expectations for hip pain reduction and return to sport were found to be related to the global treatment outcome (Mannion *et al.* 2013). At follow-up, all of our patients had a reduction of hip pain while not all them improved their ability to do sport (Table II). We postulate that the intra-operative amount and location of labral resection as well as the presence of preoperative cartilage defects both represent factors that may influence the return to sport and the satisfaction of FAI patients after hip arthroscopy (Ng *et al.* 2010).

In conclusion, patients with symptomatic FAI recovered their hip muscle strength to normal levels 2.5 years after hip arthroscopy, except for hip flexors. Despite good recovery of hip muscle strength and good-to-excellent clinical outcomes at follow-up, half of our patients were not completely satisfied with their postoperative health state related to the hip.

References

- Austin AB, Souza RB, Meyer JL, Powers CM.** Identification of abnormal hip motion associated with acetabular labral pathology. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38:558-65.
- Bizzini M, Nötzli HP, Maffiuletti NA.** Femoroacetabular impingement in professional ice hockey players: a case series of 5 athletes after open surgical decompression of the hip. *Am J Sports Med* 2007;35:1955-59.
- Byrd JW, Jones KS.** Arthroscopic management of femoroacetabular impingement in athletes. *Am J Sports Med* 2011a;39:7S-13S.
- Byrd JW, Jones KS.** Arthroscopic management of femoroacetabular impingement: minimum 2-year follow-up. *Arthroscopy* 2011b;27:1379-88.
- Casartelli NC, Leunig M, Item-Glatthorn JF, Lepers R, Maffiuletti NA.** Hip flexor muscle fatigue in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Int Orthop* 2012;36:967-73.
- Casartelli NC, Maffiuletti NA, Item-Glatthorn JF, Staehli S, Bizzini M, Impellizzeri FM, Leunig M.** Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage* 2011;19:816-21.
- Cohen J.** A power primer. *Psychol Bull* 1992;112:155-9.
- Edelstein J, Ranawat A, Enseki KR, Yun RJ, Draovitch P.** Post-operative guidelines following hip arthroscopy. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2012;5:15-23.
- Enseki KR, Martin R, Kelly BT.** Rehabilitation after arthroscopic decompression for femoroacetabular impingement. *Clin Sports Med* 2010;29:247-55.
- Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA.** Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2003;417:112-20.
- Huskisson EC.** Measurement of pain. *Lancet* 1974;2:1127-31.
- Impellizzeri FM, Mannion AF, Naal FD, Hersche O, Leunig M.** The early outcome of surgical treatment for femoroacetabular impingement: success depends on how you measure it. *Osteoarthritis Cartilage* 2012;20:638-45.
- Kelly BT, Williams RJ, 3rd, Philippon MJ.** Hip arthroscopy: current indications, treatment options, and management issues. *Am J Sports Med* 2003;31:1020-37.
- Kennedy MJ, Lamontagne M, Beaulé PE.** Femoroacetabular impingement alters hip and pelvic biomechanics during gait: walking biomechanics of FAI. *Gait Posture* 2009;30:41-4.
- Maffiuletti NA.** Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:220-9.
- Mannion AF, Impellizzeri FM, Naal FD, Leunig M.** Fulfilment of patient-rated expectations predicts the outcome of surgery for femoroacetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage* 2013;21:44-50.
- Naal FD, Impellizzeri FM, Miozzari HH, Mannion AF, Leunig M.** The German Hip Outcome Score: validation in patients undergoing surgical treatment for femoroacetabular impingement. *Arthroscopy* 2011;27:339-45.
- Ng VY, Arora N, Best TM, Pan X, Ellis TJ.** Efficacy of surgery for femoroacetabular impingement: a systematic review. *Am J Sports Med* 2010;38:2337-45.
- Nho SJ, Magennis EM, Singh CK, Kelly BT.** Outcomes after the arthroscopic treatment of femoroacetabular impingement in a mixed group of high-level athletes. *Am J Sports Med* 2011;39:14S-19S.

Philippon MJ, Christensen JC, Wahoff MS. Rehabilitation after arthroscopic repair of intra-articular disorders of the hip in a professional football athlete. *J Sport Rehabil* 2009;18:118-34.

Philippon MJ, Ejnisman L, Ellis HB, Briggs KK. Outcomes 2 to 5 years following hip arthroscopy for femoroacetabular impingement in the patient aged 11 to 16 years. *Arthroscopy* 2012;28:1255-61.

Rylander JH, Shu B, Andriacchi TP, Safran MR. Preoperative and postoperative sagittal plane hip kinematics in patients with femoroacetabular impingement during level walking. *Am J Sports Med* 2011;39:36S-42S.

Yazbek PM, Ovanessian V, Martin RL, Fukuda TY. Nonsurgical treatment of acetabular labrum tears: a case series. *J Orthop Sports Phys Ther* 2011;41:346-53.

Conclusions

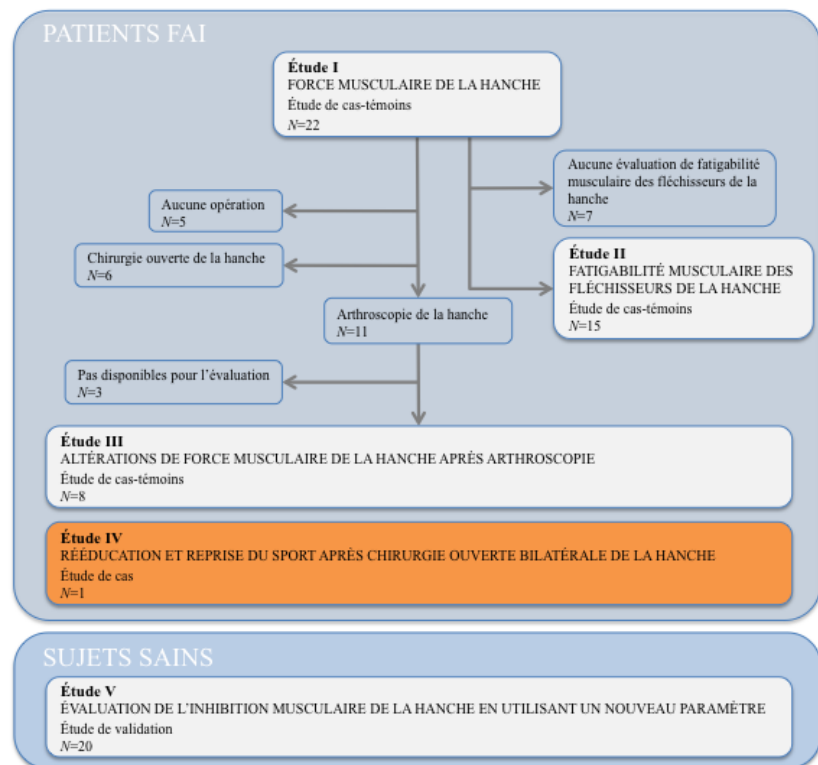
L'Étude III a montré que les patients FAI présentaient, deux ans et demi après l'arthroscopie et comparé à l'état préopératoire, une augmentation de la force musculaire de l'ordre de 9% à 59% au niveau de tous les groupes musculaires. Toutefois, ces patients faisaient également encore état d'un déficit de force des fléchisseurs de la hanche après l'intervention (18%). Bien que les patients FAI rapportent de bons résultats concernant la douleur et la fonction de la hanche après l'arthroscopie, ils ne sont pas tous complètement satisfaits de l'état de santé de la hanche opérée.

3.3 ÉTUDE IV

Introduction

L'Étude IV décrit le cas d'un joueur professionnel de hockey sur glace, opéré aux deux hanches en chirurgie ouverte pour traiter un FAI symptomatique bilatéral. La particularité de cette étude de cas est que (1) l'athlète a été opéré aux deux hanches à un intervalle de 6

semaines, (2) le protocole détaillé de la rééducation après cette intervention d'un sportif de haut niveau est décrit, (3) l'occurrence et les conséquences postopératoires de la déhiscence de la bandelette ilio-tibiale ont été rapportées. La force des muscles de la hanche a fait l'objet d'un suivi bilatéral (comparaison intra-sujet) tout au long des points critiques de la rééducation et du retour à la compétition. Les mêmes procédures de test utilisées lors des Études I & III, ont été adoptées. Des questionnaires, complétés par l'athlète, ont également été utilisés pendant la rééducation pour évaluer en particulier la douleur et la fonction de la hanche pendant les activités quotidiennes et sportives, le niveau d'activité physique, la satisfaction de l'état de santé concernant la hanche opérée.



Résumé Étude IV

Rééducation et reprise du sport d'un joueur professionnel de hockey sur glace après une intervention chirurgicale bilatérale à la hanche visant à traiter un conflit fémoro-acétabulaire bilatéral: étude de cas

Objectif L'objectif de cette étude de cas était de décrire la rééducation et la reprise du sport après une chirurgie ouverte, subie aux deux hanches, d'un joueur de hockey sur glace présentant un conflit fémoro-acétabulaire (FAI) symptomatique bilatéral.

Étude de cas Un joueur professionnel de hockey sur glace, âgé de 21 ans, présentant un FAI symptomatique bilatéral, a été opéré aux deux hanches en chirurgie ouverte dans un intervalle de 6 semaines. Après la deuxième opération (hanche droite), le joueur ressentait une douleur à la hanche droite due à la déhiscence de la bandelette ilio-tibiale, ce qui a nécessité une chirurgie de révision. L'athlète a suivi un protocole de rééducation standardisé. La force musculaire au niveau de la hanche a été régulièrement évaluée d'une façon objective pendant sa rééducation.

Résultats La déhiscence de la bandelette ilio-tibiale a empêché l'athlète d'augmenter la force musculaire des abducteurs de sa hanche ipsilatérale. Cette complication a retardé la période de rééducation d'environ 12 semaines. L'athlète a repris son entraînement sur la glace, sans contrainte, 7 mois après la première intervention chirurgicale et sa participation à la compétition 8 mois après cette même première opération.

Conclusions Cette étude de cas a démontré que la déhiscence de la bandelette ilio-tibiale, survenue après l'opération a considérablement retardé le retour au sport de ce joueur professionnel de hockey sur glace. Une rééducation standardisée après chirurgie ouverte bilatérale a toutefois permis à ce sportif professionnel de reprendre avec succès l'entraînement et la compétition après le traitement de son FAI bilatéral.

Mots-clés Conflit fémoro-acétabulaire, chirurgie ouverte, force musculaire de la hanche, rééducation.

Manuscrit Étude IV

Rehabilitation and return to sport after bilateral open surgery for femoroacetabular impingement in a professional ice hockey player: a case report

Phys Ther Sport (under review)

Nicola C Casartelli^{1,2}, Mario Bizzini¹, Nicola A Maffioletti¹, Romuald Lepers², Michael Leunig³

¹*Neuromuscular Research Laboratory, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland*

²*INSERM U1093 - Cognition, Action and Sensory Plasticity, University of Burgundy, Dijon, France*

³*Hip Service, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland*

Abstract

Study design Case report.

Background The aim of this case report was to describe the rehabilitation and return to sport of a professional ice hockey player with symptomatic femoroacetabular impingement (FAI) after bilateral hip open surgery.

Case description A 21-year-old professional ice hockey player with symptomatic FAI underwent bilateral surgical hip dislocations within a 6-week time period. After the second surgery (right hip), he experienced right hip pain due to iliotibial band dehiscence, which required additional revision surgery. The athlete underwent a standardized rehabilitation protocol. Hip muscle strength was objectively assessed during rehabilitation.

Outcomes Iliotibial band dehiscence did not allow the athlete to increase ipsilateral hip abductor strength. This prolonged the rehabilitation period of about 12 weeks. The athlete returned to training on the ice without physical contact 7 months after the first hip surgery and had his first competitive game 8 months after the first hip surgery.

Discussion This case report showed that iliotibial band dehiscence occurred after hip open surgery and delayed the return to sport of this professional ice hockey player. Standardized rehabilitation following bilateral hip open surgery was however successful for the return to sport of this professional ice hockey player with bilateral symptomatic FAI.

Keywords Femoroacetabular impingement, open surgery, hip muscle strength, rehabilitation.

Background

Femoroacetabular impingement (FAI) has become a commonly reported cause for overuse injury in ice hockey players (Philippon *et al.* 2010; Stull *et al.* 2011). Indeed, it seems that the biomechanics of skating places the hip in some at-risk positions (e.g., hip flexion and internal rotation at the end of the recovery phase or hip abduction and external rotation during the push-off phase of the hockey stride) (Stull *et al.* 2011). These hip positions - mainly in combination with the presence of bony hip abnormalities - can favor contacts between the femoral head-neck and the acetabulum. Over time, these repetitive and vigorous contacts may lead to chondrolabral injuries within the hip joint and in turn to pain that can eventually impair the performance on the ice.

Open hip surgical dislocation was the first technique described for managing symptomatic FAI (Ganz *et al.* 2011). More recently, arthroscopic procedures have significantly improved to the point that their postoperative clinical outcomes are nowadays comparable to those reported for open procedures (Papalia *et al.* 2012). Nevertheless, hip open surgery provide the unique advantage of allowing a better access to some lesions and bony deformities that can be particularly difficult to treat arthroscopically (Hellman *et al.* 2013; Naal *et al.* 2011b). Thus, open procedures are nowadays still frequently used to treat symptomatic FAI in young adults (Bedi and Kelly 2013; Naal *et al.* 2012; Zingg *et al.* 2013) as well as in professional athletes (Naal *et al.* 2011b; Bizzini *et al.* 2007). Hip open surgery is however claimed to result in a higher incidence of postoperative complications (Botser *et al.* 2011) and longer rehabilitation compared to arthroscopy (Zingg *et al.* 2013) that could potentially delay the return to sport of athletes (Gaskill and Philippon 2012). Both of these issues are usually related to the trochanteric osteotomy or to other surgery-related factors. Indeed, dehiscence of the iliotibial band (IT), which is incised during surgery to access the hip joint capsule (Ganz *et al.* 2001), has been reported to sometimes occur after hip surgical dislocation (Naal *et al.* 2012). Furthermore, to facilitate the complete healing of the trochanteric osteotomy, surgical hip dislocation requires the patient to walk longer with partial weight bearing compared to hip arthroscopy (Gaskill and Philippon 2012). In addition, some patients need both hips to be surgically treated due to the bilateral occurrence of symptomatic FAI (Naal *et al.* 2011b; Naal *et al.* 2012; Bizzini *et al.* 2007). The reduction of time within consecutive hip open procedures is of particular concern for professional athletes who require to shorten the overall rehabilitation period and to accelerate the return to sport.

Therefore, the aim of this case report was to describe the rehabilitation and return to sport of a professional ice hockey player after bilateral hip open surgical dislocations for treating symptomatic FAI, and after the occurrence of a minor postoperative complication (i.e., unilateral IT band dehiscence).

Case description

Clinical history

The patient was a 21-year-old professional ice hockey player in the second Swiss national league. The player's position was forward (wing). On January 16, 2012 he had the first consultation with the surgeon because of bilateral hip pain, which persisted since about one year. The symptoms mainly occurred after ice hockey training sessions and matches. On physical examination, the athlete demonstrated bilaterally reduced hip range of motion (ROM) (0° internal rotation and 95° flexion) and positive flexion-adduction-internal rotation (FADIR) test (Tijssen *et al.* 2012), with the left hip being overall more painful than the right hip. In contrast, the flexion-abduction-external rotation (FABER) test was bilaterally negative (Tijssen *et al.* 2012). On anterior-posterior radiographs, the athlete presented with reduced femoral offset laterally and an acetabular rim fracture (i.e., os acetabula) for both hips. On magnetic resonance images, the athlete had bilateral labral tears close to the os acetabula, between 9:00 and 11:00 at the left hip, and between 1:00 and 3:00 at the right hip. The athlete had normal femoral and acetabular version. Bilateral cartilage damages were suspected. Accordingly, the athlete had a diagnosis of bilateral symptomatic combined (cam prevalent) FAI.

Due to the suspicion of cartilage damages and the laterally localized cam deformity, the hip surgeon choose in agreement with the team medical doctor and the athlete to undergo hip surgical dislocation over hip arthroscopy. In addition, since both hips were symptomatic and since there was the necessity to shorten the recovery period and accelerate the return to sport of the athlete, it was decided to surgically treat both hips within a 6-week time period. The left hip was first operated on March 20, 2012 and the right hip on May 3, 2012 (Figure 1). Surgeries were performed by the same surgeon using the same open surgical procedure. Briefly, the athlete was operated in a lateral decubitus position. The technique of surgical dislocation first described by Ganz *et al.* (2001) was used. Stepped trochanteric osteotomy was performed before dissecting the interval between the piriformis and gluteus minimus muscles. After transection of the ligamentum teres to dislocate the femoral head, the labrum was detached from the acetabular rim and the rim fracture fragment removed. The labrum was refixed with 3 (left) and 2 (right) anchors (Mitek G2, DePuy Inc., Warsaw, IN, USA) and stabilized. Femoral neck osteoplasty was then performed to improve the femoral offset. The trochanter was refixed using two 4.5-mm trochanteric screws.

