

**UNIVERSITE JEAN MONNET – SAINT-ETIENNE**  
Faculté de Médecine Jacques Lisfranc

---

**THÈSE**

**Pour obtenir le grade de**

**DOCTEUR DE L'UNIVERSITE JEAN MONNET**

Spécialité : Motricité Humaine et Handicap

Présentée par

**Pascal EDOUARD**

né le 17.04.1980, à Valence (26)

**ADAPTATIONS DE LA FORCE MUSCULAIRE  
DES MUSCLES ROTATEURS MEDIAUX ET LATERAUX  
DANS LA STABILISATION DYNAMIQUE  
DE L'ARTICULATION SCAPULO-HUMERALE.  
APPLICATIONS A DES SITUATIONS PATHOLOGIQUES  
ET SPORTIVES**

Soutenu le **5 avril 2011** devant le jury composé de :

**Dr Paul CALMELS**, Directeur (PH HDR, CHU de Saint-Etienne)

**Pr Frédéric FARIZON**, Co-directeur (PU PH, CHU de Saint-Etienne)

**Pr Pierre ROCHONGAR**, Rapporteur (PU PH, CHU de Rennes)

**Pr Pierre MANSAT**, Rapporteur (PU PH, CHU de Toulouse)

**Pr Bernard PARRATTE** (PU PH, CHU de Besançon)

**Dr Jehan LECOCQ** (PH HDR, CHU de Strasbourg)

**Dr Frédéric ROCHE** (MCU PH, CHU de Saint-Etienne)

**Dr Jean-Benoît MORIN** (MCU, Université Jean Monnet, Saint-Etienne)



Thèse réalisée au sein du Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA 4338)

## RESUME

### **Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux dans la stabilisation dynamique de l'articulation scapulo-humérale.**

Applications à des situations pathologiques et sportives.

**Le but** de ce travail est de déterminer les liens éventuels existant entre la force et l'équilibre agoniste/antagoniste des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'articulation scapulo-humérale, et la stabilité scapulo-humérale.

**La première partie** de ce travail est un rappel d'anatomie fonctionnelle, de physiologie articulaire et de biomécanique de l'articulation scapulo-humérale, ainsi que des aspects pathologiques en rapport avec la problématique de sa stabilité et de son exploration.

**La deuxième partie** propose une analyse critique de la technique d'exploration de la force musculaire par dynamométrie isocinétique, afin de déterminer un protocole d'évaluation fiable et reproductible. Ainsi, nous choisissons d'utiliser la position d'évaluation la plus reproductible et la plus adaptée pour l'évaluation de sujets pathologiques : la position assise avec 45° d'abduction dans le plan de la scapula avec correction de la gravité.

**La troisième partie** a pour objet de rechercher, à partir d'études cliniques originales, les liens existant entre la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule et l'instabilité antérieure chronique post-traumatique d'une part, et les adaptations de cette force avec certaines sollicitations sportives d'autre part. Bien qu'un déficit de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux soit associé à l'instabilité antérieure chronique, nos études ne rapportent pas d'association entre le déséquilibre agoniste/antagoniste et l'instabilité antérieure chronique. Dans le cadre de la pratique de sports sollicitant les membres supérieurs, les adaptations de la force, avec une augmentation de la force des muscles rotateurs médiaux et latéraux du côté dominant, sont inconstantes, et surtout, nos résultats ne rapportent aucun déséquilibre agoniste/antagoniste induit par la pratique sportive.

**En conclusion**, notre travail de thèse met en évidence des adaptations de la force musculaire sans perturbation de l'équilibre agoniste/antagoniste des rotateurs médiaux et latéraux de l'articulation scapulo-humérale, associées à l'instabilité scapulo-humérale ou induites par la pratique de sports sollicitant cette articulation. Prenant en compte les limites de notre expérimentation, on peut faire l'hypothèse que les adaptations physiologiques induites par la pratique sportive n'interviendraient pas comme un mécanisme de désadaptation, ou un facteur de risque prédisposant, à l'origine des pathologies de l'articulation scapulo-humérale. Ainsi, notre conclusion serait que l'équilibre agoniste/antagoniste aurait un rôle protecteur de la stabilité articulaire ; la survenue d'un déséquilibre musculaire agoniste/antagoniste serait alors secondaire à une lésion anatomique et marquerait le signe de son évolution longue et/ou péjorative.

**Présenté par :** Pascal EDOUARD

**Directeur :** Dr Paul CALMELS (PH HDR, CHU de Saint-Etienne)

**Co-directeur :** Pr Frédéric FARIZON (PU PH, CHU de Saint-Etienne)

**Mots clés :** épaule, physiologie articulaire, équilibre agoniste/antagoniste, force musculaire, isocinétisme, sports

## ABSTRACT

### **Adaptation of the internal and external rotators muscle strength in the glenohumeral joint dynamic stabilization.**

Application to pathological and sports conditions.

**The aim of this work** is to determine the possible links between strength and agonist/antagonist balance of the shoulder internal and external rotators muscle, and the glenohumeral stability.

**The first part** of this work is a reminder of functional anatomy, joint physiology and biomechanics of the glenohumeral joint, and pathological aspects related to the problem of its stability and its exploration.

**The second part** propose a critical analysis of technical exploration of muscular strength by isokinetic dynamometer to determine a reliable and reproducible protocol. We choose to use the more reliable and more suitable position for evaluation of pathological subject: the seated position with 45° of shoulder abduction in the scapular plane, with gravity corrected.

**The third part** is aimed to research, from original clinical studies, the relationship between shoulder internal and external rotators muscle strength and balance, and shoulder instability on the one hand, and adaptations of this strength with sports practice on the other hand. Although a deficit in rotators muscle strength is associated with recurrent anterior instability, our work reports no association between agonist/antagonist imbalance and recurrent anterior instability. In overhead sports and sports seeking the upper limbs, adaptations of strength, with a rotator strength increase on the dominant side, are inconsistent, and most importantly, our results reports no agonist/antagonist imbalance induced by the sports practice.