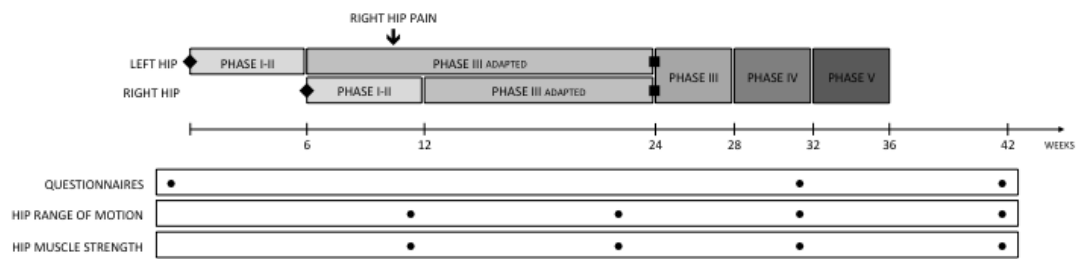


Figure 1. Time schedule for surgeries, rehabilitation phases, self-reported questionnaires, hip range of motion and muscle strength evaluations. The rhombuses represent hip open surgeries, while the squares represent revision surgeries. The circles show the administrations of self-reported questionnaires, and the evaluations of hip range of motion and muscle strength.

Approximately 4 weeks after right hip surgery, the athlete began to experience right hip pain. While activities of daily living were pain free, the athlete experienced significant pain at the right trochanter (tuberculum innominatum) during ipsilateral resisted hip abduction and some discomfort during single-limb squatting. Based on dynamic ultrasound examination performed by a rheumatologist, the head of the right caudal screw slightly protruded from the right trochanter and was painful to palpation. An IT band irritation due to the protruding screw or even a IT band dehiscence was suspected. On August 28, 2013 the athlete underwent outpatient surgery with local anesthesia to bilaterally remove the screws. On the right hip, partial dehiscence of the IT band was ascertained. After bilateral screw removals, the IT bands were sutured. The study protocol was approved by the local ethics committee. The athlete was informed and provided consent that data concerning the case would have been submitted for publication.

Rehabilitation

The athlete underwent a standard physical therapy protocol routinely used for professional athletes after hip surgical dislocation for treating symptomatic FAI as outlined by Bizzini *et al.* (2007). The rehabilitation protocol consisted of five different phases as reported in Table I. Specific objectives were defined for each single phase, which range from the healing of the trochanteric osteotomy, labrum, and soft tissue in Phase I to the participation in professional ice hockey games in Phase V. The rehabilitation exercises were selected in order to progressively improve specific functional aspects of the lower limbs (i.e., gait ability, ROM, neuromuscular control, muscle strength), and specifically of the hip joint (Figure 2). In the first phases (Phase I-III), the main focus of rehabilitation was to progressively regain walking ability, hip ROM, and improve hip and lower limb neuromuscular control. Afterwards (Phase III-V), the focus was indeed to progressively strengthen the hip, trunk and lower limb muscles and to train ice hockey-specific tasks. The exercises performed by the athlete during each

rehabilitation phase are listed in the Appendix. The transition between consecutive rehabilitation phases was allowed based on the fulfillment of the criteria defined in Table II. The criteria concerned hip pain and stiffness, and the other functional aspects already mentioned above (i.e., gait ability, ROM, neuromuscular control, muscle strength).

Since the athlete underwent bilateral hip surgeries and a postoperative minor complication occurred, the protocol had to be adapted as shown in Figure 1. The left hip adapted Phase III, which was performed by the athlete while the right hip was in rehabilitation Phases I-II, consisted of isolated exercises (e.g., hip rotator muscle strengthening with elastic band resistance), avoiding combined exercises that required the load of the right hip (e.g., squats and lunges). On the other hand, adapted Phase III for both hips because of right hip pain did not include the performance of open-chain hip abductor strengthening exercises for the right hip (e.g., side-lying hip abduction with and without elastic bands and standing hip abduction with elastic band resistance), but close-chain exercises for the lower limbs (e.g., squats, lunges), core stability exercises (e.g., lateral planks), and water exercises (i.e., deep water running).



Figure 2. Single exercises performed by the athlete for hip and trunk muscle strengthening in rehabilitation Phases IV and V. Specifically, lateral plank with dynamic variations (A), lateral crossed step-overs (B), and hip abduction on isoinertial machines (C).

Table I. Rehabilitation phases

| | Phase I “Protection phase” | Phase II “Controlled ambulation phase” | Phase III “Controlled progression phase” | Phase IV “Intensive training phase” | Phase V “Return to sport” |
|-------------------------------------|--|--|---|---|--|
| Aim | Trochanteric osteotomy, labrum and soft tissue healing | Adequate trunk, pelvis, and lower limb neuromuscular control | Improvement of trunk, pelvis, and lower limb neuromuscular control and muscle strength | Preparation to ice hockey performance | Participation in professional ice hockey games |
| Training in physical therapy | | | | | |
| <i>Gait ability</i> | . No weight bearing until 3 weeks after surgery . Partial weight bearing with crutches (10-15% body weight) | . Progression from partial weight bearing with crutches to full weight bearing without crutches | - | - | - |
| <i>ROM</i> | . Passive hip ROM | . Passive and light active hip ROM | . Passive and active hip ROM | - | - |
| <i>Neuromuscular control</i> | - | . Static sensorimotor exercises for the trunk, pelvis and lower limbs in partial and full weight bearing | . Dynamic sensorimotor exercises for the trunk, pelvis and lower limbs in full weight bearing | . Dynamic ice hockey-specific sensorimotor exercises for the trunk, pelvis and lower limbs in full weight bearing with increasing intensity | - |
| <i>Muscle strength</i> | - | . Isometric exercises for the hip and lower limb muscles | . Resistance training with and without external load (especially for hip muscles) | . Resistance training with increasing external load (especially for hip muscles) . Lower limb plyometric exercises | . Progression with lower limb plyometric exercises |

| | | | | | |
|------------------------|---------------------------------------|------------------------------|-------------------------------------|---|--|
| <i>Other</i> | . Manual lymphatic drainage . NMES | . Pool exercises I . NMES | . Pool exercises II . Stretching | . Whole-body strength training . Stretching | . Whole body strength training . Stretching |
| Training on ice | - | - | - | . Reduced training on ice without contact (first individual training, than team training) | . Full-team training on ice with contact . First competitive game |

ROM, range of motion; NMES, neuromuscular electrical stimulation.

Table II. Criteria for rehabilitation phase transition

| | Phase I to II | Phase II to III | Phase III to IV | Phase IV to V |
|------------------------------|--|---|---|---|
| <i>Hip pain/symptoms</i> | Minimal hip pain and stiffness | No hip pain and stiffness | - | - |
| <i>Gait ability</i> | Partial weight bearing walking with crutches | Full weight bearing walking without crutches, no limping | - | - |
| <i>ROM</i> | - | Symmetric hip ROM | Full hip ROM | - |
| <i>Neuromuscular control</i> | - | Good static neuromuscular control of the trunk, pelvis and lower limbs in full weight bearing | Good dynamic neuromuscular control of the trunk, pelvis and lower limbs | Good ice hockey specific neuromuscular control of the trunk, pelvis and lower limbs |
| <i>Muscle strength</i> | - | Adequate strength of the hip muscles | Good strength of the hip muscles | Good strength of the hip muscles |

ROM, range of motion.

Evaluation

The rehabilitation of the athlete was monitored using self-reported questionnaires. The criteria for the transition between consecutive rehabilitation phases were qualitatively evaluated for hip pain and stiffness, gait ability and neuromuscular control, while bilateral hip ROM and muscle strength were quantitatively assessed (Figure 1). Specifically, questionnaires investigating hip function, sport activity participation, and quality of life were completed by the athlete preoperatively, before return to unrestricted training on ice (transition from Phase IV to V, 31 weeks after the first hip surgery), and after return to ice hockey competition (42 weeks after the first hip surgery). In contrast, surgery evaluation and acceptability of the current health state related to the hip were only evaluated before return to unrestricted training on ice and after return to ice hockey competition. Hip ROM and muscle strength were evaluated after right hip pain appearance (transition from Phase II to III, 11 weeks after the first hip surgery), before screw removal surgery (transition from adapted to actual Phase III, 21 weeks after the first hip surgery), before return to unrestricted training on ice and after return to ice hockey competition. Hip ROM and muscle strength were not evaluated at the transition from Phase III to IV because of player's time constraints.

Questionnaires

- The Hip Outcome Score was used to evaluate hip pain and function during daily and sport activities (Naal *et al.* 2011a). Two independent scores were obtained: one for activities of daily living (ADL: 19 items, 17 scored) and one for sport activities (sport: 9 items, 9 scored). The scores range from 0 to 100, where 100 represents the best possible score. In addition, patients were asked to rate their overall hip function (“How would you rate your current level of hip function?”) as “normal”, “nearly normal”, “abnormal” or “severely abnormal” (Naal *et al.* 2011a).
- The University of California, Los Angeles (UCLA) activity scale was used to evaluate the level of physical activity (Naal *et al.* 2009). The UCLA scale ranges from 1 to 10, where 1 is defined as “no physical ability, dependent on others” and 10 as “regular participation in impact sports”.
- The Euro Quality of Life visual analogue scale (EQ-VAS) was used to evaluate the health-related quality of life (Brooks 1996). The scale ranges from 0 to 100, where 10 represents the best possible score.
- The global treatment outcome was used to evaluate hip surgery (Impellizzeri *et al.* 2012). It consists of one question (“How much did the operation help your hip problem?”) and five response options (“helped a lot”, “helped”, “helped only little”, “did not help”, “made things worse”).

- The symptom-specific well-being outcome was used to assess the acceptability of the current health state related to the hip (Impellizzeri *et al.* 2012). It consists of one question (“If you had to spend the rest of your life with the symptoms you have now, how would you feel about it?”) and five response options (“very satisfied”, “somewhat satisfied”, “neither satisfied nor dissatisfied”, “somewhat dissatisfied”, “very dissatisfied”).

Neuromuscular control

The neuromuscular control of the athlete was qualitatively evaluated by an experienced sport physical therapist as the absence of (1) knee valgus, (2) pelvic drop, and (3) trunk shift while performing different functional tasks (Perrott *et al.* 2012). Specifically, the athlete had to demonstrate a good neuromuscular control during single-limb balance and squatting (transition from Phase II to III), single-limb jumping and landing (transition from Phase III to IV), and skating (transition from Phase IV to V).

Hip range of motion

Hip range of motion was assessed by the hip surgeon for hip flexion and internal rotation using a two-arm goniometer with a 180° scale marked in 1° increments (Kirchner & Wilhelm GmbH + Co. KG, Asperg, Germany). Flexion and internal rotation usually are the most impaired and therefore clinically relevant hip ROM in FAI patients (Kubiak-Langer *et al.* 2007; Reichenbach *et al.* 2010).

Hip muscle strength

Isometric maximal voluntary contraction (MVC) strength of the hip abductor, adductor, internal rotator, external rotator, flexor and extensor muscles was measured for both hips by an experienced tester (Casartelli *et al.* 2011). Hip abductor, adductor, internal rotator and external rotator MVC strength was evaluated with hand-held dynamometry (Nicholas Manual Muscle Tester, Lafayette, IN, USA), while hip flexor and extensor MVC strength was assessed using an isokinetic dynamometer (Biodex System 4, Biodex Medical Systems, New York, USA) (Figure 3). Test positions have been described in detail elsewhere (Casartelli *et al.* 2011). For each muscle group, subjects completed two submaximal familiarization trials followed by 3-4 MVC trials (no more than 10% of difference between the two highest MVC was tolerated). Only the highest MVC torque (Nm) was retained. The main strength outcome was side-to-side MVC strength asymmetries that were calculated as $(100 \times (\text{MVC torque right} - \text{MVC torque left}) / \text{MVC torque left})$. Hip muscle strength was considered “adequate” when strength asymmetries were lower than 10% (Maffiuletti 2010).



Figure 3. Test settings for hip flexor muscle strength evaluation on an isokinetic dynamometer.

Hip muscle strength was considered “good” when asymmetries were lower than 10% and when strength of both sides increased compared to the previous assessment. We arbitrarily refer to hip muscle weakness for strength asymmetries larger than 10% (Maffiuletti 2010).

Outcomes

The ice hockey player started reduced training on ice without physical contact 30 weeks (7 months) after the first hip surgery, and unrestricted team training on the ice with physical contact 33 weeks (7.5 months) after the first hip surgery. The athlete had his first competitive game in the second Swiss national league 35 weeks (8 months) after the first hip surgery.

Before return to unrestricted training on ice, the athlete demonstrated hip function, sport activity and quality of life outcomes similar or worse compared to preoperative values (Table III). In addition, the athlete was not completely satisfied with his health state related to the hips. After return to ice hockey competition, the athlete reported excellent hip function, sport activity and quality of life outcomes, and full satisfaction with the health state related to his hips.

After right hip pain occurrence, the athlete demonstrated symmetric hip ROM, but inadequate hip external rotator strength (13% lower on the right compared to the left side) (Table IV; Figure 4), and neuromuscular control. Before revision surgery, the athlete demonstrated full hip ROM but inadequate hip abductor strength (13% lower on the right compared to the left side). At that time, the athlete showed a 28% increase of the left hip abductor strength and a 3% increase of the right hip abductor strength compared to after right hip pain occurrence. In addition, the athlete still showed an inadequate neuromuscular control. Before return to unrestricted training on ice and after return to ice hockey competition, the

athlete displayed full hip ROM, good hip muscle strength and neuromuscular control. However, both before return to unrestricted training on ice and after return to ice hockey competition, the athlete displayed a tendency to have weaker hip internal rotators (14% and 16%, respectively) and flexors (11%) on the left compared to the right side.

Table III. Questionnaires

| | Preoperative | Before return to unrestricted training on ice | After return to ice hockey competition |
|--|---------------|--|---|
| Hip function | | | |
| Hip Outcome Score (HOS) | | | |
| <i>HOS ADL score (0-100)</i> | 92.6 | 92.6 | 100 |
| <i>HOS sport score (0-100)</i> | 69.4 | - | 100 |
| <i>Hip function</i> | Almost normal | Almost normal | Normal |
| Sport activity | | | |
| UCLA activity scale (1-10) | 10 | 8 | 10 |
| Quality of life | | | |
| EQ-VAS | 85 | 80 | 98 |
| Surgery evaluation | | | |
| Global treatment outcome | - | Helped | Helped |
| Acceptability of the current health state | | | |
| Symptom-specific well-being | - | Neither satisfied nor dissatisfied | Very satisfied |

ADL, activities of daily living; UCLA, University of California Los Angeles; EQ-VAS, Euro Quality of Life visual analogue scale.

Table IV. Hip range of motion

| | Left hip/ right hip ROM (°) | | | |
|------------------------------|------------------------------------|---------------------------------|--|---|
| | After right hip pain occurrence | Before screw removal surgery | Before return to unrestricted training on ice | After return to ice hockey competition |
| Hip flexion | 100/100 | 100/100 | 100/100 | 100/100 |
| Hip internal rotation | 15/15 | 25/25 | 25/25 | 25/25 |

ROM, range of motion.

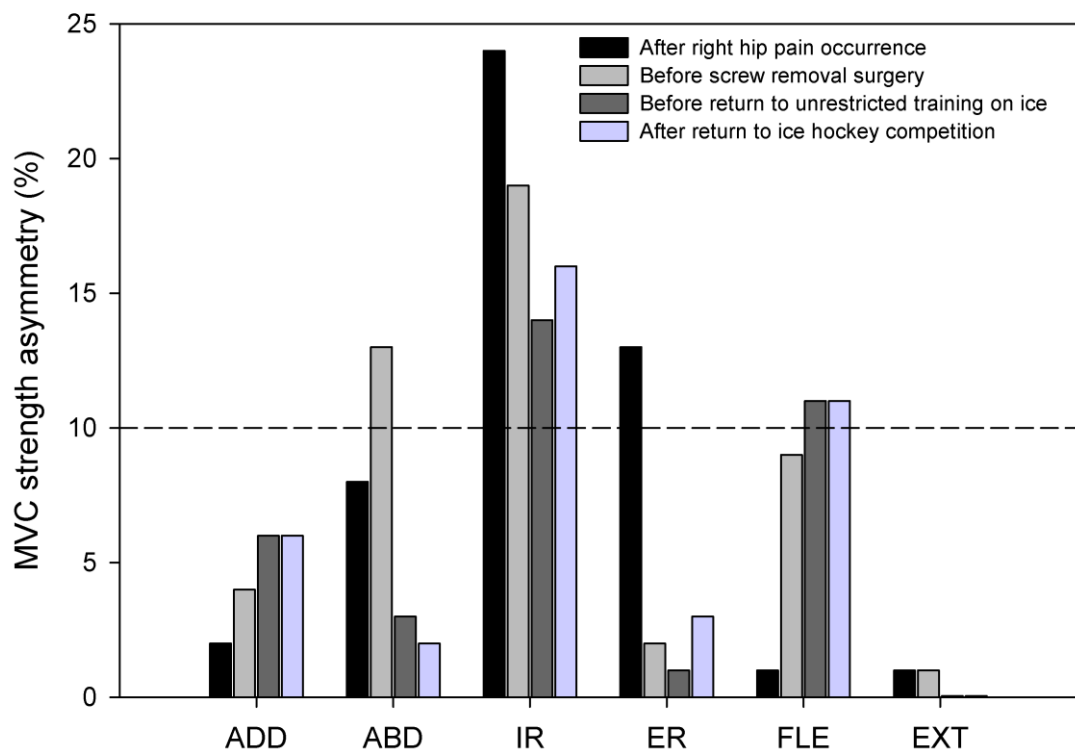


Figure 4. Side-to-side hip muscle strength asymmetries (absolute percent values) at the different testing sessions. The dashed line represents the 10% asymmetry threshold. Asymmetries <10% were arbitrarily considered as normal. MVC, maximal voluntary contraction; ADD, adductors; ABD, abductors; IR, internal rotators; ER, external rotators; FLE, flexors; EXT, extensors.