**In conclusion**, this work highlights adaptations in strength and balance of the shoulder internal and external rotators muscle associated with the glenohumeral joint instability, or induced by the sports practice. Taking into account the limits of our experiment, we can hypothesize that any physiological adaptations induced by sport practice would not intervene as a pathophysiological mechanisms of desadaptation, or not be considered a risk factor predisposing, to glenohumeral joint diseases. Thus, our conclusion is that the agonist/antagonist balance would have a protective role of the joint stability; the occurrence of a muscle agonist/antagonist imbalance may be secondary to an anatomical lesion and mark the sign of its long and/or pejorative evolution.

**Presented by:** Pascal EDOUARD

**Supervisor:** Dr Paul CALMELS (PH HDR, CHU de Saint-Etienne)

**Co-supervisor:** Pr Frédéric FARIZON (PU PH, CHU de Saint-Etienne)

**Key words:** shoulder, joint physiology, agonist/antagonist balance, muscular strength, isokinetic, sports

## REMERCIEMENTS

### A mes directeurs de thèse

#### **Monsieur le Docteur Paul CALMELS**

Merci pour tout ce que vous m'avez apporté durant toutes ces années, d'une extrême richesse professionnelle et humaine. Merci de m'avoir transmis votre virus pour la recherche, de m'avoir fait partager votre immense expérience clinique et scientifique, votre disponibilité, et votre humanité.

Veillez trouver dans ce travail le témoignage de ma plus grande reconnaissance et de mon plus sincère et profond respect. Merci à vous Monsieur CALMELS.

#### **Monsieur le Pr Frédéric FARIZON**

Merci pour l'intérêt que vous avez porté à ce travail, pour votre enseignement toujours enthousiaste en chirurgie orthopédique et traumatologique, en espérant remettre un jour les pieds au bloc !

Veillez trouver ici l'assurance de mon profond respect et le témoignage de toute ma gratitude.

### A mes rapporteurs

#### **Monsieur le Pr Pierre ROCHCONGAR**

C'est un immense honneur de vous compter parmi le jury de ce travail. Merci infiniment d'avoir pris de votre temps précieux pour apporter votre immense expérience et votre jugement d'expert reconnu à ce travail, et pour tous les précieux conseils que vous m'apportez durant mon cursus professionnel.

Veillez trouver ici le témoignage de mon plus profond respect et de toute ma reconnaissance.

#### **Monsieur le Pr Pierre MANSAT**

Vous me faites un grand honneur en acceptant de juger ce travail de votre expérience et de votre regard d'expert. Permettez-moi à travers ces quelques mots de vous présenter ma plus profonde gratitude et mon plus profond respect.

### A mon jury

#### **Monsieur le Pr Bernard PARRATTE**

Merci infiniment d'avoir accepté de juger ce travail de votre regard d'expert reconnu dans le domaine de l'anatomie et de la médecine physique et de réadaptation. Vous suivez mon parcours depuis mes premiers pas d'interne, c'est un honneur de vous compter parmi les membres du jury, et par là-même, veuillez recevoir l'assurance de ma plus profonde reconnaissance et mon plus profond respect.

#### **Monsieur le Dr Jehan LECOCCQ**

Vous me faites un immense honneur en acceptant de porter sur ce travail, votre regard d'expert dans le domaine de la médecine du sport et de la médecine physique et de réadaptation. Merci pour tous les précieux conseils que vous m'apportez durant mon cursus professionnel, et par là-même, veuillez trouver ici le témoignage de mon plus profond respect et de toute ma reconnaissance.

#### **Monsieur le Dr Frédéric ROCHE**

Merci infiniment d'avoir accepté de porter sur ce travail votre regard d'expert reconnu dans le monde de la physiologie de l'exercice. Merci de me donner l'opportunité de rejoindre l'équipe de physiologie, j'en suis très honoré et espère être à la hauteur de la tâche. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de ma plus grande reconnaissance et de mon plus sincère et profond respect.

#### **Monsieur le Dr Jean-Benoît MORIN**

C'est un grand honneur que tu me fais d'accepter de porter ton regard d'expert et de biomécanicien sur ce travail. Merci infiniment pour les opportunités de recherches futures que tu m'offres, qui, comme tu le sais, me passionnent ! Merci pour ces échanges scientifiques, professionnels, voire personnels, et surtout sportifs ! Sois assuré de mon respect sincère et de ma reconnaissance.

Je tiens tout d'abord à remercier le Laboratoire de Physiologie de l'Exercice et son directeur le Professeur Alain Belli, le Service de Médecine Physique et de Réadaptation et les Professeurs Pascal Giroux et Vincent Gautheron, la société Médimex, et la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER) pour leur soutien dans la réalisation de cette thèse.

### **Merci à vous tous de m'avoir soutenu et contribué à mon épanouissement durant ces années**

**Aux spécialistes de l'épaule et de l'appareil locomoteur**, Laurent Beguin, Giorgio Gresta, Sophie Grosclaude, Thierry Thomas, Gilles Bruyère, Adamah Amouzougan, Florence Chopin, Rémi Philippot, FX Verdot, Bertrand Boyer, Richard Ballas, Florent Delangle, Aurélien Lambert... Merci à Laurent Beguin, l'étincelle qui a inspiré une grande partie de ce travail.

**Merci à tous les membres du Service de Médecine Physique et Réadaptation**, Bruno pour ta générosité et ta présence à toute épreuve, Agnès pour ton soutien, ta disponibilité, ta gentillesse et ta compréhension, Isabelle Fayolle-Minon, Virginie Phaner, Béatrice Bayle, Dominique Grenier, Monique Trin. Francis et nos JSI ! Estelle et Diana et les petites pauses dans votre bureau, tous les internes qui ont contribué par leur présence à l'avancée et la rédaction de cette thèse (Gary, Annelise, Claire(s), Estelle, Jean-Guillaume, Julie...), les secrétaires toujours disponibles, les équipes soignantes et de rééducateurs au top !

**Merci à tous les membres du pavillon 9**, pour leur soutien et leur confiance, les médecins (Roger, Léo, Cachou, André, André Geysant, Christian Denis, Jean-Claude), les enseignants-chercheurs du labo (Alain Belli, Guillaume Millet, Thierry Busso, Henri Benoît), les techniciens et secrétaires (Josiane, Régis, Michelle, Hourria, Dominique, Marie-Pierre), les collègues thésards (Jordane, Lucile, Olivier), et sans oublier les copains du bureau 205 : Pierre, Nico, Philippe, merci pour votre immense disponibilité, toutes ces discussions scientifiques, personnelles et surtout passionnantes !

### **A mes amis,**

Les Médecins du Sport - MPR, Hervé, David, Vincent, Sylvain, Nico, Marc, William, Sophie, Daniel, Antoine, JF, Amandine... Les Stéphanois, Greg et Amaïa, Bogdan, Vincent et Alexa, Francis et Sylvie (vivement la prochaine soirée jeux !), Annelise et Olivier, Pierre et tous ceux qui ne sont pas nommés et qui ne se vexeront pas ! De Grenoble, Ben et Marie, Dam's et Emilie, Anne-claire et Jean-no, Nico, Olivier, Anne-sophie, à la mémoire d'Arnaud... Les Marseillais et les Critards, Coco, Guilhem, Cyril, Baloo, Geoffrey Torchon, Djive, Béro, Nels, Sancho, Clem, Jean-lo, et tous les autres...

**A l'Athlé !** A mes amis chevaliers de la table de cotation, Yann, Flo, Aurélien... Au Coquelicot 42, Serge, Maryse, Thierry, Romain<sup>4</sup>, Emilien, Maxime, Victor, Joris, Michel, Franck, et autres partenaires de stade ! Aux athlètes toujours prêts à donner leur corps à la science ! Au comité 42, A la LARA, A la commission médicale FFA, Merci aux docteurs Frédéric Depiesse, Jean-Michel Serra, Jacques Pruvost, Alain Kerspern et Christine Poulard pour leur accueil chaleureux dans la médecine de l'athlétisme et pour leur soutien dans mes projets de recherche.

### **A ma famille...**

Mes parents, mon frère et ma sœur, qui m'ont toujours encouragé, soutenu et accompagné tout au long de ce long parcours. Mes grands parents, Bonpa et Mita, et à la mémoire d'Aper et Manou... Mes beaux-parents, beaux-grands parents, belle-sœur chérie et Youyou, beaux-oncles-tantes-cousins. Mes cousins et cousines, oncles et tantes, Antoine pour toute ton aide linguistique, mais pas que ça... Fabrice et mes « périodes de transition »... La famille Denys pour ces moments de réelle détente sans prise de tête, Marie-Thé pour nos intéressantes et productives discussions. A Névache et le poney club de Mesnières-en-Bray pour des agréables bains de nature ! Aiti pour ces longues heures de travail !

A ma petite princesse, ma femme, mon amour,  
Merci pour ta tendresse, ta présence, que c'est bon de vivre à tes côtés,  
Merci pour tous ces instants partagés, ces projets, notre petite famille qui s'agrandit,  
Merci Caro !

## PUBLICATIONS

Cette thèse a été construite autour de plusieurs expérimentations ayant abouti actuellement à la rédaction de 9 articles publiés ou soumis dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture et indexées :

- concernant la Partie II de ce travail de thèse :

- Edouard P, Calmels P, Degache F. [Focus on the isokinetic assessment position of the rotators muscle shoulder]. *Sci Sports*. 2009;24:207-209.
- Edouard P, Samozino P, Julia M, Gleizes Cervera S, Vanbiervliet W, Gremaux V. Reliability of Isokinetic Assessment of Shoulder Internal and External Rotator Strength: A Systematic Review of the Effect of Position. *J Sport Rehab*. 2011. In press.
- Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinet Exerc Sci*. 2009;17(1):35-39.
- Edouard P, Castells J, Calmels P, Roche F, Degache F. Cardiovascular and metabolic responses during isokinetic shoulder rotators strength testing in healthy subjects. *Isokinet Exerc Sci*. 2010;18(1):23-29.

- concernant la Partie III de ce travail de thèse :

- Edouard P, Degache F, Beguin L, Samozino P, Gresta G, Fayolle-Minon I, Farizon F, Calmels P. Rotator Cuff Strength in Recurrent Anterior Shoulder Instability. *J Bone Joint Surg (Am)*. 2011;93(8):759-65. (IF: 3.4)
- Edouard P, Beguin L, Fayolle-Minon I, Degache F, Farizon F, Calmels P. Relationship between strength and functional indexes (Rowe and Walch-Duplay scores) after shoulder surgical stabilization by the Latarjet technique. *Ann Phys Rehabil Med*. 2010;53(8):499-510.
- Edouard P, Frize N, Calmels P, Samozino P, Garet M, Degache F. Influence of Rugby Practice on Shoulder Internal and External Rotators Strength. *Int J Sports Med*. 2009;30(12):863-7. (IF: 1.6)
- Edouard P, Fayolle-Minon I, Calmels P. Instabilité d'épaule et isocinétisme : Apport de l'isocinétisme dans une situation clinique complexe. *J Traumatol Sport*. 2009;26(1):48-53.
- Edouard P, Degache F, Beguin L, Fayolle-Minon I, Farizon F, Calmels P. Recovery of the Isokinetic Shoulder Rotators Strength After a Shoulder Stabilization by the Latarjet Technique. *J Bone Joint Surg (Br)*. In submission.