Discussion

This case report describes the rehabilitation and return to sport of a professional ice hockey player after bilateral open hip dislocation surgeries to treat symptomatic FAI and after a minor postoperative complication (i.e., unilateral partial dehiscence of the IT band). To our knowledge, this is the first report presenting in details the physical therapy protocol underwent by a professional athlete and his return to sport after hip open surgery. Hip open surgery provides the surgeons with an optimal visualization of the hip joint and allows the treatment of all FAI-associated pathologies (Botser *et al.* 2011). In particular, this report describes the return to sport after bilateral hip open surgeries within a very short time period (6 week). Many high-level athletes who present with bilateral symptomatic FAI decide to undergo surgical intervention of both hips to reduce the overall rehabilitation time. In a previous study of Naal *et al.* (2011b), 8 out of 22 (36%) high-level athletes underwent bilateral surgical hip dislocations, however mainly with 3 months between the procedures. Bizzini *et al.* (2007) reported that one in their series of 5 ice hockey players (20%) underwent bilateral hip open surgeries, with 7 months between procedures. In addition, the occurrence of

IT band dehiscence was documented in the present study. Minor revision surgery because of IT band dehiscence has been already reported by Naal *et al.* (2012) for 8 out of a series of 233 consecutive hips (3%).

A potential disadvantage of the rehabilitation protocol after hip surgical dislocation compared to arthroscopy is the longer time athletes have to walk with partial weight bearing for allowing the complete healing of the trochanteric osteotomy, which could potentially delay the return to sport (Gaskill and Philippon 2012). Specifically, patients have to walk for about 6 weeks with partial weight bearing after standard flat trochanteric osteotomy, while they usually walk for about 2 weeks with partial weight bearing after hip arthroscopy when microfracturing is not performed (Philippon *et al.* 2010). However, partial weight bearing could be reduced to about 3-4 weeks after the introduction of the stepped instead of the flat trochanteric osteotomy (Naal *et al.* 2011b), as was the case in the present study. Therefore, this probably minimized in our athlete a potential disadvantage of surgical dislocation compared to arthroscopy in the early rehabilitation phases (Phase I and II).

Due to the occurrence of right hip pain and discomfort at the end of Phase II for the right hip, the ice hockey player was not able to start a standard rehabilitation Phase III for both hips. At that time, the athlete still presented with moderate weakness of the right hip external rotators. This has been frequently observed in our clinical experience early after hip dislocation surgeries (unpublished observations). As yet, there is no clear understanding of why some patients present with hip external rotator weakness early after hip dislocation surgery, since the procedure respects the integrity of these muscles (Ganz *et al.* 2001). Accordingly, the ice hockey player underwent an adapted bilateral rehabilitation Phase III for about 12 weeks in order to minimize right hip pain. The athlete's inability to properly train the right hip abductor muscles with specific isolated strengthening exercises was however confirmed by right hip abductor weakness at the end of this 12-week training period (i.e., before revision surgery). Indeed, he could increase hip abductor strength for the left side by 28% during this time, but only by 3% for the right side. These results emphasize the relevance of using isolated exercises for targeted hip abductor strengthening.

After bilateral screw removal surgery and revision of the torn IT band incision on the right side, the ice hockey player could immediately start standard rehabilitation Phase III for both hips. Screw removal is a routine for most of patients undergoing surgical dislocation and did not create a significant burden to the athlete. Indeed, it seems that removal of the trochanteric screws is not associated with subjective dissatisfaction of patients at follow-up (Naal *et al.* 2012). In the present case report, rehabilitation Phase III was shorter (4 weeks) compared to standard situations (8 weeks) (Bizzini *et al.* 2007), since the ice hockey player could already partially train muscle strength and neuromuscular control of his hips and lower limbs during the previous 12 weeks. In contrast, rehabilitation Phase IV had the same duration as in

standard situations (4 weeks) (Bizzini *et al.* 2007). During this phase the athlete increased the sport-specificity of training and started training on ice without physical contact. Before his return to unrestricted training on the ice, the athlete demonstrated good hip muscle strength and neuromuscular control. Throughout the rehabilitation period, the ice hockey player showed weaker internal rotators on the left compared to the right hip. In addition, he also demonstrated slightly weaker hip flexors on the left compared to the right side during the 2 last testing sessions. It is possible that these asymmetries could be due to individual (e.g., right leg dominance) and/or sport-specific behaviors (e.g., shooting position) of our ice hockey player, and probably not to factors related to surgeries. For these reasons, the athlete was allowed to step into the following rehabilitation phases even if hip flexor and internal rotator asymmetries were slightly larger than 10%. In contrast, self-reported hip function, as well as sport ability, quality of life and satisfaction outcomes were similar to preoperatively before returning to full-team training on ice and competition. This discrepancy between objective and subjective outcomes could be explained by the fact that at that time the athlete was still not allowed to perform some impact sport activities (e.g., jumping and landing) and to undergo full-team training with physical contact. These factors probably caused the self-reported outcomes to be worst compared to the objective muscle strength outcomes. Accordingly, the athlete was also not completely satisfied with the health state of his hips. After return to ice hockey competition, the athlete demonstrated instead good hip muscle strength and self-reported outcomes for all the assessed dimensions.

The ice hockey player had his first competitive game 8 months after bilateral hip surgical dislocation. Bizzini *et al.* (2007) reported that their 5 professional ice-hockey players returned to play their first competitive game on average 9.6 months after surgical hip dislocation. Similarly, the only ice hockey player who underwent bilateral hip surgical dislocations in the study of Bizzini *et al.* (2007) needed 10 months to return to play his first competitive game. In contrast, others reported a mean of approximately 4 months between unilateral hip arthroscopy and return to skating/hockey drills (Philippon *et al.* 2010). As a comparison between the study of Philippon *et al.* (2010) and the present one, return to skating/hockey drills of their players probably corresponds to our return to training on the ice without physical contact, which occurred at 7 months postoperatively in our study. Due to the bilateral hip surgical procedure, the athlete was expected to have at least a 6-week delay (i.e., the time between the 2 hip surgeries) for the return to sport compared to athletes operated unilaterally. In addition, the occurrence and probably the late recognition of the IT band dehiscence at the right hip caused an additional delay of about 12 weeks (3 months) for the return to sport of our athlete. Taken together, it is speculated that, without considering the delay caused by the partial IT band dehiscence, the bilateral surgical hip dislocation used in this study was successful compared to the mean time for return to sport reported for hip arthroscopy

(Philippon *et al.* 2010). On the other side, dehiscence of the IT band has to be considered as a potential minor complication after hip dislocation surgery, especially in professional athletes for whose hip muscle strength recovery is of particular concern.

In conclusion, this case report showed that (1) standardized physical therapy following bilateral hip surgical dislocation was a successful treatment for the return to sport of a professional ice hockey player, and (2) dehiscence of the IT band can impair hip abductor strengthening, and its early recognition by surgeons and physical therapists is of primary relevance to avoid a delayed return to sport.

References

- Bedi A, Kelly BT.** Femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Am* 2013;95:82-92.
- Bizzini M, Nötzli HP, Maffiuletti NA.** Femoroacetabular impingement in professional ice hockey players: a case series of 5 athletes after open surgical decompression of the hip. *Am J Sports Med* 2007;35:1955-9.
- Botser IB, Smith TW, Jr., Nasser R, Domb BG.** Open surgical dislocation versus arthroscopy for femoroacetabular impingement: a comparison of clinical outcomes. *Arthroscopy* 2011;27:270-8.
- Brooks R.** EuroQol: the current state of play. *Health Policy* 1996;37:53-72.
- Casartelli NC, Maffiuletti NA, Item-Glatthorn JF, Staehli S, Bizzini M, Impellizzeri FM, Leunig M.** Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage* 2011;19:816-21.
- Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krugel N, Berlemann U.** Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83:1119-24.
- Gaskill TR, Philippon MJ.** Surgical hip dislocation for femoroacetabular impingement. *Am J Sports Med* 2012;40:NP1-2;author reply NP2-3.
- Hellman MD, Riff AJ, Haughom BD, Patel R, Stover MD, Nho SJ.** Operative treatment of FAI: open hip preservation surgery. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2013;6:258-63.
- Impellizzeri FM, Mannion AF, Naal FD, Hersche O, Leunig M.** The early outcome of surgical treatment for femoroacetabular impingement: success depends on how you measure it. *Osteoarthritis Cartilage* 2012;20:638-45.
- Kubiak-Langer M, Tannast M, Murphy SB, Siebenrock KA, Langlotz F.** Range of motion in anterior femoroacetabular impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2007;458:117-24.
- Maffiuletti NA.** Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:220-9.
- Naal FD, Impellizzeri FM, Leunig M.** Which is the best activity rating scale for patients undergoing total joint arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:958-65.
- Naal FD, Impellizzeri FM, Miozzari HH, Mannion AF, Leunig M.** The German Hip Outcome Score: validation in patients undergoing surgical treatment for femoroacetabular impingement. *Arthroscopy* 2011;27:339-45.
- Naal FD, Miozzari HH, Schär M, Hesper T, Nötzli HP.** Midterm results of surgical hip

dislocation for the treatment of femoroacetabular impingement. *Am J Sports Med* 2012;40:1501-10.

Naal FD, Miozzari HH, Wyss TF, Nötzli HP. Surgical hip dislocation for the treatment of femoroacetabular impingement in high-level athletes. *Am J Sports Med* 2011;39:544-50.

Papalia R, Del Buono A, Franceschi F, Marinozzi A, Maffulli N, Denaro V. Femoroacetabular impingement syndrome management: arthroscopy or open surgery? *Int Orthop* 2012;36:903-14.

Perrott MA, Pizzari T, Opar M, Cook J. Development of clinical rating criteria for tests of lumbopelvic stability. *Rehabil Res Pract* 2012;2012.

Philippon MJ, Weiss DR, Kuppersmith DA, Briggs KK, Hay CJ. Arthroscopic labral repair and treatment of femoroacetabular impingement in professional hockey players. *Am J Sports Med* 2010;38:99-104.

Reichenbach S, Jüni P, Werlen S, Nüesch E, Pfirrmann CW, Trelle S, Odermatt A, Hofstetter W, Ganz R, Leunig M. Prevalence of cam-type deformity on hip magnetic resonance imaging in young males: a cross-sectional study. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 2010;62:1319-27.

Stull JD, Philippon MJ, LaPrade RF. "At-risk" positioning and hip biomechanics of the Pee-wee ice hockey sprint start. *Am J Sports Med* 2011;39 Suppl:29S-35S.

Tijssen M, van Cingel R, Willemsen L, de Visser E. Diagnostics of femoroacetabular impingement and labral pathology of the hip: a systematic review of the accuracy and validity of physical tests. *Arthroscopy* 2012;28:860-71.

Zingg PO, Ulbrich EJ, Buehler TC, Kalberer F, Poutawera VR, Dora C. Surgical hip dislocation versus hip arthroscopy for femoroacetabular impingement: clinical and morphological short-term results. *Arch Orthop Trauma Surg* 2013;133:69-79.

Appendix. Specific exercises for rehabilitation phase

| | Phase I “Protection phase” | Phase II “Controlled ambulation phase” | Phase III “Controlled progression phase” | Phase IV “Intensive training phase” | Phase V “Return to sport” |
|-------------------------------------|---|---|---|--|--|
| Aim | Trochanteric osteotomy, labrum and soft tissue healing | Adequate trunk, pelvis, and lower limb neuromuscular control | Improvement of trunk, pelvis and lower limb neuromuscular control and muscle strength | Preparation to ice hockey performance | Participation in professional ice hockey games |
| Training in physical therapy | | | | | |
| <i>Gait ability</i> | . Gait training with crutches | . Gait training with progressive loading on an anti-gravity treadmill (Alter-G Inc., Fremont, CA) | - | - | - |
| <i>ROM</i> | . Passive mobilization of the hip in all directions (hip flexion less than 70°) | . Passive and light active mobilization of the hip in all directions (hip flexion and internal rotation not at end ROM) | . Passive and active mobilization of the hip in all directions (towards full ROM) | - | - |
| <i>Neuromuscular control</i> | - | . Double-limb proprioception and balance exercises (incl. unstable surfaces) | . Single-limb proprioception and balance exercises (incl. unstable surfaces) . Proprioception drills wearing skates . Perturbation drills | . Reactive agility drills (i.e. side-to-side jumps) . Ladder drills . Sliding mat drills . Advanced perturbation drills | - |
| <i>Muscle strength</i> | - | . Isometric hip muscle strength exercises . Isometric quadriceps muscle strength exercises | . Isoinertial hip muscle strength exercises using elastic bands . Core stability and strength exercises (i.e., planks) | . Advanced isoinertial hip muscle strength exercises using machines | . Advanced isoinertial hip muscle strength exercises (especially for hip abductors and rotators) |

| | | | | | |
|------------------------|--|--|--|--|--|
| | | | <ul style="list-style-type: none"> . Vertical and sumo squats (knee flexion less than 90°) . Lateral lunges . Lateral step-ups . Front step-downs | <ul style="list-style-type: none"> . Advanced core stability and strength exercises (i.e., planks with dynamic variations) . Vertical and sumo squats (progression to full knee ROM) . Front and lateral lunges with trunk rotations . Lateral crossed step-overs . Plyometric drills | <ul style="list-style-type: none"> . Intensive core strength exercises . Various lunges with barbells . Advanced plyometric drills |
| <i>Other</i> | <ul style="list-style-type: none"> . Manual lymphatic drainage . Quadriceps NMES | <ul style="list-style-type: none"> . Pool exercises for gait and hip ROM . NMES of the main lower limb muscle groups (quadriceps, hamstrings, triceps surae) | <ul style="list-style-type: none"> . Pool exercises: wet vest program . Gentle stretching for all lower limb muscle groups . Stationary bicycle . Outdoor inline-skating | <ul style="list-style-type: none"> . Whole-body strength training using machines and barbells . Stretching for all lower limb muscle groups . Stationary bicycle . Step machine | <ul style="list-style-type: none"> . Whole-body strength training using machines, barbells, and free weights . Stretching for all lower limb muscle groups . Stationary bicycle . Step machine |
| Training on ice | - | - | - | <ul style="list-style-type: none"> . Progression from easy free skating to specific skating movement patterns . Stick- and puck-handling drills | <ul style="list-style-type: none"> . Intensive-to-explosive skating drills . Progressive body checks and contacts . Puck passing and shooting |

ROM, range of motion; NMES, neuromuscular electrical stimulation.

Conclusions

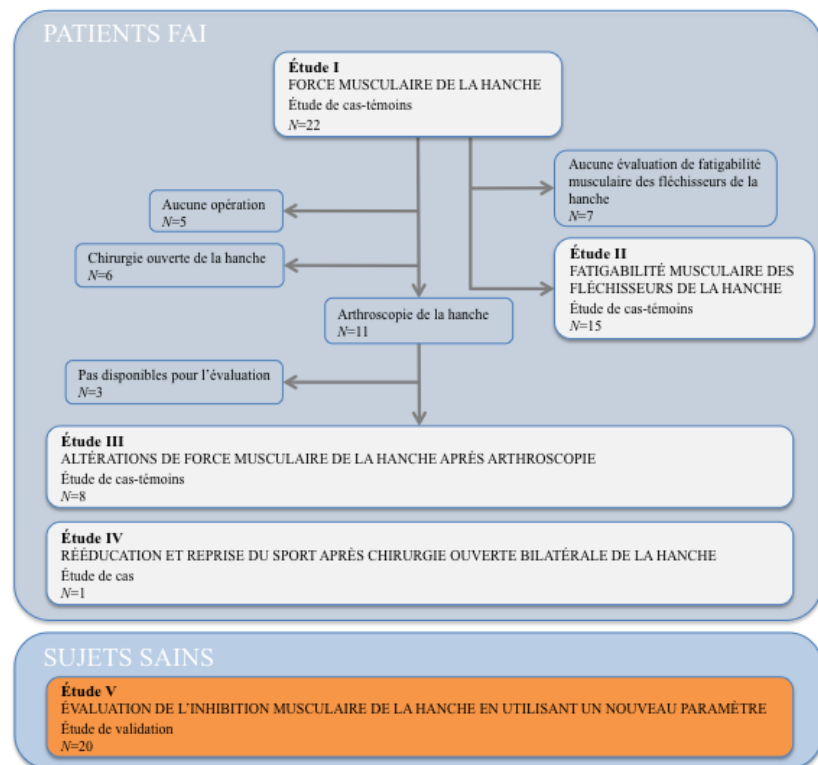
L'Étude IV décrit une chirurgie ouverte bilatérale, effectuée sur une période de six semaines, et le suivi pendant une rééducation standardisée, accomplie avec succès et permettant la reprise du sport, d'un joueur professionnel de hockey sur glace qui présentait un FAI symptomatique bilatéral. La déhiscence de la bandelette ilio-tibiale a toutefois limité de façon significative le renforcement musculaire des abducteurs ipsilatéraux pendant la rééducation. L'évaluation de la fonction musculaire de la hanche a démontré de façon objective que l'athlète était incapable d'augmenter la force musculaire des abducteurs alors qu'il ressentait une douleur et un inconfort, causés par la déhiscence de la bandelette ilio-tibiale. Par conséquent, la déhiscence de la bandelette ilio-tibiale a retardé de façon importante le retour au sport du joueur professionnel de hockey sur glace.

3.4 ÉTUDE V

Introduction

L'Étude V a évalué la faisabilité, la validité et la reproductibilité du RFD-SF au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche chez de jeunes adultes en bonne santé. L'étude I avait montré que les patients présentant un FAI symptomatique, souffraient d'un déficit de force musculaire au niveau de la hanche,

probablement causé, du moins en ce qui concerne les fléchisseurs de la hanche, par une inhibition musculaire arthrogène. En accord avec l'hypothèse de Palmieri-Smith et Thomas (2009) concernant l'articulation du genou après la reconstruction du ligament croisé antérieur, l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche pourrait être le facteur précurseur des déficits de force musculaire de la hanche, mais aussi de la douleur, des limitations fonctionnelles et de la coxarthrose chez les patients présentant un FAI symptomatique (figure 22). L'évaluation de l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche est donc particulièrement intéressante chez ces patients. L'inhibition musculaire arthrogène a été quantifiée lors de l'Étude I à partir de l'activité EMG de surface des deux muscles fléchisseurs superficiels de la hanche (muscles rectus femoris et tensor fasciae latae). Toutefois, l'impossibilité d'étudier les muscles principaux de la hanche, compte tenu leur profondeur (ex. muscle iliopsoas), avec des techniques non-invasives, et de pratiquer la technique de twitch interpolation, réduit les alternatives d'évaluation et de quantification de l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche. Le RFD-SF pourrait être un paramètre intéressant pour l'évaluation non-invasive des déterminants nerveux des déficits de force musculaire (inhibition musculaire arthrogène) chez les patients FAI, étant donné qu'il est indépendant de la force et masse musculaire (Bellumori et coll. 2011). La faisabilité du protocole pour l'évaluation du RFD-SF et sa reproductibilité ont déjà été évalués au niveau



d'autres groupes musculaires (quadriceps, extenseurs du coude, abducteurs de l'index) mais pas pour les muscles de la hanche.

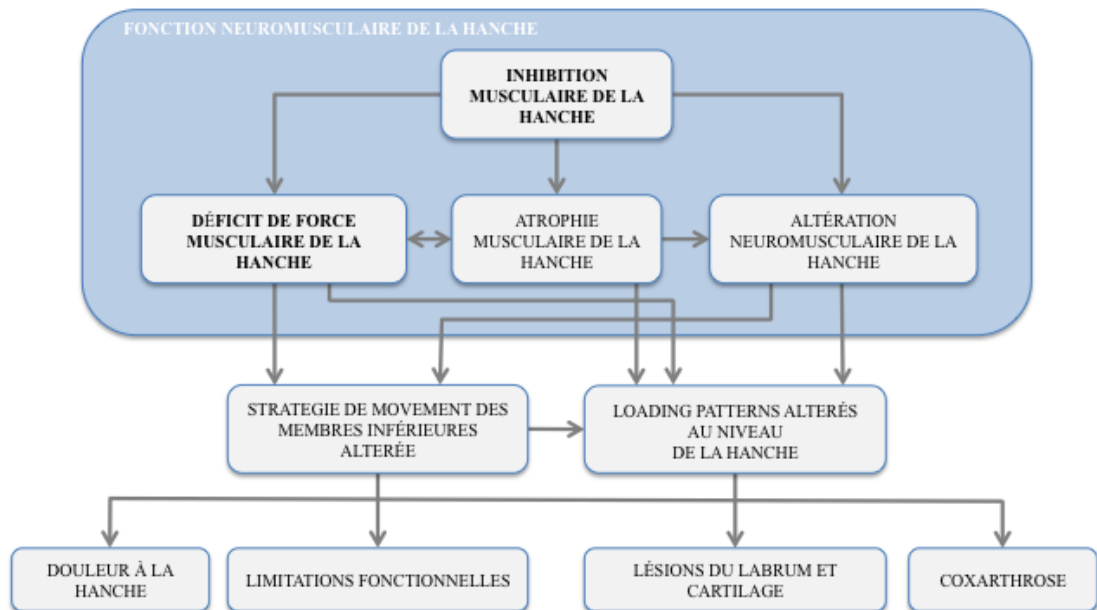


Figure 22. Modèle d'inhibition musculaire arthrogène adapté pour les muscles de la hanche chez les patients FAI. Adapté d'après Palmieri-Smith et Thomas (2009).

Ainsi, nous avons d'abord décidé d'évaluer la faisabilité et la validité du protocole de test RFD-SF et sa reproductibilité au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche sur un groupe de sujets adultes en bonne santé. L'objectif de ce choix était d'éviter que la douleur et l'inconfort ressentis habituellement par les patients au niveau de la hanche, influencent les résultats de reproductibilité du RFD-SF de la hanche. L'âge des sujets a été choisi de façon à ce qu'ils puissent être comparés à des patients présentant un FAI symptomatique. Les mêmes positions de test, que celles des Études I-IV, furent utilisées. Par contre, le moment de force musculaire a été mesuré en utilisant un ergomètre isocinétique au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche, afin que les résultats enregistrés lors du moment de force, puissent être exportés et analysés.

Résumé Étude V

Évaluation du taux de développement de la force normalisée des muscles de la hanche

Objectif L'objectif de cette étude était d'évaluer la faisabilité, la validité, et la reproductibilité du test de mesure du taux de développement de la force normalisée (RFD-SF) des muscles de la hanche.

Méthode Sur 20 sujets en bonne santé, la faisabilité a été évaluée à partir du test de conformité, la validité à partir de la capacité à calculer le RFD-SF à partir d'une régression linéaire, et la reproductibilité avec une procédure de test-retest. La reproductibilité a été évaluée en utilisant le coefficient de corrélation intraclasse ($ICC_{3,1}$) et l'erreur standard de mesure (SEM).

Résultats Le protocole du test RFD-SF a été réalisé avec succès par tous les sujets, malgré le fait que l'analyse a été modifiée pour les rotateurs de la hanche. Le $ICC_{3,1}$ était bon (>0.70) au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche, à l'exception des abducteurs ($ICC_{3,1}=0.69$) et des rotateurs internes ($ICC_{3,1}=0.58$). Le SEM était bon au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche ($<10\%$).

Conclusions Le RFD-SF des adducteurs, fléchisseurs et rotateurs externes de la hanche peut être évalué avec confiance, tandis que l'évaluation du RFD-SF des abducteurs et rotateurs internes de la hanche n'est pas recommandé.

Mots-clés Taux de développement de la force normalisé, hanche, fonction neuromusculaire, isométrique, régression linéaire.

Manuscrit Étude V

Assessment of the rate of force development scaling factor for the hip muscles

Muscle Nerve (in press)

Nicola C Casartelli^{1,2}, Romuald Lepers², Nicola A Maffiuletti¹

¹*Neuromuscular Research Laboratory, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland*

²*INSERM U1093 - Cognition, Action and Sensory Plasticity, University of Burgundy,
Dijon, France*

Abstract

Objective Aim of this study was to evaluate test feasibility, validity and reproducibility of the rate of force development scaling factor (RFD-SF) for the hip muscles.

Methods Feasibility was assessed as the testing compliance, validity as the ability to compute the RFD-SF from a linear regression, and reproducibility with a test-retest design in 20 healthy subjects. Reliability and agreement were evaluated using intraclass correlation coefficient ($ICC_{3,1}$) and percent standard error of measurement (SEM), respectively.

Results The RFD-SF testing protocol was successfully completed by all subjects, though the analysis had to be modified for hip rotators. Reliability was high ($ICC_{3,1}>0.70$) for all muscles, except hip abductors ($ICC_{3,1}=0.69$) and internal rotators ($ICC_{3,1}=0.58$). Agreement was high for all muscles ($SEM<10\%$).

Conclusions Hip adductor, flexor and external rotator RFD-SF can be evaluated with confidence, provided the analysis is modified for external rotators, while hip abductor and internal rotator RFD-SF assessment is not recommended.

Keywords Rate of force development scaling factor, hip, neuromuscular function, isometric, regression line.

Introduction

The assessment of hip muscle function has gained a lot of interest in the last years since hip muscle weakness (i.e., insufficient strength) has been associated with the risk of lower limb injuries (Tyler *et al.* 2001; Niemuth *et al.* 2005) and pathologies frequently occurring in active young adults (Ireland *et al.* 2003; Cichanowski *et al.* 2007; Tyler *et al.* 2006; Casartelli *et al.* 2011; Casartelli *et al.* 2012). Indeed, hip adductor weakness has been suggested to increase the incidence of hip adductor muscle strains in professional ice hockey players (Tyler *et al.* 2001). Overall hip muscle weakness was reported in a group of recreational runners who had previous overuse injury in the lower limbs (Niemuth *et al.* 2005). In addition, hip abductor and external rotator muscle weakness was observed in female patients with patellofemoral pain syndrome (Ireland *et al.* 2003; Cichanowski *et al.* 2007), and - in the same population - increases in hip flexion strength following an intervention aimed to reduce knee pain were associated with excellent outcomes (Tyler *et al.* 2006). Hip muscle weakness was also demonstrated in young adult patients with symptomatic femoroacetabular impingement (Casartelli *et al.* 2011; Casartelli *et al.* 2012).

Hip muscle weakness is usually quantified by comparing the maximal voluntary contraction (MVC) strength of the involved hip to the contralateral hip and/or to the hip of matched healthy controls (Maffiuletti 2010). Nevertheless, little is known about the physiological determinants of hip muscle weakness, which could originate from muscular factors (e.g., muscle atrophy) and/or neural factors (e.g., activation failure) (Maffiuletti 2010) that cannot be inferred from the mere assessment of MVC strength. Though muscle atrophy of the major hip muscles can be objectively diagnosed using magnetic resonance and ultrasound imaging (Mendis *et al.* 2010), neural impairments are difficult to evaluate using non-invasive techniques (e.g., surface electromyography, transcutaneous electrical stimulation for superimposed twitch technique) (Behm *et al.* 1996), because these muscles are not all superficial and cannot be easily accessed with surface electrodes (Andersson *et al.* 1997; Philippon *et al.* 2011). It is therefore imperative to look for testing procedures and outcomes that could provide a valid assessment of neuromuscular function for the main hip muscles.

The rate of force development scaling factor (RFD-SF) is a recently-introduced neuromuscular parameter, which is computed as the slope of the linear relationship between force and respective rate of force development for series of fast (i.e., short pulse) isometric contractions performed at different intensities (Bellumori *et al.* 2011). The RFD-SF has been suggested to be independent of muscle strength and muscle mass (Bellumori *et al.* 2011), and - more interestingly - the RFD-SF and rate of force development (RFD) seems to be mainly regulated by neural control mechanisms involving different levels of the neuraxis (Smith *et al.* 1975; Ghez and Vicario 1978; Van Cutsem *et al.* 1998; Klass *et al.* 2008; de Ruyter *et al.*

2006). In a previous methodological study, the RFD-SF demonstrated good reliability for lower (i.e., knee extensors) and upper limb muscle groups (i.e., elbow extensors, index finger abductors) in young healthy subjects (Bellumori *et al.* 2011). Given the potential future use of the RFD-SF for investigating the neural origin of hip muscle weakness, and the need to provide a valid parameter for assessing hip neuromuscular function, the aim of this study was to evaluate the testing feasibility, validity and reproducibility of RFD-SF for the main muscles of the hip in a group of healthy young adults. It was hypothesized that hip muscle RFD-SF would be a feasible, valid and reproducible measure of neuromuscular function.

Methods

Subjects

A total of 20 subjects (8 women) were included in the study. A power analysis showed that a sample of 18 subjects (rounded up to 20) was required for evaluating the reproducibility of RFD-SF with a test-retest design, an expected reliability of 0.90 (Bellumori *et al.* 2011), a minimally acceptable reliability of 0.70 (Domholdt 1993), an alpha level of 0.05, and a power level of 0.8 (Walter *et al.* 1998). Participants had a mean \pm SD age of 28 ± 6 years, body mass of 71 ± 11 kg and height of 176 ± 8 cm. They all participated in recreational sport activities (e.g., soccer, swimming, cycling) with an average weekly frequency of 3 training sessions. Due to the age-related variability of RFD-SF (Klass *et al.* 2008), subjects older than 40 years were not included in the study, so that the age range of the evaluated subjects was comparable to that of young adults with lower limb pathologies like symptomatic femoroacetabular impingement (Casartelli *et al.* 2011; Casartelli *et al.* 2012) and patellofemoral pain syndrome (Ireland *et al.* 2003; Cichanowski *et al.* 2007; Tyler *et al.* 2006). In addition, subjects with actual hip pain, history of hip pain, or previous surgeries at the lower limbs were not included in the study. The study protocol was designed and conducted according to the principles expressed in the Declaration of Helsinki of 1975, and was approved by the local Ethics Committee. All the subjects signed a written informed consent before participating into the study.

Study design and experimental protocol

The reproducibility of the RFD-SF for hip adductors, abductors, internal rotators, external rotators, and flexors was evaluated during two test sessions separated by 4 ± 2 days. Only the left (non dominant) hip was evaluated (Van Cutsem *et al.* 1998). The hip muscle group testing order was randomized at test session 1 (unrestricted randomization, computer random number generator), while the same order was maintained at session 2. The feasibility of the hip muscle

RFD-SF testing protocol was evaluated as the testing compliance and the lack of adverse events (Lennon *et al.* 2012). The construct validity of hip muscle RFD-SF was evaluated as the presence of a linear relationship between torque and respective rate of torque development for a series of fast isometric contractions performed over a wide range of intensities (Bellumori *et al.* 2011).

All the assessments were conducted under isometric conditions, and consisted of MVC followed by fast contractions, from which torque was recorded by means of an isokinetic dynamometer (Biodex System 4, Biodex Medical Systems, New York, USA). For hip abduction and adduction, subjects laid on their side on a treatment table; the tested hip was at 0° of hip flexion, extension and rotation, with the ipsilateral knee fully extended (Casartelli *et al.* 2011; Krause *et al.* 2007; Widler *et al.* 2009). For hip adduction, subjects laid on the tested side; the tested limb laid on the treatment table, and the contralateral limb rested on a padded box with hip and knee flexed to 45° and 60°, respectively (Figure 1A). For hip abduction, subjects laid on the non-tested side; the tested hip was abducted to approximately 10°, and the contralateral hip and knee were flexed to 45° and 60°, respectively (Figure 1B). For both hip abduction and adduction, the dynamometer rotation axis was aligned to the fossa popliteal of the tested side and the ipsilateral leg was strapped to the dynamometer pad 5 cm proximal to the medial malleolus. For hip internal and external rotation, subjects sat on the treatment table, with the two legs hanging free over the edge, and hips and knees flexed at 90° (Figure 1C-D) (Casartelli *et al.* 2011; Pua *et al.* 2008). A cushion was placed distally under the thighs to maintain the knees flexed at 90°. The dynamometer rotation axis was aligned to the patellar apex of the tested side and the dynamometer pad was strapped to the ipsilateral leg 5 cm proximal to the lateral (internal rotation) and medial (external rotation) malleolus. A pad was placed medially (internal rotation) and laterally (external rotation) with respect to the knee of the tested side to maintain it aligned to the dynamometer rotation axis during muscle contractions. For hip flexion, subjects laid supine on the dynamometer chair with the chair back inclined to 15° and the dynamometer rotation axis aligned to the hip rotation center (greater trochanter) (Figure 1E) (Casartelli *et al.* 2011; Casartelli *et al.* 2012; Frost *et al.* 2006). The tested hip was flexed to 45° and the ipsilateral thigh was strapped to the dynamometer pad 5 cm proximal to the lateral femoral condyle.