Durant ce travail de thèse, la participation à la réalisation de travaux portant sur des thématiques proches (adaptations de la force musculaire aux sollicitations sportives, compréhension des mécanismes lésionnels et prévention des blessures en sport) au sein de l'équipe de recherche Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (LPE EA 4338) a également conduit à la publication de 10 articles dont 5 en premier auteur :

- Morin J-B, Edouard P, Samozino P. Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. *Med Sci Sports Exerc*. 2011. Feb 28. [Epub ahead of print]
- Morin JB, Tomazin K, Edouard P, Millet GY. Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *J Biomech*. 2011;44(6):1104-7.
- Edouard P, Chatard JC, Fourchet F, Collado H, Degache F, Leclair A, Rimaud D, Calmels P. Invertor and Evertor Strength in Track and Field Athletes with Functional Ankle Instability. *Isokinet Exerc Sci*. 2011; In press.
- Edouard P. [Frequency of dropouts in decathlon: An epidemiological retrospective study]. *Sci Sports*. 2011; In press.
- Edouard P, Depiesse F, Serra JM. Throwing arm injuries in high level athletics throwers. *Sci Sports*. 2010; 25:318-22.
- Edouard P, Pruvost J, Edouard JL, Morin JB. Causes of Dropouts in Decathlon. A pilot Study. *Phys Ther Sport*. 2010;11(4):133-5.



- Edouard P, Morel N. [Prospective surveillance of injury in athletics. A pilot study]. *Sci Sports*. 2010;25:272-276.
- Morin JB, Samozino P, Bonnefoy R, Edouard P, Belli A. Direct measurement of power during one single sprint on treadmill. *J Biomech*. 2010;43(10):1970-5.
- Degache F, Richard R, Edouard P, Oullion R, Calmels P. The relationship between muscle strength and physiological age: A cross-sectional study in boys aged from 11 to 15. *Ann Readapt Med Phys*. 2010;53(3):149-220.
- Millet G, Morin JB, Degache F, Edouard P, Feasson L, Verney J, Oullion R. Running from Paris to Beijing: biomechanical and physiological consequences. *Eur J App Physiol*. 2009;107(6):731-8.

### COMMUNICATIONS :

Les travaux de cette thèse ont abouti à 22 communications lors de différents congrès, dont 5 communications internationales :

*Communication orale internationale sur invitation (1) :*

- Edouard P. Influence of Rugby Practice on Shoulder Internal and External Rotators Strength. 1<sup>st</sup> international rugby injuries conference 2010. 6<sup>th</sup>-7<sup>th</sup> oct 2010, Colwyn Bay, England.

*Communication orale internationale (1) :*

- Edouard P, Degache F, Beguin L, Fayolle-Minon I, Farizon F, Calmels F. Isokinetic shoulder strength recovery after Latarjet's technique. 6<sup>ème</sup> Congrès de l'European Interdisciplinary Society for Clinical and Sports Applications (EISCSA), 20-21 mai 2010, Saint-Etienne, France.

*Communications affichées internationales (3) :*

- Edouard P Beguin L, Farizon F, Calmels P. Rotator cuff strength weakness in recurrent anterior shoulder instability physiopathology. 3th World Congress on Sports injury prevention, 7-9 avril 2011, Monaco. *Br J Sports Med*. 2011; 45(4) p. 346.
- Edouard P, Frize N, Degache F, Calmels P. Influence of Rugby on Shoulder Internal and External Rotators Strength. 2sd World Congress on Sports injury prevention, 26-28 juin 2008, Tromso, Norway. *Br J Sports Med*. 2008, 42(6) p. 516.
- Edouard P, Frize N, Degache F, Calmels P. Influence of rugby on shoulder internal and external rotators strength. European Congress of Rehabilitation and Physical Medicine 2008, Bruges, Belgium. *J Rehabil Med Suppl* 2008 ; 47 : 200.

*Communication orale nationale sur invitation (1) :*

- Edouard P. Evaluation isocinétique et épaule instable. XIIème journée de Médimex, 26 novembre 2010, Paris, France.

*Communications orales nationales (10) :*

- Edouard P, Degache F, Beguin L, Fayolle-Minon I, Farizon F, Calmels F. Récupération de la force musculaire isocinétique de l'épaule après stabilisation chirurgicale par la technique de Latarjet. 25<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), 14-16 octobre 2010, Marseille, France.
- Edouard P, Codine P, Bernard PL, Samozino P, Hérisson C, Gremeaux V. Reproductibilité de l'évaluation musculaire isocinétique des rotateurs de l'épaule en position assise sur Biodex. 25<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), 14-16 octobre 2010, Marseille, France.
- Edouard P, Castells J, Calmels P, Roche F, Degache F. Réponses cardiovasculaires et métaboliques durant une évaluation isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule chez des sujets sains. 25<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), 14-16 octobre 2010, Marseille, France.

- Edouard P, Degache F, Beguin L, Fayolle-Minon I, Farizon F, Calmels F. Récupération de la force musculaire isocinétique de l'épaule après stabilisation chirurgicale par la technique de Latarjet. 3<sup>ème</sup> Congrès commun SFMS et SFTS, 30 septembre au 2 octobre 2010, Paris, France.
- Edouard P, Codine P, Bernard PL, Samozino P, Hérisson C, Gremeaux V. Reproductibilité de l'évaluation musculaire isocinétique des rotateurs de l'épaule en position assise sur Biodex. 3<sup>ème</sup> Congrès commun SFMS et SFTS, 30 septembre au 2 octobre 2010, Paris, France.
- Edouard P, Frize N, Degache F, Calmels P. Influence de la pratique du rugby sur la force des muscles rotateurs internes et externes de l'épaule. 24<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), 15-17 octobre 2009, Lyon France.
- Edouard P. Evaluation musculaire isocinétique de l'épaule : protocoles, intérêts, limites. 1<sup>ère</sup> Journée Stéphanoise d'Isocinétisme, 29 mars 2008, Saint-Etienne, France.
- Edouard P, Beguin L, Chatard JC, Calmels P. Evaluation isocinétique des muscles rotateurs dans l'épaule instable avant et après chirurgie de stabilisation. 27<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine du Sport (SFMS), 29 novembre au 1 décembre 2007, Monaco.
- Edouard P, Beguin L, Fayolle-minon I, Calmels P. Suivi isocinétique d'épaule instable chirurgicale. 8<sup>ème</sup> Rencontres de Médimex, 15 décembre 2006, Paris, France.
- Edouard P, Beguin L, Fayolle-minon I, Calmels P. Suivi isocinétique d'épaule instable chirurgicale. 21<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), 19-21 octobre 2006, Rouen, France. *Ann Readapt Med Phys*, 2006, 49 (7) p.515.