For each hip muscle group, subjects first performed 5-6 submaximal voluntary contractions for familiarization purposes, followed by 3-4 MVC trials, during which they were asked to maximally contract their muscles for 3-4 s without any concern to the RFD. Rest time between trials was 60 s. Additional MVC trials were requested if the difference between the two highest MVC torques exceeded 10%. Only the highest MVC torque was retained (Casartelli *et al.* 2011).

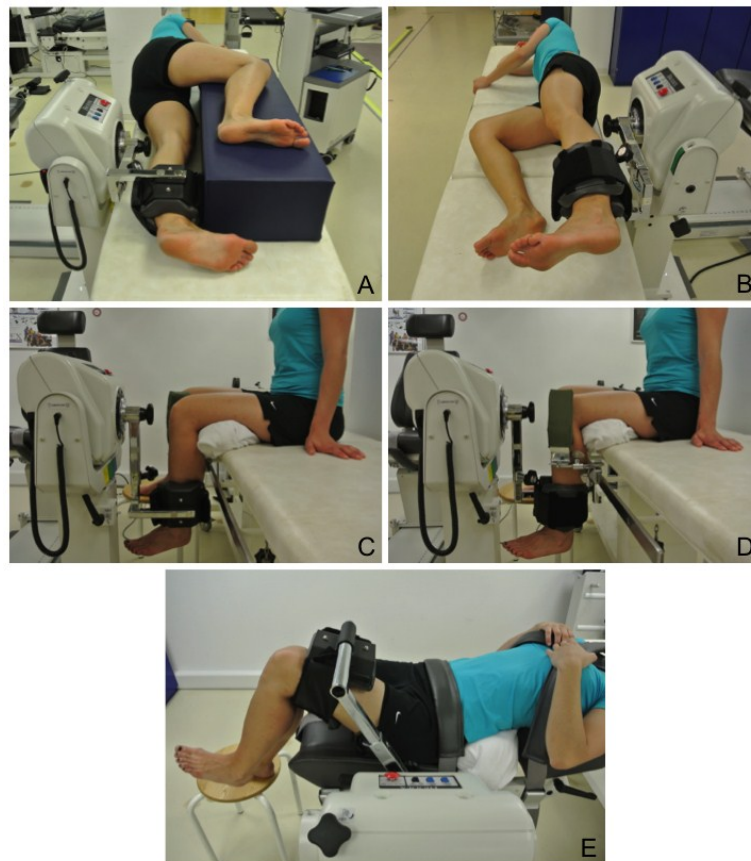


Figure 1. Test settings for the evaluation of RFD-SF for hip adductors (A), abductors (B), internal rotators (C), external rotators (D) and flexors (E).

Afterward, subjects were asked to complete about 15 submaximal fast contractions for familiarization purposes; the main instruction was to contract as quickly as possible and to relax instantly. Subjects then performed a total of 100 fast contractions, divided in 4 series of 25 contractions. In each series, there were 5 consecutive contractions at 5 different intensities presented in an ascending order (20%, 40%, 60%, 80%, and 100% MVC torque) as shown in Figure 2A. Rest time between series was 45 s. The experimenter gave a vocal command to contract every 4-5 s. Visual feedback was provided to the subjects and a target line was indicatively shown on a computer monitor, so that the 100 fast contractions were uniformly distributed across the whole range of contraction intensities (20% to 100% MVC torque). However, the subjects were not asked to accurately target this line since it could have slowed the force production (Gordon and Ghez 1987), but they were asked to produce fast contractions whose peak torques reached approximately the area around the target line.

Data acquisition and analysis

The torque signal was digitized online at a sampling frequency of 2 kHz using the Biopac system (MP150, Biopac System Inc., Goleta, CA, USA). The recorded torque signal was first

offline scaled to the respective MVC torque (%MVC) using Acqknowledge 4.1 software (Biopac System Inc., Goleta, CA, USA) (Figure 2A). The first derivative of the torque signal was then computed after low-pass filtering using a 5-Hz cut-off frequency to obtain the rate of torque development (RTD) (%MVC.s⁻¹) (Figure 2B) (Bellumori *et al.* 2011). For all muscle contractions, peak torque (%MVC) and respective peak RTD (%MVC.s⁻¹) were exported using MATLAB 7 (MathWorks Inc., Natick, MA, USA) and plotted to obtain a regression line (Figure 2C). Outliers were detected and removed with PASW Statistics 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) using the Cook's distance methodology (Cook 1977). The main outcome was the RFD-SF (s⁻¹), which corresponds to the slope of the regression line. Secondary outcomes were MVC torque, and y-intercept and R² of the regression line.

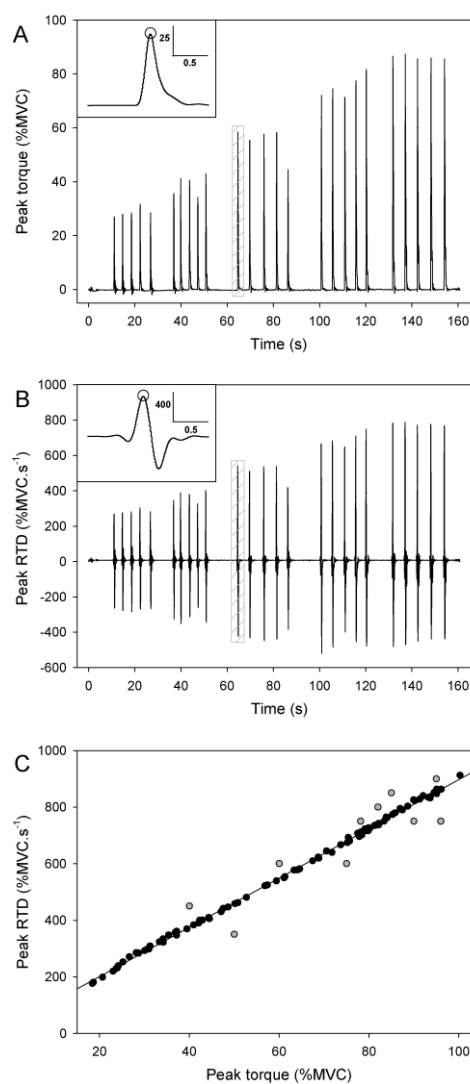


Figure 2. Data analysis for a series ($N=25$) of fast isometric voluntary contractions performed at 20%, 40%, 60%, 80%, and 100%MVC intensity (5 contractions per intensity level). The torque signal was first scaled to the respective MVC torque (A). The first derivative of the torque signal was calculated to compute RTD (B). Torque (A) and its derivative (B) are magnified for one contraction (shaded area) to show how peak torque and peak RTD were identified (small circle). A regression line was computed with peak torque on the x-axis and peak RTD on the y-axis (C). Outliers were detected (grey circles) and eliminated. RTD, rate of torque development; MVC, maximal voluntary contraction.

Statistics

Normality of the data was investigated with Shapiro-Wilk tests. Descriptive data are presented as mean \pm SD, while reproducibility results are presented with the corresponding 95% confidence intervals (CI). Differences in RFD-SF, MVC torque, y-intercept and R^2 between test session 1 and 2 were evaluated with paired t -tests (normal distribution) or with Signed-Rank tests (non-normal distribution). RFD-SF and MVC torque data were first logarithmic-transformed for achieving normal distribution, and their reproducibility was then evaluated using the intraclass correlation coefficient ($ICC_{3,1}$, 2-way mixed model, single measure) for reliability (i.e., the extent to which subjects can be distinguished from each other despite measurement error), and percent standard error of measurements (SEM) for agreement (i.e., the extent to which scores on repeated measures are close to each other) (de Vet *et al.* 2006). In addition, percent changes in the mean (bias) between test sessions 1 and 2 were calculated. $ICC_{3,1} \leq 0.25$ were arbitrarily defined as poor, between 0.26 and 0.49 as low, between 0.50 and 0.69 as moderate, between 0.70 and 0.89 as high, and ≥ 0.90 as very high reliability (Domholdt 1993). $SEM < 10\%$ were arbitrarily considered as small, i.e., high agreement (Flansbjerg *et al.* 2005). Significance level was set at $p < 0.05$.

Results

A total of 5 men were not evaluated for hip internal and external rotation RFD-SF due to time constraints not related to the testing procedure. Besides that, testing compliance was high with all the subjects completing twice the RFD-SF protocol for all hip muscle groups. Regarding the occurrence of adverse events, one woman had to stop hip external rotation trials at session 2 due to muscle cramps, and was retested for hip external rotation RFD-SF only a week later.

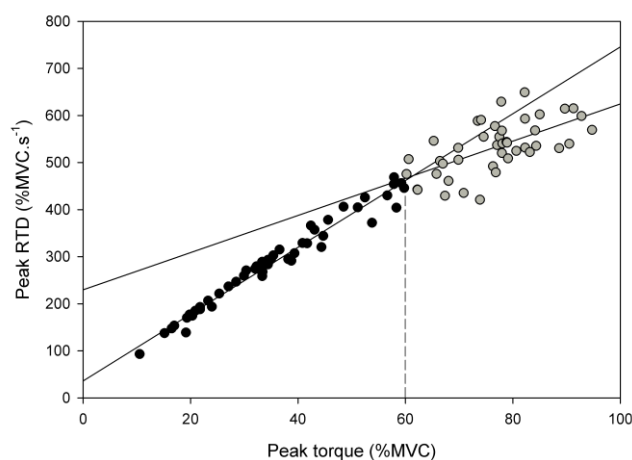


Figure 3. Hip internal rotation regression lines for peak torque values $\leq 60\%$ MVC (black circles) and $> 60\%$ MVC (grey circles). RTD, rate of torque development; MVC, maximal voluntary contraction.

In addition, hip internal and external rotation regression lines from the majority of subjects were not linear but logarithmic using the whole %MVC contraction range (see Figure 3). Therefore, for these two muscle groups regression lines were only computed for contractions with peak torques $\leq 60\%$ MVC, which was arbitrarily defined as the threshold for obtaining linear relationships.

MVC torque and reproducibility results are presented in Table I and Table II, respectively. All hip muscle groups presented $SEM < 10\%$ and $ICC_{3,1} \geq 0.90$. No significant changes in the mean were observed between test session 1 and 2, except for hip external rotation MVC torque that showed a significant increase ($p=0.015$).

Table I. Maximal voluntary contraction (MVC) torque by muscle group and test session

| Muscle group | MVC torque (Nm) | |
|-------------------------------------|-----------------|----------------|
| | Test session 1 | Test session 2 |
| Hip adduction (N=20) | 58.7 ± 20.7 | 60.2 ± 23.5 |
| Hip abduction (N=20) | 59.4 ± 18.7 | 59.0 ± 18.3 |
| Hip internal rotation (N=15) | 69.6 ± 16.9 | 71.7 ± 16.5 |
| Hip external rotation (N=15) | 56.4 ± 19.2 | 59.5 ± 19.7 |
| Hip flexion (N=20) | 110.5 ± 38.3 | 112.9 ± 47.0 |

Mean ± SD.

Table II. Reproducibility of maximal voluntary contraction (MVC) torque by muscle group

| Muscle group | Bias (%) | <i>t</i> -test | SEM (%) | |
|-------------------------------------|--------------------|----------------|-------------------|----------------------|
| | Mean (95% CI) | <i>p</i> value | Mean (95% CI) | $ICC_{3,1}$ (95% CI) |
| Hip adduction (N=20) | 1.5 (-2.9 to 6.0) | 0.674 | 6.8 (5.1 to 10.1) | 0.96 (0.90 to 0.98) |
| Hip abduction (N=20) | -0.4 (-4.1 to 3.4) | 0.711 | 5.9 (4.4 to 8.7) | 0.97 (0.94 to 0.99) |
| Hip internal rotation (N=15) | 2.9 (-3.7 to 10.0) | 0.341 | 8.9 (6.4 to 14.4) | 0.90 (0.74 to 0.97) |
| Hip external rotation (N=15) | 5.6 (1.2 to 10.1) | 0.015 | 5.5 (4.0 to 8.8) | 0.98 (0.94 to 0.99) |
| Hip flexion (N=20) | 0.1 (-4.1 to 4.4) | 0.784 | 6.7 (5.0 to 9.9) | 0.96 (0.90 to 0.98) |

Mean ± SD. SEM, standard error of measurement; ICC, intraclass correlation coefficient; CI, confidence interval.

Table III reports the RFD-SF, y-intercept, and R^2 obtained at test session 1 and 2 for all hip muscle groups. No significant difference was detected between the two test sessions, except for hip flexion y-intercept and hip external rotation R^2 that decreased significantly ($p=0.035$ and $p=0.042$, respectively).

Table III. Regression line parameters by muscle group and test session

| Muscle group | RFD-SF (s ⁻¹) | y-intercept (%MVC.s ⁻¹) | R ² |
|-------------------------------------|------------------------------|--|----------------|
| Hip adduction (N=20) | | | |
| <i>Test session 1</i> | 8.3 ± 1.2 | 6.2 ± 39.9 | 0.97 ± 0.03 |
| <i>Test session 2</i> | 8.4 ± 1.1 | 1.5 ± 43.7 | 0.96 ± 0.03 |
| Hip abduction (N=20) | | | |
| <i>Test session 1</i> | 8.3 ± 0.8 | -7.6 ± 33.4 | 0.98 ± 0.03 |
| <i>Test session 2</i> | 8.4 ± 1.0 | -14.8 ± 33.8 | 0.98 ± 0.03 |
| Hip internal rotation (N=15) | | | |
| <i>Test session 1</i> | 7.3 ± 0.9 | 28.2 ± 20.8 | 0.96 ± 0.03 |
| <i>Test session 2</i> | 7.3 ± 0.9 | 25.7 ± 20.7 | 0.96 ± 0.02 |
| Hip external rotation (N=15) | | | |
| <i>Test session 1</i> | 7.7 ± 1.1 | 25.5 ± 25.8 | 0.97 ± 0.03* |
| <i>Test session 2</i> | 7.7 ± 1.1 | 26.7 ± 22.5 | 0.95 ± 0.06 |
| Hip flexion (N=20) | | | |
| <i>Test session 1</i> | 8.8 ± 0.3 | 13.5 ± 20.8* | 1.00 ± 0.00 |
| <i>Test session 2</i> | 8.9 ± 0.3 | 6.1 ± 21.3 | 1.00 ± 0.00 |

Mean ± SD. RFD-SF, rate of force development scaling factor. * indicates a significant difference between test session 1 and test session 2 at $p < 0.05$.

Table IV. Reproducibility of the rate of force development scaling factor (RFD-SF) by muscle group

| Muscle group | Bias (%) | SEM (%) | ICC _{3,1} (95% CI) |
|-------------------------------------|--------------------|-------------------|-----------------------------|
| | Mean (95% CI) | Mean (95% CI) | |
| Hip adduction (N=20) | 2.4 (-2.1 to 7.2) | 7.1 (5.4 to 10.6) | 0.79 (0.54 to 0.91) |
| Hip abduction (N=20) | 0.9 (-3.8 to 5.7) | 7.4 (5.6 to 11.0) | 0.69 (0.37 to 0.86) |
| Hip internal rotation (N=15) | 0.2 (-6.2 to 7.1) | 8.9 (6.4 to 14.3) | 0.58 (0.11 to 0.83) |
| Hip external rotation (N=15) | -0.8 (-4.2 to 2.8) | 4.6 (3.4 to 7.4) | 0.92 (0.78 to 0.97) |
| Hip flexion (N=20) | 1.2 (-0.2 to 2.6) | 2.1 (1.6 to 3.1) | 0.76 (0.48 to 0.90) |

SEM, standard error of measurement; ICC, intraclass correlation coefficient; CI, confidence interval.

RFD-SF reproducibility results are presented in Table IV. No significant changes in the mean were observed between test sessions. All hip muscle groups presented SEM < 10% and ICC_{3,1} > 0.70, except hip abductors (ICC_{3,1} = 0.69) and hip internal rotators (ICC_{3,1} = 0.58).

Discussion

The main findings of this methodological study were that (a) the RFD-SF testing protocol was feasible for all subjects; (b) the RFD-SF was valid for all hip muscle groups, even though internal and external rotators required a modified analysis; (c) the agreement of RFD-SF was high ($SEM < 10\%$) for all hip muscle groups; (d) the reliability of RFD-SF was high to very high ($ICC_{3,1} > 0.70$) for hip flexors, adductors and external rotators, and moderate for hip abductors and internal rotators.

To our knowledge, this is the first study to assess the RFD-SF for the major hip muscles. This is of particular concern in the field of sports medicine due to the increased clinical interest raised by hip muscle function assessment in different young patient populations (e.g., symptomatic femoroacetabular impingement and patellofemoral pain syndrome), and to the potential application of RFD-SF for investigating the suspected neural origin of hip muscle weakness (Casartelli *et al.* 2011). On the other hand, a limitation of the present study is that RFD-SF reproducibility was evaluated in healthy subjects but not in patients. This represents however the first step in the validation process of RFD-SF for hip muscles. Aim of the present study was indeed to evaluate the feasibility, validity and reproducibility of the RFD-SF testing protocol in subjects with no symptoms (e.g., hip pain or discomfort) that could have otherwise affected the reproducibility outcomes (besides measurement variability).

All the subjects could complete the hip muscle RFD-SF testing protocol. One single minor adverse event (i.e., hip muscle cramps) occurred in a woman during hip external rotator testing. However, this event was unique and likely not related to the testing position and/or protocol. In addition, we noticed some abnormalities during hip internal and external rotation regression line computation as in many subjects the relationships between peak torque and peak RTD was logarithmic instead of linear (Figure 3). The linearity of this relationship is in fact an essential prerequisite for the accurate computation of the RFD-SF (Bellumori *et al.* 2013). As shown in Figure 3, the regression line increased linearly until about 60%MVC, but tended to stabilize afterwards. It is speculated that the overestimation of internal and external rotator MVC strength - mainly attributable to postural compensatory strategies - could partly explain this abnormality. Despite our efforts to standardize the testing positions (see methods), we suppose that some subjects adopted distinctive postural strategies to augment the MVC torque. For example, some of them tilted the pelvis and the trunk laterally in the direction opposite to force generation (e.g., right trunk tilting during left hip internal rotation assessments). As a consequence, fast contractions at high %MVC intensities could not be properly performed for hip internal and external rotators, contrary to all the other hip joint movements. Therefore, correct testing positions and proper execution of hip muscle MVCs

should be carefully verified in order to obtain linear regression lines across the whole range of contraction intensities.

The RFD-SF demonstrated high to very high reliability for hip adductors, hip external rotators, and hip flexors. In contrast, hip abductors and internal rotators showed only moderate reliability. It means that for the former hip muscle groups, the RFD-SF has an acceptable ability to distinguish between subjects, at least within this group of healthy young adults (de Vet *et al.* 2006), while for the latter hip muscle groups the testing position and/or protocol should be improved so as to achieve higher reliability. The RFD-SF demonstrated high agreement for all hip muscle groups. Agreement results could also be completed by calculating the noise-to-signal ratio, which can be expressed as an effect size (RFD-SF changes divided by SEM) (Norman *et al.* 2007). In fact, measurement error should not be larger than the changes in the recorded parameter over time (de Vet *et al.* 2006). Based on a previous study, the RFD-SF increased approximately 55% for ankle dorsiflexors after 12 weeks of high speed-low resistance strength training in healthy young adults (Van Cutsem *et al.* 1998). Considering these previously-reported RFD-SF changes (55%) - even though they were not obtained on hip muscles - and our SEM results obtained in healthy subjects (ranging between 2% and 9%), the signal (indicated by the changes) is 6 to 27 times larger compared to the noise (indicated by the agreement). Taken together, this suggests that hip muscle RFD-SF could have an acceptable ability to distinguish measurement error by real changes and therefore it could be used for studies with evaluative purposes (de Vet *et al.* 2006). However, these agreement results should be confirmed by additional research focusing on SEM and longitudinal changes of hip muscle RFD-SF in hip patients. On the other hand, the reproducibility of RFD-SF for the main hip muscles was generally lower compared to MVC torque reproducibility, both in the present study and in previous investigations (Krause *et al.* 2007; Pua *et al.* 2008; Thorborg *et al.* 2010). Although we observed similar agreement between hip muscle RFD-SF (SEM range: 2.1 to 8.9) and MVC torque (SEM range: 4.4 to 8.9) (Pua *et al.* 2008; Thorborg *et al.* 2010), reliability was generally lower for hip muscle RFD-SF (ICC range: 0.58 to 0.92) compared to MVC torque (ICC range: 0.74 to 0.98) (Krause *et al.* 2007; Pua *et al.* 2008; Thorborg *et al.* 2010).

Since the RFD-SF has been suggested to be a neuromuscular parameter independent of muscle mass and muscle strength (Bellumori *et al.* 2011), its assessment could potentially elucidate the suspected neural origin of hip muscle weakness (Casartelli *et al.* 2011). Based on previous animal and human studies, a close association has in fact been suggested between specific neural processes and RFD-SF or RFD outcomes (Smith *et al.* 1975; Ghez and Vicario 1978; Van Cutsem *et al.* 1998; de Ruyter *et al.* 2006). Smith *et al.* (1975) observed that the discharge rate of pre-central motor cortex neurons in the hand area positively correlated to finger opposition RFD in primates. Similarly, Ghez and Vicario (1978) reported that the

discharge rate of red nucleus neurons positively correlated to the forearm muscle RFD in cats. More recently, earlier activation and increased discharge rate of human tibialis anterior motor units were suggested to contribute to the considerable increase in RFD-SF induced by dynamic training (Van Cutsem *et al.* 1998). In addition, the initial knee extensor RFD was positively correlated to the neural activation in healthy young men (de Ruyter *et al.* 2006). Even if listing and discussing the possible neural determinants of RFD-SF and RFD go beyond the scope of the present study, RFD-SF evaluation may provide useful insights into the neural mechanisms underlying hip muscle weakness. The RFD-SF is a promising neuromuscular parameter that could be combined with MVC torque evaluation for a more comprehensive assessment of hip muscle function in clinical settings. Further research is however needed to improve the RFD-SF testing reproducibility for hip abductors and internal rotators, and to investigate the reproducibility of hip muscle RFD-SF in patients with hip pathologies. In addition, the validity of hip muscle RFD-SF should also be further investigated by (a) collecting normative data, (b) comparing hip patients to healthy controls, (c) comparing the involved to the uninvolved hip of patients, (d) evaluating changes in RFD-SF following surgery or rehabilitation and (e) investigating the neural correlates of RFD-SF.

In conclusion, hip muscle RFD-SF assessment was feasible and valid for healthy subjects, even though the analysis had to be slightly modified for hip rotators. The RFD-SF of hip adductors, external rotators and flexors demonstrated good reproducibility. In contrast, the RFD-SF of the hip abductors and internal rotators showed moderate reproducibility due to moderate reliability. The RFD-SF of hip adductors and flexors can be used with confidence for studies with discriminative and evaluative purposes. The RFD-SF of hip external rotators can be evaluated with confidence but at contraction intensities $\leq 60\%$ MVC. RFD-SF test settings for hip abductors and internal rotators should be improved to increase their reliability.

References

- Andersson EA, Nilsson J, Ma Z, Thorstensson A.** Abdominal and hip flexor muscle activation during various training exercises. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1997;75:115-23.
- Behm DG, St-Pierre DM, Perez D.** Muscle inactivation: assessment of interpolated twitch technique. *J Appl Physiol* 1996;81:2267-73.
- Bellumori M, Jaric S, Knight CA.** The rate of force development scaling factor (RFD-SF): protocol, reliability, and muscle comparisons. *Exp Brain Res* 2011;212:359-69.
- Casartelli NC, Leunig M, Item-Glatthorn JF, Lepers R, Maffiuletti NA.** Hip flexor muscle fatigue in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Int Orthop* 2012;36:967-73.

Casartelli NC, Maffiuletti NA, Item-Glatthorn JF, Staehli S, Bizzini M, Impellizzeri FM, Leunig M. Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage* 2011;19:816-21.

Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson RJ, Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39:1227-32.

Cook D. Detection of influential observation in linear regression. *Technometrics* 1977;19:15-8.

de Ruyter CJ, Van Leeuwen D, Heijblom A, Bobbert MF, de Haan A. Fast unilateral isometric knee extension torque development and bilateral jump height. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38:1843-52.

de Vet HC, Terwee CB, Knol DL, Bouter LM. When to use agreement versus reliability measures. *J Clin Epidemiol* 2006;59:1033-9.

Domholdt E. *Physical therapy research: principles and applications.* Philadelphia:Saunders,1993.

Flansbjerg UB, Holmback AM, Downham D, Patten C, Lexell J. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J Rehabil Med* 2005;37:75-82.

Frost KL, Bertocci GE, Wassinger CA, Munin MC, Burdett RG, Fitzgerald SG. Isometric performance following total hip arthroplasty and rehabilitation. *J Rehabil Res Dev* 2006;43:435-44.

Ghez C, Vicario D. Discharge of red nucleus neurons during voluntary muscle contraction: activity patterns and correlations with isometric force. *J Physiol (Paris)* 1978;74:283-5.

Gordon J, Ghez C. Trajectory control in targeted force impulses. II. Pulse height control. *Exp Brain Res* 1987;67:241-52.

Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33:671-6.

Klass M, Baudry S, Duchateau J. Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions. *J Appl Physiol* 2008;104:739-46.

Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewey JE, Hollman JH. Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:37-42.

Lennon OC, Denis RS, Grace N, Blake C. Feasibility, criterion validity and retest reliability of exercise testing using the Astrand-rhyming test protocol with an adaptive ergometer in stroke patients. *Disabil Rehabil* 2012;34:1149-56.

Maffiuletti NA. Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:220-9.

Mendis MD, Wilson SJ, Stanton W, Hides JA. Validity of real-time ultrasound imaging to measure anterior hip muscle size: a comparison with magnetic resonance imaging. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40:577-81.

Niemuth PE, Johnson RJ, Myers MJ, Thieman TJ. Hip muscle weakness and overuse injuries in recreational runners. *Clin J Sport Med* 2005;15:14-21.

Norman GR, Wyrwich KW, Patrick DL. The mathematical relationship among different forms of responsiveness coefficients. *Qual Life Res* 2007;16:815-22.

Philippon MJ, Decker MJ, Giphart JE, Torry MR, Wahoff MS, LaPrade RF. Rehabilitation exercise progression for the gluteus medius muscle with consideration for iliopsoas tendinitis: an in vivo electromyography study. *Am J Sports Med* 2011;39:1777-85.

Pua YH, Wrigley TV, Cowan SM, Bennell KL. Intrarater test-retest reliability of hip range of motion and hip muscle strength measurements in persons with hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:1146-54.

Smith AM, Hepp-Reymond MC, Wyss UR. Relation of activity in precentral cortical neurons to force and rate of force change during isometric contractions of finger muscles. *Exp Brain Res* 1975;23:315-32.

Thorborg K, Petersen J, Magnusson SP, Holmich P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scand J Med Sci Sports* 2010;20:493-501.

Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, McHugh MP. The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. *Am J Sports Med* 2001;29:124-8.

Tyler TF, Nicholas SJ, Mullaney MJ, McHugh MP. The role of hip muscle function in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med* 2006;34:630-6.

Van Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K. Changes in single motor unit behavior contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol* 1998;513:295-305.

Walter SD, Eliasziw M, Donner A. Sample size and optimal designs for reliability studies. *Stat Med* 1998;17:101-10.

Widler KS, Glatthorn JF, Bizzini M, Impellizzeri FM, Munzinger U, Leunig M, Maffiuletti NA. Assessment of hip abductor muscle strength. A validity and reliability study. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:2666-72.

Conclusions

L'Étude V a mis en évidence que le RFD-SF de la hanche pouvait être facilement évalué, chez des adultes jeunes et en bonne santé, et présentait une bonne reproductibilité pour les adducteurs, rotateurs externes et fléchisseurs de la hanche, mais pas pour les abducteurs et rotateurs internes. Avant d'évaluer l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche chez des patients présentant un FAI symptomatique, la reproductibilité du RFD-SF de la hanche doit être évaluée chez ces patients, qui font normalement état de douleurs et d'un inconfort à la hanche. Les futures recherches devront davantage étudier la validité du RFD-SF pour l'évaluation de l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche, et particulièrement, la capacité du RFD-SF de la hanche à discriminer les patients présentant un FAI symptomatique et les sujets contrôles en bonne santé.

4 DISCUSSION et PERSPECTIVES

Le déficit de force musculaire au niveau de la hanche chez les patients présentant un FAI symptomatique

La connaissance de l'importance et de la spécificité du déficit de force musculaire au niveau de la hanche chez des patients FAI présente un intérêt particulier pour les cliniciens. Kelly et coll. (2003) ont proposé que l'évaluation de la force musculaire de la hanche devrait être réalisée pendant l'examen physique de tous les patients présentant une hanche symptomatique. La question de savoir si les patients FAI présentent ou non un déficit de force musculaire au niveau de la hanche, et, si oui, quels sont les groupes musculaires de la hanche les plus déficitaires, mérite d'être posée lors d'un examen. Nos travaux ont montré que chez les patients FAI, les fléchisseurs et adducteurs de la hanche étaient les groupes musculaires les plus déficitaires, avec respectivement un déficit de force de 26% et 28% (Étude I). Étant donné qu'un déficit de force musculaire supérieur à 20% est considéré comme «presque certainement pathologique» (Sapega 1990; Maffiuletti 2010), l'évaluation de la force musculaire des fléchisseurs et des adducteurs de la hanche lors de l'examen physique donnerait des informations supplémentaires et utiles pour aider à caractériser le FAI.

L'évaluation du déficit de force musculaire au niveau de la hanche

La force musculaire des fléchisseurs et adducteurs de la hanche devrait être évaluée de façon objective pendant l'examen physique du patient. Le système le plus pratique et le plus facile à utiliser dans des milieux cliniques est le dynamomètre portatif. La force musculaire des fléchisseurs et des adducteurs de la hanche peut être évaluée lors des MVC isométriques en utilisant les mêmes procédures de test qui ont été adoptés dans nos études (Études I-IV). Le déficit de force musculaire de la hanche lésée peut être quantifiée en comparant sa force à des valeurs de force de référence de sujets sains et/ou à la force de la hanche controlatérale (Maffiuletti 2010). Toutefois, il est assez difficile d'obtenir des valeurs de force de référence, car cela implique l'évaluation d'un grand nombre de sujets en bonne santé présentant des caractéristiques (ex. sexe, âge, masse corporelle, niveau d'activité physique) comparables à celles des patients. En plus, les valeurs de force musculaire de référence devraient être évaluées en utilisant des systèmes de mesure, des positions et des protocoles de test similaires à ceux utilisés pour l'évaluation des patients. Pour cette raison, la comparaison à la hanche controlatérale est probablement la plus facile à réaliser dans les milieux cliniques, même si la

hanche controlatérale peut être aussi lésée chez des patients présentant un FAI bilatéral, voire des symptômes bilatéraux (Allen et coll. 2009).

Les facteurs physiologiques impliqués dans le déficit de force musculaire au niveau de la hanche

Les facteurs physiologiques impliqués dans le déficit de force musculaire au niveau de la hanche ne peuvent pas être identifiés avec certitude sur la base de nos résultats (Étude I). Des déficits au niveau nerveux et/ou musculaire, causés respectivement par une inhibition musculaire arthrogène et/ou une atrophie musculaire, sont des facteurs potentiels sous-jacents au déficit de force musculaire (Maffiuletti 2010). On ne peut pas exclure que notre série de patients FAI pourrait présenter une atrophie musculaire au niveau de la hanche, car la masse musculaire n'a pas été évaluée dans nos études. Par contre, l'inhibition musculaire arthrogène a été évaluée dans le cadre de l'Étude I au moyen de l'activité EMG de surface de deux fléchisseurs superficiels de la hanche (rectus femoris et tensor fasciae latae) lors des contractions maximales isométriques. Nos résultats ont montré que l'activité EMG de ces deux muscles était réduite, indiquant une capacité diminuée des patients FAI à activer ces fléchisseurs secondaires de la hanche. Il a été proposé que la douleur à la hanche, même si relativement légère (moyenne de 27 sur une échelle visuelle analogique de 0 à 100), ou la peur de ressentir de la douleur lors des contractions isométriques des fléchisseurs de la hanche, pouvaient partiellement expliquer l'inhibition musculaire arthrogène (Arokoski et coll. 2002). Toutefois, il faut également prendre en considération que seule l'activité EMG des deux fléchisseurs superficiels de la hanche a été analysée. L'activité EMG du muscle iliopsoas, qui est le fléchisseur le plus important et probablement le plus déficitaire chez les patients FAI (Philippon et coll. 2011), n'a pas été mesurée pour éviter l'utilisation de techniques de mesure invasive (électrodes aiguilles). Même si d'autres travaux supplémentaires sont nécessaires pour confirmer nos hypothèses, nous suggérons que (1) l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche existe chez les patients FAI, (2) cette inhibition musculaire arthrogène peut expliquer, au moins en partie, le déficit de force mesuré au niveau de la hanche, et (3) ce déficit de force musculaire peut aussi être à l'origine de la sensation de douleur au niveau de la hanche, des limitations fonctionnelles et du développement précoce de la coxarthrose (Palmieri-Smith et Thomas 2009). Ainsi, l'évaluation de l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche mérite d'être étudiée de manière plus approfondie chez les patients présentant un FAI symptomatique.