*Communications affichées nationales (6) :*

- Edouard P, Castells J, Calmels P, Roche F, Degache F. Réponses cardiovasculaires et métaboliques durant une évaluation isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule chez des sujets sains. 3<sup>ème</sup> Congrès commun SFMS et SFTS, 30 septembre au 2 octobre 2010, Paris, France.
- Edouard P, Degache F, Beguin L, Fayolle-minon I, Calmels P. Evolution et récupération de la force isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule après stabilisation selon la technique de Latarjet. 24<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), 15-17 octobre 2009, Lyon, France.
- Edouard P, Frize N, Degache F, Calmels P. Influence de la pratique du rugby sur la force des muscles rotateurs internes et externes de l'épaule. 1<sup>er</sup> Congrès commun SFMS et SFTS, 25-27 septembre 2008, Paris, France.
- Edouard P, Fayolle-Minon I, Calmels P. Instabilité d'épaule : Quand l'isocinétisme est la seule alternative. A propos d'un cas. 1<sup>ère</sup> Journée Stéphanoise d'Isocinétisme, 29 mars 2008, Saint-Etienne, France.
- Edouard P, Fayolle-Minon I, Calmels P. Instabilité d'épaule : Quand l'isocinétisme est la seule alternative. A propos d'un cas. 27<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine du Sport (SFMS), 29 novembre au 1 décembre 2007, Monaco.
- Edouard P, Fayolle-Minon I, Calmels P. Instabilité d'épaule : Quand l'isocinétisme est la seule alternative. A propos d'un cas. 22<sup>ème</sup> Congrès de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), 4-6 octobre 2007, Saint-Malo, France.

## DISTINCTIONS

Les travaux de cette thèse ont abouti à 2 distinctions :

- **1<sup>er</sup> Prix Jeunes Chercheurs Pierre-Fabre Santé**, 27<sup>ème</sup> Congrès Annuel de la **Société Française de Médecine du Sport (SFMS)**, 29 novembre au 1 décembre 2007, Monaco (Grimaldi Forum) : Titre « *Evaluation isocinétique des muscles rotateurs dans l'épaule instable avant et après chirurgie de stabilisation* ».
- **Lauréat de la Bourse de recherche SOFMER 2009** de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER), octobre 2009.



## TABLE DES MATIERES

<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>15</b>
<b>PARTIE I : ETAT DE LA QUESTION</b> .....	<b>17</b>
I.1. <b>PHYSIOLOGIE ARTICULAIRE DE L'ARTICULATION SCAPULO-HUMERALE</b> .....	18
I.1.1. <i>Anatomie et biomécanique du complexe articulaire de l'épaule</i> .....	18
I.1.1.1. Anatomie descriptive du complexe articulaire de l'épaule : les articulations en présence dans le complexe articulaire de l'épaule. ....	18
I.1.1.2. Biomécanique du complexe articulaire de l'épaule. ....	21
I.1.2. <i>Biomécanique de l'articulation scapulo-humérale</i> .....	27
I.1.2.1. Position de fonction de l'articulation scapulo-humérale.....	27
I.1.2.2. Mouvements de l'articulation scapulo-humérale .....	28
I.1.2.3. Problématique du Centre de Rotation .....	32
I.1.3. <i>Moyens de stabilité de l'articulation scapulo-humérale</i> .....	32
I.1.3.1. Moyens de stabilité statique.....	33
I.1.3.2. Moyens de stabilité dynamique.....	38
I.2. <b>L'INSTABILITE DE L'ARTICULATION SCAPULO-HUMERALE</b> .....	44
I.2.1. <i>Les instabilités cliniques de l'articulation scapulo-humérale</i> .....	44
I.2.2. <i>Physiopathologie de l'instabilité scapulo-humérale</i> .....	46
I.2.3. <i>Diagnostic clinique et paraclinique de l'instabilité antérieure de l'articulation scapulo-humérale</i> .....	47
I.2.3.1. Diagnostic de la luxation scapulo-humérale .....	47
I.2.3.2. Diagnostic de l'instabilité antérieure chronique .....	48
I.2.4. <i>Prise en charge thérapeutique de l'instabilité antérieure chronique post-traumatique</i> ....	49
I.2.4.1. Luxation scapulo-humérale (ou premier épisode d'instabilité antérieure).....	49
I.2.4.2. Traitement non chirurgical de l'instabilité antérieure chronique post-traumatique ....	50
I.2.4.3. Traitement chirurgical de l'instabilité antérieure chronique post-traumatique .....	50
I.2.4.4. Prise en charge rééducative après stabilisation chirurgicale de l'articulation scapulo-humérale .....	52
I.3. <b>EXPLORATIONS FONCTIONNELLES DES STABILISATEURS DYNAMIQUES DE L'ARTICULATION SCAPULO-HUMERALE</b> .....	53
I.3.1. <i>Evaluation clinique de l'épaule</i> .....	53
I.3.1.1. Interrogatoire :.....	53
I.3.1.2. Examen clinique :.....	54
I.3.2. <i>Les échelles d'évaluation de l'épaule</i> .....	61
I.3.3. <i>L'imagerie de l'épaule</i> .....	63
I.3.4. <i>L'évaluation musculaire de l'épaule</i> .....	65
I.3.4.1. Généralités sur la physiologie musculaire et la contraction musculaire .....	65
I.3.4.2. Le volume musculaire segmentaire.....	66
I.3.4.3. Evaluation quantifiée de la force musculaire : « testing musculaire ».....	67
I.3.4.4. Evaluation électromyographique .....	69
I.3.5. <i>L'évaluation de la cinématique de l'épaule</i> .....	70
<b>HYPOTHESE DE TRAVAIL</b> .....	<b>72</b>
<b>PARTIE II : EXPLORATION DE LA FORCE MUSCULAIRE DES ROTATEURS MEDIAUX ET LATERAUX DE L'ARTICULATION SCAPULO-HUMERALE PAR DYNAMOMETRIE ISOCINETIQUE</b> .....	<b>75</b>
II.1. <b>EVALUATION MUSCULAIRE EN MODE ISOCINETIQUE : PRINCIPES, APPLICATIONS ET INTERPRETATIONS</b> .....	76
II.1.1. <i>Historique</i> .....	76
II.1.2. <i>Le principe d'isocinétisme</i> .....	77
II.1.3. <i>Applications et contre-indications de l'isocinétisme</i> .....	79
II.1.4. <i>L'évaluation isocinétique</i> :.....	81
II.1.4.1. Conduite d'un test et choix du protocole.....	81
II.1.4.2. Position, axe du mouvement et stabilisation.....	81