L'évaluation de l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche en utilisant le RFD-SF

L'évaluation de l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche est toutefois limitée par l'impossibilité d'exécuter de la stimulation surimposée (twitch interpolation), laquelle est souvent utilisée pour l'évaluation de l'inhibition musculaire arthrogène du quadriceps (Behm et coll. 1996). En réalité, nous avons essayé, sans succès malheureusement, de stimuler les fléchisseurs de la hanche en utilisant de grandes électrodes de surface lors d'essais pilotes. En fait, l'incapacité de stimuler les fléchisseurs les plus importants mais profondes (ex. muscle iliopsoas) en utilisant des électrodes de surface n'a pas permis de produire une flexion maximale de la hanche. Le RFD-SF semble être une alternative intéressante et valable pour évaluer l'inhibition musculaire arthrogène. En effet, l'Étude V a montré que le RFD-SF pouvait être évalué au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche, et que presque tous les sujets adultes sains testés lors de l'étude pouvaient réaliser les tests sans difficulté particulière, attestant de la bonne faisabilité de la méthode. Une bonne reproductibilité des résultats a été trouvée pour les adducteurs, fléchisseurs et rotateurs externes de la hanche. Par contre, les abducteurs et rotateurs internes de la hanche démontraient une faible reproductibilité des résultats. Ainsi, l'évaluation du RFD-SF, en parallèle de la MVC, n'est pas recommandée pour les abducteurs et les rotateurs internes en utilisant les procédures de test qui ont été adoptées dans l'Étude V. Des études complémentaires devront confirmer la reproductibilité du RFD-SF de la hanche chez des patients FAI, et évaluer sa fiabilité pour que le RFD-SF puisse effectivement constituer un indice utilisable pour l'évaluation de l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche.

Le déficit de force musculaire au niveau de la hanche et les altérations fonctionnelles

Les résultats de l'Étude I confirment que les altérations cinématiques de la hanche symptomatique des patients FAI, pendant des activités fonctionnelles impliquant le port d'une charge, peuvent être induites, au moins partiellement, par un déficit musculaire au niveau de la hanche (Austin et coll. 2008; Hunt et coll. 2013). Hunt et coll. (2013) ont montré que les patients FAI adoptaient une stratégie de stabilisation de la marche en réduisant les amplitudes articulaires en adduction et rotation interne de la hanche pour minimiser la douleur et/ou compenser un déficit de force musculaire des abducteurs et des rotateurs externes de la hanche. Par contre, Austin et coll. (2008) ont montré qu'un patient FAI présentait des amplitudes articulaires excessives en adduction et rotation interne de la hanche associées à la

douleur à la hanche, lors de la phase de maintien du poids de corps pendant des activités à intensités modérées à élevées (ex. en réalisant un pas vers le bas, un saut en contrebas, et lors de la course à pied) (Austin et coll. 2008). Dans ce cas, l'intensité modérée à élevée de ces activités fonctionnelles ne permettait pas au patient d'adopter des stratégies de stabilisation pour compenser un déficit de force musculaire au niveau de la hanche. Par conséquent, les moments de force externe qui agissent sur les membres inférieurs indiquaient une adduction et rotation interne excessive de la hanche, compte tenu que les abducteurs et rotateurs externes de la hanche n'étaient pas assez forts pour compenser les moments de force externe. L'Étude I a montré un déficit de force musculaire de 11% au niveau des adducteurs et de 18% au niveau des rotateurs externes de la hanche. Cela indique que la force des rotateurs externes est significativement réduite chez les patients présentant un FAI symptomatique, contribuant potentiellement aux altérations cinématiques qui ont été signalées. De façon intéressante, les mêmes altérations cinématiques, associées à un déficit de force musculaire au niveau de la hanche, ont été également observées chez des patients présentant une douleur au genou causée par un syndrome patello-fémoral lors des tâches fonctionnelles d'intensité modérée à élevée (Powers 2010). En effet, une trop forte adduction et rotation interne de la hanche entraînerait un déplacement du genou en position valgus et une surface de contact articulaire réduite au niveau de l'articulation patello-fémorale. Ces facteurs pourraient induire une lésion patello-fémorale liée à une trop forte sollicitation, et par conséquent de la douleur au niveau du genou. Ainsi, on ne peut exclure que ces altérations cinématiques de la hanche puissent également causer une douleur patello-fémorale chez les patients présentant un FAI symptomatique. Cela explique pourquoi certains patients FAI font état d'une douleur au niveau du genou lors de l'examen clinique (Clohisy et coll. 2009). Nous n'avons évalué la force des groupes musculaires de la hanche que lors de contractions maximales, cependant bien souvent les niveaux de force sont sous-maximales lors de la marche et d'autres tâches fonctionnelles. Des recherches ultérieures devront confirmer ces hypothèses en étudiant l'activité EMG des muscles de la hanche des patients FAI lors des différentes activités fonctionnelles dynamiques impliquant le port d'une charge (ex. marche, course à pied, mouvement de squat).

Fatigabilité musculaire au niveau de la hanche et altérations fonctionnelles

Les limitations fonctionnelles présentées par les patients FAI lors de la réalisation des tâches dynamiques (ex. marche, course à pied) (Clohisy et coll. 2009) ne semblent pas être influencées par une fatigabilité musculaire accrue au niveau de la hanche (Étude II). Deux

protocoles de test, utilisant des caractéristiques de contraction musculaire différentes (statiques vs. dynamiques, sous-maximales vs. maximales, prolongées vs. intermittentes), ont été mise en place afin d'induire une fatigue des fléchisseurs de la hanche, en reflétant des situations fonctionnelles que les patients FAI peuvent rencontrer lors de leur vie quotidienne ou sportive. Toutefois, aucun des paramètres de fatigabilité musculaire mesurés ne présentait de différences significatives entre les patients FAI et les sujets contrôles. On doit cependant tenir compte que la fatigabilité musculaire des fléchisseurs de la hanche a été comparée entre des patients FAI et des sujets contrôles pour des mêmes niveaux de force relative (50% de MVC lors d'une contraction isométrique prolongée et 100% de MVC lors d'une série de contractions dynamiques). Étant donné que les patients FAI présentaient un déficit de force musculaire des fléchisseurs de la hanche soit sous conditions isométriques (21%) soit isocinétiques (16%), les fléchisseurs de la hanche produisaient des niveaux de force inférieurs par rapport aux sujets contrôles lors des tâches fatigantes. On ne peut donc pas exclure que les patients FAI puissent présenter une fatigabilité musculaire des fléchisseurs de la hanche supérieure aux sujets contrôles, s'ils étaient comparés aux mêmes niveaux absolus de force.

La force musculaire de la hanche après arthroscopie

Les patients évalués dans l'Étude I et opérés en arthroscopie pour traiter un FAI symptomatique faisaient état d'une augmentation de la force au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche (de l'ordre de 9% à 59%) deux ans et demi après l'opération (Étude III). Ce résultat suggère que la correction des déformations osseuses peut rétablir la biomécanique normale de la hanche, et que le traitement des pathologies intra-articulaires associées au FAI peut éliminer ou réduire la douleur ainsi que l'inhibition musculaire arthrogène. Après l'arthroscopie, les patients FAI présentaient cependant un déficit de force au niveau des fléchisseurs de la hanche (18%), lequel pourrait être causé par une inhibition musculaire arthrogène persistante au niveau de ce groupe musculaire. Il est bien connu qu'une tendinite des fléchisseurs de la hanche se produit souvent après une arthroscopie de la hanche (Philippon et coll. 2011). Toutefois, son occurrence n'a pas été contrôlée auprès de notre série de patients FAI. Une tendinite des fléchisseurs de la hanche pourrait avoir limité le renforcement général des groupes musculaires de la hanche après l'opération, et en particulier des fléchisseurs. Par ailleurs, la rééducation précautionneuse pourrait avoir renforcé les fléchisseurs de la hanche afin d'éviter l'apparition d'une tendinite. La persistance du déficit de force musculaire des fléchisseurs de la hanche deux ans et demi après l'arthroscopie suggère toutefois que l'on doit mettre davantage l'accent sur le renforcement des fléchisseurs de la hanche dans les dernières phases de la rééducation après l'opération. Il doit par ailleurs être

pris en compte que le nombre restreint de notre échantillon d'étude a réduit la probabilité de trouver des différences de force au niveau des autres groupes musculaires de la hanche entre les patients FAI et les sujets contrôles après l'opération, si elles existaient réellement (Cohen 1992). Il n'est donc pas exclu que d'autres groupes musculaires pourraient démontrer un déficit de force deux ans et demi après l'arthroscopie. D'autre part, les patients FAI n'étaient pas totalement satisfaits de l'état de santé de la hanche opérée (Étude III). Il est possible que ces résultats soient la conséquence d'attentes trop élevées de la part des patients avant l'opération concernant la réduction de la douleur au niveau de la hanche et la reprise du sport (Mannion et coll. 2013). Bien que la totalité des patients FAI de notre série a fait état d'une réduction de la douleur à la hanche après l'opération, ils présentaient des différences notables quant à l'amélioration de la capacité à pratiquer du sport. Cette attente trop optimiste pourrait être la raison qui explique une certaine insatisfaction des patients FAI après l'arthroscopie et ce, malgré le fait qu'ils présentaient une bonne récupération musculaire au niveau de la hanche et de bons résultats cliniques. La récupération de la force musculaire au niveau de la hanche des autres sous-groupes de patients FAI, évalués dans le cadre de l'Étude I (c.à.d. patients FAI n'ayant pas été opérés ou ayant été opérés en chirurgie ouverte) n'a pas été mesurée compte tenu la taille trop faible de leurs échantillons. Les différences de récupération de la force musculaire au niveau de la hanche entre les patients opérés par arthroscopie et les patients opérés en chirurgie ouverte, devront être évaluées lors de futures recherches.

Limites dues à la taille de l'échantillon

Certaines limites concernant l'échantillon des patients FAI évalués dans les Études I-III méritent d'être discutées. Si on considère que tous les patients FAI font partie d'un même groupe de sujets, la taille de l'échantillon adoptée dans le cadre des Études I & II est justifiée. La taille de l'échantillon de l'Étude III est évidemment limitée ($N=8$), ce qui pourrait influencer la portée des résultats. Le faible nombre de sujets réduirait ainsi la probabilité de trouver une différence même quand cette dernière existe réellement (Cohen 1992). Par contre, l'augmentation significative de la force qui a été observée au niveau de tous les groupes musculaires après l'arthroscopie, et la persistance du déficit de force musculaire des fléchisseurs de la hanche après l'opération n'ont pas été masqués par une puissance statistique relativement faible. Comme mentionné préalablement, des déficits de force au niveau des autres groupes musculaires de la hanche autre que les fléchisseurs, pourraient peut être mis en évidence en utilisant un échantillon plus grand. En plus, l'ensemble des 22 patients FAI ou une partie d'entre eux a été évalué dans les Études I-III. Étant donné que chaque évaluation au laboratoire prenait beaucoup de temps aux patients, nous avons décidé de limiter la taille de

l'échantillon initial à 22 patients FAI d'après une analyse de puissance statistique. Ceci limite la généralisation de nos résultats. On suppose toutefois que les résultats principaux des Études I-III (c.à.d. déficit de force musculaire des fléchisseurs et adducteurs de la hanche, aucune fatigabilité musculaire exagérée des fléchisseurs de la hanche, augmentation de la force au niveau de tous les groupes musculaires de la hanche et déficit de force musculaire des fléchisseurs de la hanche après l'arthroscopie) pourraient être également observés chez la plupart des patients FAI. Par ailleurs, il est de plus en plus évident que les patients présentant un FAI sont très différents les uns des autres, étant donné qu'ils présentent différents types et tailles de déformations osseuses ainsi que différentes pathologies intra-articulaires associées au FAI. La fonction musculaire au niveau de la hanche pourrait être influencée par les caractéristiques individuelles à chaque patient FAI. Ainsi, une étude future devra évaluer la force musculaire au niveau de la hanche avant et après la chirurgie, en utilisant un échantillon de patients FAI plus grand et en les classant selon leurs caractéristiques individuelles (ex. quantité de déformation de type came ou tenaille, présence de lésions au cartilage, quantité de la résection du labrum pendant l'opération).

Les conséquences d'un déficit de force musculaire au niveau de la hanche

Un déficit de la fonction musculaire au niveau de la hanche pourrait également jouer un rôle dans le développement et la persistance des symptômes et limitations fonctionnelles associées au FAI. Draovitch et coll. (2012) ont récemment proposé une méthode (le concept des couches) pour déterminer, d'une façon systématique, les structures anatomiques autour de la hanche qui génèrent la douleur. La première couche est constituée par les structures osseuses (c.à.d. la portion proximale du fémur, l'acétabulum, le bassin), la deuxième couche par les structures inertes (c.à.d. le labrum, la capsule articulaire, le complexe ligamentaire), la troisième couche par les structures contractiles (c.à.d. les muscles de la hanche et du tronc) et la quatrième couche par les structures neuromécaniques (c.à.d. les mécanorécepteurs et nocicepteurs). On part du principe que la douleur à la hanche est habituellement induite par les pathologies intra-articulaires (p. ex. déchirure du labrum, lésion du cartilage) causées par le FAI et secondaire aux déformations osseuses du fémur et/ou de l'acétabulum. Cependant, plusieurs études ont récemment rapportées une haute prévalence de déformations osseuses pathologiques chez des sujets asymptomatiques (Hack et coll. 2010; Kapron et coll. 2011; Gerhardt et coll. 2012; Johnson et coll. 2012). De plus, une étude, non publiée, a fait état d'une prévalence de 73% de pathologies intra-articulaires à la hanche associées au FAI (ex. déchirure du labrum, lésion du cartilage) chez 45 sujets asymptomatiques, dont 69%

présentaient des déchirures du labrum (Register et coll., congrès ESSKA, 2012). Selon ces résultats, la douleur au niveau de la hanche ne doit pas être forcément provoquée par les pathologies intra-articulaires associées au FAI, ni par des déformations osseuses sous-jacentes (Couches I & II). On peut aussi supposer que la fonction neuromusculaire au niveau de la hanche (Couches III & IV) pourrait également être impliquée dans l'occurrence et la persistance des symptômes chez les patients présentant un FAI symptomatique. Étant donné que nos patients démontraient un déficit de force et une inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche (Étude I), et que la moitié d'entre eux n'étaient pas totalement satisfaits de l'état de santé de la hanche opérée à deux ans et demi après l'opération (Étude III), il serait intéressant d'évaluer les effets sur les symptômes des patients FAI suite à un essai de thérapie conservatrice. Celle-ci viserait spécifiquement l'amélioration de la force musculaire et du contrôle neuromusculaire ainsi que la réduction de l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche. D'après les résultats des Études I & II, le protocole d'intervention devrait être structuré de façon à améliorer la capacité des patients à produire une force musculaire maximale et à réduire l'inhibition musculaire arthrogène au niveau de la hanche. Par contre, aucun d'effort particulier ne devrait a priori être mis en place pour améliorer la capacité des patients FAI à réduire la fatigabilité musculaire au niveau de la hanche. Il est toutefois envisageable qu'un essai de thérapie conservatrice ne soit pas efficace pour tous les types de patients FAI et que ceux qui présentent des déformations came importantes et des exigences physiques élevées nécessiteront probablement une intervention chirurgicale pour réduire ou éliminer les symptômes. Une prochaine étude devra identifier les sous-groupes de patients FAI, chez qui une thérapie conservatrice visant à améliorer la fonction neuromusculaire de la hanche pourrait réduire les symptômes.

Chirurgie bilatérale ouverte pour traiter le FAI chez des athlètes professionnels

Même si cela n'a jusqu'à présent pas été démontré, il est vraisemblable qu'une thérapie conservatrice ne pourra pas permettre à un athlète professionnel, présentant des déformations came significatives et des lésions du labrum, de s'entraîner et de jouer sans symptômes et limitations fonctionnelles. Dans l'Étude IV, nous avons décrit l'histoire clinique, la rééducation spécifique et le reprise du sport d'un joueur professionnel de hockey sur glace, qui a été opéré en chirurgie ouverte pour traiter un FAI symptomatique bilatéral. L'approche arthroscopique est normalement privilégiée face à la chirurgie ouverte pour soigner les athlètes, parce qu'elle minimise les dommages des tissus mous liés à l'opération et qu'elle accélère la reprise du sport (Philippon et coll. 2010). Toutefois, la chirurgie ouverte a été

choisie dans ce cas particulier à cause du suspect des lésions au cartilage et de la localisation latérale des déformations de type came, qui auraient été difficiles à traiter par arthroscopie (Naal et coll. 2011b). La chirurgie ouverte permet une visualisation à 360° de l'articulation de la hanche, la correction de toutes les déformations osseuses et le traitement de toutes les pathologies intra-articulaires (Botser et coll. 2011). Cependant, la chirurgie ouverte a le désavantage d'éventuellement causer un déficit persistant de force musculaire des abducteurs de la hanche après l'opération, qui pourrait être déshabilitation surtout pour des athlètes professionnels. Dans notre étude de cas, étant donné que les deux hanches étaient symptomatiques et qu'elles nécessitaient d'être opérées, les deux interventions ont eu lieu à un intervalle très court (6 semaines) afin de réduire le temps de rééducation et la reprise du sport de l'athlète. Malgré les potentiels désavantages liés à la chirurgie ouverte bilatérale, nous avons démontré qu'elle avait été une option satisfaisante pour le traitement d'un FAI bilatéral en utilisant un protocole de rééducation standardisé, mais adapté pour la rééducation des deux hanches. Cependant, l'occurrence de la déhiscence de la bandelette ilio-tibiale doit être envisagée et identifiée aussi vite que possible puisqu'elle peut limiter, de façon significative, le renforcement des abducteurs de la hanche et ainsi retarder la reprise du sport.