II.1.4.3. Choix de la course angulaire.....	82
II.1.4.4. Choix du mode de contraction : Concentrique, isométrique ou excentrique ? .....	83
II.1.4.5. Choix des vitesses.....	83
II.1.4.6. Choix du nombre de répétitions et tests de fatigue .....	84
II.1.4.7. Correction de gravité .....	84
II.1.4.8. Feedback.....	84
II.1.4.9. Echauffement et apprentissage .....	85
II.1.4.10. Récupération .....	85
II.1.4.11. Choix du dynamomètre.....	85
II.1.4.12. Paramètres mesurés .....	86
II.1.4.13. Interprétation des résultats.....	88
II.2. APPLICATION DE L'ÉVALUATION ISOCINÉTIQUE AUX MUSCLES ROTATEURS MÉDIAUX ET LATERAUX DE L'ARTICULATION SCAPULO-HUMÉRALE : CONTRIBUTIONS PERSONNELLES. ....	89
<i>ETUDE 1 Mise au point sur les positions d'évaluation isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule (Focus on the isokinetic assessment position of the rotators muscle shoulder) .....</i>	<i>91</i>
<i>ETUDE 2 Reliability of Isokinetic Assessment of Shoulder Internal and External Rotators Strength: A Systematic Review of the Effect of the Position (Reproductibilité de l'évaluation isocinétique de la force des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule : Revue systématique de la littérature sur l'effet de la position) .....</i>	<i>95</i>
<i>ETUDE 3 The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength (L'effet de la correction de gravité sur la force des rotateurs médiaux et latéraux) ...</i>	<i>116</i>
<i>ETUDE 4 Cardiovascular and metabolic responses during isokinetic shoulder rotators strength testing in healthy subjects (Réponses cardio-vasculaires et métaboliques durant une évaluation de la force musculaire isocinétique des rotateurs de l'épaule chez des sujets sains)</i>	<i>125</i>
II.3. DISCUSSION ET CONCLUSION SUR L'ÉVALUATION ISOCINÉTIQUE DE LA FORCE MUSCULAIRE DES ROTATEURS DE L'ÉPAULE.....	140
II.3.1. Résumé des principaux résultats.....	140
II.3.2. Limites méthodologiques et perspectives.....	141
II.3.3. Conclusion .....	142
<b>PARTIE III : ADAPTATIONS DE LA FORCE MUSCULAIRE DES ROTATEURS MÉDIAUX ET LATERAUX DE L'ARTICULATION SCAPULO-HUMÉRALE A DES SITUATIONS PATHOLOGIQUES ET SPORTIVES .....</b>	<b>143</b>
<i>III.1.1. Force musculaire des rotateurs de l'épaule et instabilité scapulo-humérale.....</i>	<i>144</i>
III.1.1.1. Instabilité d'épaule non opérée.....	144
III.1.1.2. Instabilité d'épaule opérée.....	145
<i>III.1.2. Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux dans les situations pathologiques d'instabilité scapulo-humérale : Contributions personnelles</i>	<i>147</i>
<i>ETUDE 5 Rotator Cuff Strength in Recurrent Anterior Shoulder Instability (Force de la coiffe des rotateurs dans l'instabilité antérieure récurrente de l'épaule) .....</i>	<i>148</i>
<i>ETUDE 6 Recovery of the Isokinetic Rotator Cuff Strength Following the Bristow-Latarjet Procedure Performed without a Subscapularis Tenotomy (Récupération de la force musculaire isocinétique de la coiffe des rotateurs après stabilisation chirurgicale par la technique de Bristow-Latarjet.) .....</i>	<i>167</i>
<i>ETUDE 7 Relation entre la force musculaire et l'évaluation fonctionnelle après stabilisation chirurgicale de l'épaule selon la technique de Latarjet (Relationship between strength and functional indexes (Rowe and Walch-Duplay scores) after shoulder surgical stabilization by the Latarjet technique).....</i>	<i>185</i>
<i>III.1.3. Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux dans les situations pathologiques d'instabilité scapulo-humérale : Synthèse et discussion .....</i>	<i>201</i>
III.1.3.1. Résumé des principaux résultats .....	201
III.1.3.2. Limites méthodologiques et perspectives.....	202