Conclusions

L'ensemble des travaux effectués lors de cette thèse a permis de caractériser l'importance et la spécificité du déficit de la fonction musculaire au niveau de la hanche chez des patients présentant un FAI symptomatique (Étude I & II). Nous avons aussi évalué la reproductibilité du RFD-SF au niveau des groupes musculaires de la hanche. Nos résultats obtenus chez des sujets sains sont prometteurs pour l'évaluation de l'inhibition musculaire arthrogène chez les patients FAI (Étude V). Il apparaît aussi que l'arthroscopie de la hanche pour traiter un FAI symptomatique permet a priori une bonne récupération de la force de tous les groupes musculaires de la hanche, à l'exception des fléchisseurs (Étude III). Cependant, la satisfaction des patients après l'arthroscopie reste médiocre. Finalement, notre étude de cas a montré que la chirurgie ouverte bilatérale dans un intervalle de 6 semaines pour traiter un FAI bilatéral était une intervention satisfaisante chez un joueur professionnel de hockey sur glace (Étude IV). Toutefois, les résultats montrent que l'occurrence de la déhiscence de la bandelette ilio-tibiale doit être identifiée et traitée aussi vite que possible. Des travaux futurs devront (1) confirmer l'importance et la spécificité du déficit de fonction musculaire au niveau de la hanche en considérant un plus grand échantillon de patients présentant un FAI symptomatique, et (2) évaluer les différences entre les patients et les différents types (c.à.d. came, tenaille, combiné) et tailles de déformations osseuses, de pathologies intra-articulaires

(ex. déchirure du labrum, lésion du cartilage) et caractéristiques personnelles (ex. niveau d'activité physique). De plus, il serait intéressant de comparer la récupération de la fonction musculaire au niveau de la hanche entre les patients FAI opérés par arthroscopie et ceux opérés en chirurgie ouverte. L'efficacité d'une thérapie conservatrice visant à améliorer la force musculaire et le contrôle neuromusculaire et à réduire l'inhibition musculaire arthrogène de la hanche, devrait également faire l'objet d'une évaluation chez les patients présentant un FAI avant qu'ils ne soient opérés.

5 BIBLIOGRAPHIE

Allen D, Beulé PE, amadan O, Doucette S. Prevalence of associated deformities and hip pain in patients with cam-type femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91:589.

Andersson EA, Nilsson J, Ma Z, Thorstensson A. Abdominal and hip flexor muscle activation during various training exercises. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1997;75:115-23.

Arokoski MH, Arokoski JP, Haara M, Kankaanpaa M, Vesterinen M, Niemitukia LH, Helminen HJ. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatol* 2002;29:2185-95.

Austin AB, Souza RB, Meyer JL, Powers CM. Identification of abnormal hip motion associated with acetabular labral pathology. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38:558-65.

Barry BK, Enoka RM. The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. *Integr Comp Biol* 2007;47:465-73.

Beulé PE, Allen DJ, Clohisy JC, Schoenecker P, Leunig M. The young adult with hip impingement: deciding on the optimal intervention. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:210-21.

Beaulieu ML, Lamontagne M, Beulé PE. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait Posture* 2010;32:269-73.

Beck M, Kalhor M, Leunig M, Ganz R. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87:1012-8.

Bedi A, Dolan M, Leunig M, Kelly BT. Static and dynamic mechanical causes of hip pain. *Arthroscopy* 2011;27:235-51.

Bedi A, Kelly BT. Femoroacetabular impingement. *J Bone Joint Surg Am* 2013;95:82-92.

Behm DG, St-Pierre DM, Perez D. Muscle inactivation: assessment of interpolated twitch technique. *J Appl Physiol* 1996;81:2267-73.

Bellumori M, Jaric S, Knight CA. The rate of force development scaling factor (RFD-SF): protocol, reliability, and muscle comparisons. *Exp Brain Res* 2011;212:359-69.

Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, Sharma SS. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:83-92.

Bizzini M, Nötzli HP, Maffiuletti NA. Femoroacetabular impingement in professional ice hockey players: a case series of 5 athletes after open surgical decompression of the hip. *Am J Sports Med* 2007;35:1955-9.

Bohannon RW. Measuring knee extensor muscle strength. *Am J Phys Med Rehabil* 2001;80:13-8.

Botser IB, Smith TW, Jr., Nasser R, Domb BG. Open surgical dislocation versus arthroscopy for femoroacetabular impingement: a comparison of clinical outcomes. *Arthroscopy* 2011;27:270-8.

Brisson N, Lamontagne M, Kennedy MJ, Beulé PE. The effects of cam femoroacetabular impingement corrective surgery on lower-extremity gait biomechanics. *Gait Posture* 2013;37:258-63.

Byrd JW. Femoroacetabular impingement in athletes, part I: cause and assessment. *Sports Health* 2010a;2:321-33.

- Byrd JW.** Femoroacetabular impingement in athletes, part II: treatment and outcomes. *Sports Health* 2010b;2:403-9.
- Click Fenter P, Bellew JW, Pitts TA, Kay RE.** Reliability of stabilised commercial dynamometers for measuring hip abduction strength: a pilot study. *Br J Sports Med* 2003;37:331-4.
- Clohisey JC, Knaus ER, Hunt DM, Leshner JM, Harris-Hayes M, Prather H.** Clinical presentation of patients with symptomatic anterior hip impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:638-44.
- Cohen J.** A power primer. *Psychol Bull* 1992;112:155-9.
- Draovitch P, Edelstein J, Kelly BT.** The layer concept: utilization in determining the pain generators, pathology and how structure determines treatment. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2012;5:1-8.
- Edelstein J, Ranawat A, Enseki KR, Yun RJ, Draovitch P.** Post-operative guidelines following hip arthroscopy. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2012;5:15-23.
- Eijer H, Myers SR, Ganz R.** Anterior femoroacetabular impingement after femoral neck fractures. *J Orthop Trauma* 2001;15:475-81.
- Enseki KR, Martin R, Kelly BT.** Rehabilitation after arthroscopic decompression for femoroacetabular impingement. *Clin Sports Med* 2010;29:247-55.
- Farina D, Merletti R, Enoka RM.** The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol (1985)* 2004;96:1486-95.
- Frost KL, Bertocci GE, Wassinger CA, Munin MC, Burdett RG, Fitzgerald SG.** Isometric performance following total hip arthroplasty and rehabilitation. *J Rehabil Res Dev* 2006;43:435-44.
- Ganz R, Gill TJ, Gautier E, Ganz K, Krugel N, Berlemann U.** Surgical dislocation of the adult hip a technique with full access to the femoral head and acetabulum without the risk of avascular necrosis. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83:1119-24.
- Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Nötzli H, Siebenrock KA.** Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2003;417:112-20.
- Gerhardt MB, Romero AA, Silvers HJ, Harris DJ, Watanabe D, Mandelbaum BR.** The prevalence of radiographic hip abnormalities in elite soccer players. *Am J Sports Med* 2012;40:584-8.
- Ghez C, Vicario D.** Discharge of red nucleus neurons during voluntary muscle contraction: activity patterns and correlations with isometric force. *J Physiol (Paris)* 1978;74:283-5.
- Gosvig KK, Jacobsen S, Sonne-Holm S, Gebuhr P.** The prevalence of cam-type deformity of the hip joint: a survey of 4151 subjects of the Copenhagen Osteoarthritis Study. *Acta Radiol* 2008;49:436-41.
- Gosvig KK, Jacobsen S, Sonne-Holm S, Palm H, Troelsen A.** Prevalence of malformations of the hip joint and their relationship to sex, groin pain, and risk of osteoarthritis: a population-based survey. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:1162-9.
- Hack K, Di Primio G, Rakhra K, Beaulé PE.** Prevalence of cam-type femoroacetabular impingement morphology in asymptomatic volunteers. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:2436-44.
- Hardcastle P, Nade S.** The significance of the Trendelenburg test. *J Bone Joint Surg Br* 1985;67:741-6.
- Harris WH.** Etiology of osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 1986;213:20-33.

- Hunt MA, Gunether JR, Gilbert MK.** Kinematic and kinetic differences during walking in patients with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2013;28:519-23.
- Ito K, Minka MA, 2nd, Leunig M, Werlen S, Ganz R.** Femoroacetabular impingement and the cam-effect. A MRI-based quantitative anatomical study of the femoral head-neck offset. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83:171-6.
- Johnson AC, Shaman MA, Ryan TG.** Femoroacetabular impingement in former high-level youth soccer players. *Am J Sports Med* 2012;40:1342-6.
- Kapron AL, Anderson AE, Aoki SK, Phillips LG, Petron DJ, Toth R, Peters CL.** Radiographic prevalence of femoroacetabular impingement in collegiate football players: AAOS Exhibit Selection. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93:e111(1-10).
- Kelly BT, Williams RJ, 3rd, Philippon MJ.** Hip arthroscopy: current indications, treatment options, and management issues. *Am J Sports Med* 2003;31:1020-37.
- Kennedy MJ, Lamontagne M, Beaulé PE.** Femoroacetabular impingement alters hip and pelvic biomechanics during gait: walking biomechanics of FAI. *Gait Posture* 2009;30:41-4.
- Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewey JE, Hollman JH.** Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:37-42.
- Kubiak-Langer M, Tannast M, Murphy SB, Siebenrock KA, Langlotz F.** Range of motion in anterior femoroacetabular impingement. *Clin Orthop Relat Res* 2007;458:117-24.
- Lamontagne M, Brisson N, Kennedy MJ, Beaulé PE.** Preoperative and postoperative lower-extremity joint and pelvic kinematics during maximal squatting of patients with cam femoro-acetabular impingement. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93 Suppl 2:40-5.
- Lamontagne M, Kennedy MJ, Beaulé PE.** The effect of cam FAI on hip and pelvic motion during maximum squat. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:645-50.
- Leunig M, Beck M, Dora C, Ganz R.** Femoroacetabular impingement: etiology and surgical concept. *Oper Tech Orthop* 2005:247-55.
- Leunig M, Beaulé PE, Ganz R.** The concept of femoroacetabular impingement: current status and future perspectives. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:616-22.
- Leunig M, Casillas MM, Hamlet M, Hersche O, Nötzli H, Slongo T, Ganz R.** Slipped capital femoral epiphysis: early mechanical damage to the acetabular cartilage by a prominent femoral metaphysis. *Acta Orthop Scand* 2000;71:370-5.
- Leunig M, Jüni P, Werlen S, Limacher A, Nüesch E, Pfirrmann CW, Trelle S, Odermatt A, Hofstetter W, Ganz R, Reichenbach S.** Prevalence of cam and pincer-type deformities on hip MRI in an asymptomatic young Swiss female population: a cross-sectional study. *Osteoarthritis Cartilage* 2013;21:544-50.
- Leunig M, Slongo T, Kleinschmidt M, Ganz R.** Subcapital correction osteotomy in slipped capital femoral epiphysis by means of surgical hip dislocation. *Oper Orthop Traumatol* 2007;19:389-410.
- Li PL, Ganz R.** Morphologic features of congenital acetabular dysplasia: one in six is retroverted. *Clin Orthop Relat Res* 2003;416:245-53.
- Maffiuletti NA.** Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:220-9.
- Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U.** Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging* 2007;27:346-53.

- Mannion AF, Impellizzeri FM, Naal FD, Leunig M.** Fulfillment of patient-rated expectations predicts the outcome of surgery for femoroacetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage* 2013;21:44-50.
- McHugh MP, Tyler TF, Nicholas SJ, Browne MG, Gleim GW.** Electromyographic analysis of quadriceps fatigue after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001;31:25-32.
- Mendis MD, Wilson SJ, Stanton W, Hides JA.** Validity of real-time ultrasound imaging to measure anterior hip muscle size: a comparison with magnetic resonance imaging. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40:577-81.
- Missenard O, Mottet D, Perrey S.** Factors responsible for force steadiness impairment with fatigue. *Muscle Nerve* 2009;40:1019-32.
- Montgomery WH, 3rd, Pink M, Perry J.** Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. *Am J Sports Med* 1994;22:272-8.
- Murphy SB, Kijewski PK, Millis MB, Harless A.** Acetabular dysplasia in the adolescent and young adult. *Clin Orthop Relat Res* 1990;261:214-23.
- Myers SR, Eijer H, Ganz R.** Anterior femoroacetabular impingement after periacetabular osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 1999;363:93-9.
- Naal FD, Miozzari HH, Wyss TF, Notzli HP.** Surgical hip dislocation for the treatment of femoroacetabular impingement in high-level athletes. *Am J Sports Med* 2011b;39:544-50.
- Nötzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J.** The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84:556-60.
- Palmieri-Smith RM, Thomas AC.** A neuromuscular mechanism of posttraumatic osteoarthritis associated with ACL injury. *Exerc Sport Sci Rev* 2009;37:147-53.
- Parvizi J, Leunig M, Ganz R.** Femoroacetabular impingement. *J Am Acad Orthop Surg* 2007;15:561-70.
- Pfirrmann CW, Mengiardi B, Dora C, Kalberer F, Zanetti M, Hodler J.** Cam and pincer femoroacetabular impingement: characteristic MR arthrographic findings in 50 patients. *Radiology* 2006;240:778-85.
- Philippon MJ, Christensen JC, Wahoff MS.** Rehabilitation after arthroscopic repair of intra-articular disorders of the hip in a professional football athlete. *J Sport Rehabil* 2009;18:118-34.
- Philippon MJ, Decker MJ, Giphart JE, Torry MR, Wahoff MS, LaPrade RF.** Rehabilitation exercise progression for the gluteus medius muscle with consideration for iliopsoas tendinitis: an in vivo electromyography study. *Am J Sports Med* 2011;39:1777-85.
- Philippon MJ, Maxwell RB, Johnston TL, Schenker M, Briggs KK.** Clinical presentation of femoroacetabular impingement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007a;15:1041-7.
- Philippon MJ, Stubbs AJ, Schenker ML, Maxwell RB, Ganz R, Leunig M.** Arthroscopic management of femoroacetabular impingement: osteoplasty technique and literature review. *Am J Sports Med* 2007b;35:1571-80.
- Philippon MJ, Weiss DR, Koppersmith DA, Briggs KK, Hay CJ.** Arthroscopic labral repair and treatment of femoroacetabular impingement in professional hockey players. *Am J Sports Med* 2010;38:99-104.
- Powers CM.** The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40:42-51.

- Pua YH, Wrigley TV, Cowan SM, Bennell KL.** Intrarater test-retest reliability of hip range of motion and hip muscle strength measurements in persons with hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:1146-54.
- Rasch A, Bystrom AH, Dalen N, Martinez-Carranza N, Berg HE.** Persisting muscle atrophy two years after replacement of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91:583-8.
- Reichenbach S, Jüni P, Werlen S, Nüesch E, Pfirrmann CW, Trelle S, Odematt A, Hofstetter W, Ganz R, Leunig M.** Prevalence of cam-type deformity on hip magnetic resonance imaging in young males: a cross-sectional study. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 2010;62:1319-27.
- Reynolds D, Lucas J, Klaue K.** Retroversion of the acetabulum. A cause of hip pain. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81:281-8.
- Rylander JH, Shu B, Andriacchi TP, Safran MR.** Preoperative and postoperative sagittal plane hip kinematics in patients with femoroacetabular impingement during level walking. *Am J Sports Med* 2011;39 Suppl:36S-42S.
- Sapega AA.** Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72:1562-74.
- Smith AM, Hepp-Reymond MC, Wyss UR.** Relation of activity in precentral cortical neurons to force and rate of force change during isometric contractions of finger muscles. *Exp Brain Res* 1975;23:315-32.
- Snyder-Mackler L, Binder-Macleod SA, Williams PR.** Fatigability of human quadriceps femoris muscle following anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 1993;25:783-9.
- Stahli S, Glatthorn JF, Casartelli N, Maffiuletti NA.** Test-retest reliability of quadriceps muscle function outcomes in patients with knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20:1058-65.
- Suetta C, Aagaard P, Magnusson SP, Andersen LL, Sipila S, Rosted A, Jakobsen AK, Duus B, Kjaer M.** Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristics in elderly men and women: effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis. *J Appl Physiol (1985)* 2007;102:942-8.
- Thorborg K, Petersen J, Magnusson SP, Holmich P.** Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scand J Med Sci Sports* 2010;20:493-501.
- Tönnis D, Heinecke A.** Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81:1747-70.
- Van Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K.** Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol* 1998;513:295-305.
- Wiberg G.** Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint. *Acta Chirurgica Scandinavica* 1939;83.
- Widler KS, Glatthorn JF, Bizzini M, Impellizzeri FM, Munzinger U, Leunig M, Maffiuletti NA.** Assessment of hip abductor muscle strength. A validity and reliability study. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:2666-72.