III.2. ADAPTATIONS DE LA FORCE MUSCULAIRE DES ROTATEURS MEDIAUX ET LATERAUX A LA PRATIQUE SPORTIVE .....	204
III.2.1. <i>Contraintes et adaptations de l'épaule dans les sports d'armer-lancer</i> .....	204
III.2.1.1. Biomécanique et contrainte de l'épaule lors du geste du lancer.....	204
III.2.1.2. Adaptations de l'épaule aux sollicitations et contraintes du geste sportif.....	207
III.2.1.3. Force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule et pratique sportive .....	209
III.2.2. <i>Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule dans le contexte de sollicitations sportives : Contributions personnelles</i> .....	211
<b>ETUDE 8 <i>Influence of Rugby Practice on Shoulder Internal and External Rotators Strength</i></b> <i>(Influence de la pratique du rugby sur la force des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule)</i> 213	
<b>ETUDE 9 <i>Isokinetic Internal and External Rotators Strength Assessment in Javelin Throwers Preliminary study</i></b> <i>(Evaluation de la force isocinétique des rotateurs médiaux et rotateurs latéraux chez des lanceurs de javelot. Etude préliminaire)</i> .....	226
<b>ETUDE 10 <i>Isokinetic Rotator Muscles Strength and Shoulder Injury History in Female Youth Handball Athletes</i></b> <i>(Force isocinétique des muscles rotateurs et antécédents de lésions de l'épaule chez des jeunes femmes handballeuses)</i> .....	238
III.2.3. <i>Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux à la pratique sportive : Synthèse</i> .....	252
III.2.3.1. Résumé des principaux résultats .....	252
III.2.3.2. Limites méthodologiques et perspectives.....	253
<b>PARTIE IV : DISCUSSION GENERALE, PERSPECTIVES ET CONCLUSIONS.....</b>	<b>255</b>
IV.1. DISCUSSION ET SYNTHESE SUR LES ADAPTATIONS DE LA FORCE MUSCULAIRE DES ROTATEURS DE L'EPAULE EN SITUATION PATHOLOGIQUE D'INSTABILITE ET A LA PRATIQUE SPORTIVE .....	256
IV.2. PERSPECTIVES .....	259
IV.2.1. <i>Etude prospective de suivi de la force musculaire sur une large cohorte</i> .....	259
IV.2.2. <i>Exploration du contrôle neuro-musculaire de l'articulation scapulo-humérale</i> .....	259
IV.2.3. <i>Problématique et analyse du centre de rotation de l'articulation scapulo-humérale</i> ....	260
IV.3. CONCLUSIONS .....	262
<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....</b>	<b>263</b>

## TABLE DES FIGURES

<b>Figure 1.</b> Le complexe articulaire de l'épaule, d'après Kapandji (1997) .....	19
<b>Figure 2.</b> Coupe anatomique vertico-frontale de l'articulation sous-deltaïdienne, d'après Kapandji (1997). .....	20
<b>Figure 3.</b> Le cône de révolution spatiale du bras, d'après Dufour et Pillu (2005).....	22
<b>Figure 4.</b> Rythme scapulo-huméral, d'après Kamina (2002) .....	23
<b>Figure 5.</b> Le rythme scapulo-huméral, d'après Dufour et Pillu (2005) .....	24
<b>Figure 6.</b> Les mouvements de l'articulation scapulo-humérale et le cône de circumduction, d'après Kapandji (1997). .....	25
<b>Figure 7.</b> Mouvements scapulo-thoraciques analytiques et théoriques, d'après Kamina (2002). .....	27
<b>Figure 8.</b> Les muscles moteurs de l'abduction dans l'articulation scapulo-humérale, d'après Kapandji (1997). .....	29
<b>Figure 9.</b> Les couples musculaires moteurs de l'abduction dans l'articulation scapulo-humérale, d'après Kapandji (1997) .....	29
<b>Figure 10.</b> Physiologie de l'abduction, d'après Kapandji (1997).....	30
<b>Figure 11.</b> Les différents plans de rotations scapulo-humérales, d'après Dufour et Pillu (2005). .....	31
<b>Figure 12.</b> Les muscles rotateurs de l'articulation scapulo-humérale, d'après Kamina (2002) et d'après Kapandji (1997) .....	31
<b>Figure 13.</b> Le décentrage de la tête humérale et rétroversion du col, d'après Dufour et Pillu (2005)..	34
<b>Figure 14.</b> La cavité glénoïdale, la capsule articulaire et les ligaments de l'articulation scapulo-humérale, d'après Rouvière et Delmas (2002). .....	36
<b>Figure 15.</b> Les ligaments de l'articulation scapulo-humérale, d'après Kamina (2002).....	37
<b>Figure 16.</b> La stabilisation dynamique de l'articulation scapulo-humérale, d'après Wilk et al. (1997) .....	40
<b>Figure 17.</b> Les muscles de la coiffe des rotateurs, d'après Putz et Pabst (1994).....	42
<b>Figure 18.</b> Les muscles postérieurs de la coiffe des rotateurs, photographie de dissection anatomique, d'après Thiel (1999). .....	43
<b>Figure 19.</b> Description clinique de l'inspection d'un patient ayant une luxation aiguë scapulo-humérale, d'après Sirveaux et al. (2002) .....	48
<b>Figure 20.</b> Description d'un dynamomètre isocinétique .....	78
<b>Figure 21.</b> Courbe graphique du moment de force isocinétique.....	87
<b>Figure 22.</b> Les phases du geste du lancer d'après le modèle du pitcher au baseball .....	206
<b>Figure 23.</b> Les carrefours pathologiques de l'épaule d'après Mansat (2002).....	209

## TABLE DES TABLEAUX

<b>Tableau 1.</b> Les moyens de stabilité de l'articulation scapulo-humérale en fonction de sa position (Wilk et al., 2009).....	33
<b>Tableau 2.</b> Le testing musculaire de la coiffe des rotateurs. ....	56
<b>Tableau 3.</b> Les tests de conflit de l'épaule. ....	59
<b>Tableau 4.</b> Les tests de recherche d'instabilité antérieure scapulo-humérale.....	60
<b>Tableau 5.</b> Les tests de laxité scapulo-humérale .....	60
<b>Tableau 6.</b> Les différents modes de contraction du muscle.....	65
<b>Tableau 7.</b> La classification des vitesses angulaires isocinétiques, d'après Davies (1992) .....	84
<b>Tableau 8.</b> Paramètres quantitatifs mesurés par un dynamomètre isocinétique .....	87
<b>Tableau 9.</b> Les différents mouvements et positions de l'articulation scapulo-humérale pouvant être explorés en isocinétisme .....	89

## GLOSSAIRE

Dans les documents publiés et/ou anglophones, les termes : articulation gléno-humérale, rotateurs internes, rotateurs externes et ratio RE/RI, ont été utilisés car ils sont plus couramment utilisés dans la littérature internationale ; ils ont respectivement la même signification que les termes : articulation scapulo-humérale, rotateurs médiaux, rotateurs latéraux et ratio RL/RM, utilisés dans le manuscrit de cette thèse et qui correspondent à l'actuelle nomenclature.

Latérale = Externe (ancienne nomenclature)

Médiale = Interne (ancienne nomenclature)

Scapulo-humérale = Gléno-humérale (ancienne nomenclature)

°/s (ou : °.s<sup>-1</sup> ; deg/sec) : Degré par seconde, unité de mesure de la vitesse angulaire

% : Pourcentage

3D : 3 Dimensions

1RM : 1 répétition maximale

10RM : 10 répétitions maximales

Conc : Concentrique

D : Dominant

EMG : ElectroMyoGraphie

Exc : Excentrique

FC : Fréquence Cardiaque

FCmax : Fréquence cardiaque maximale

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

m : mètre

MFM : Moment de Force Maximum

N : Newton

ND : Non-Dominant

N.m (ou Nm) : Newton-mètre, unité de mesure du Moment de Force

PT : Peak Torque (traduction anglaise du Moment de Force)

R : Rotation

RM : Muscles rotateurs médiaux

RL : Muscles rotateurs latéraux

Ratio RL/RM : ce ratio représente le rapport entre les muscles agonistes et antagonistes de l'articulation scapulo-humérale : rotateurs latéraux et rotateurs médiaux

SLAP lésion : Superior Labrum form Anterior to Posterior lesion

$\dot{V} O_2$  : Consommation d'oxygène

$\dot{V} O_2 \text{ max}$  : Consommation maximale d'oxygène



# INTRODUCTION



L'articulation scapulo-humérale, au sein du complexe articulaire de l'épaule, privilégie la mobilité au détriment de la stabilité. Une intrication optimale doit avoir lieu entre les moyens de stabilisation statique (structures osseuses, capsulaires et ligamentaires) et les moyens de stabilisation dynamique (système tendino-musculaire et coordination neuro-musculaire) pour stabiliser l'articulation scapulo-humérale et assurer en permanence le centrage de la tête humérale dans la glène scapulaire (Wilk et al., 1997; Levine & Flatow, 2000; Dodson & Cordasco, 2008). Ce défaut de centrage de la tête a un rôle important parmi les mécanismes physiopathologiques des lésions articulaires et péri-articulaires de l'articulation scapulo-humérale, car il pourrait aboutir à une instabilité articulaire : macro-instabilité avec des épisodes de luxation ou subluxation scapulo-humérale, ou micro-instabilité source de souffrance chronique au niveau du complexe articulaire avec des sensations d'instabilité ou des douleurs pouvant évoluer vers des lésions tendino-musculaires (Jobe & Jobe, 1983; Jobe et al., 1989; Mayer et al., 1994; Meister, 2000a; Dodson & Cordasco, 2008). Compte tenu de l'efficacité moindre des stabilisateurs statiques, la coiffe des rotateurs, classiquement représentée par l'équilibre musculaire entre les groupes musculaires antagonistes des rotateurs médiaux et rotateurs latéraux, a un rôle essentiel dans la stabilisation articulaire physiologique. Ces muscles ont donc un double rôle : fonction de stabilisation et fonction motrice (Warner et al., 1990; Codine et al., 1997; Wilk et al., 1997; Levine & Flatow, 2000; Wilk et al., 2009).

En Physiologie de l'Exercice, l'optimisation de la fonction motrice passe par la compréhension des mécanismes physiologiques de chaque élément de la chaîne motrice. Dans le cadre des exercices de préhension et des gestes sportifs d'armer-lancer, la compréhension

de la physiologie et de la biomécanique de l'articulation scapulo-humérale représente un enjeu pertinent. Cela passe entre autre par une meilleure connaissance de la place des muscles dans leur rôle de stabilisateur.

En Médecine du Sport, la prévention de la blessure en sport passe par une connaissance approfondie des mécanismes et des facteurs de risque qui concourent à la blessure (van Mechelen et al., 1992; Bahr & Krosshaug, 2005). La compréhension des adaptations physiologiques et des désadaptations pathologiques liées à la pratique sportive représente un de ses enjeux principaux. En sport d'armes-lancer, les modifications de la force des muscles rotateurs par leur impact sur la performance dans leur fonction motrice, pourraient avoir un impact sur leur rôle de stabilisateur, et être incriminées comme facteur de risque prédisposant à la blessure.

En Médecine Physique et de Réadaptation, l'optimisation du programme rééducatif est possible à partir d'une bonne connaissance de la physiologie. Ainsi, comprendre et connaître les facteurs intervenant dans la stabilité articulaire permet une prise en charge rééducative totalement adaptée.

**Ainsi, le travail de thèse présenté ici s'intéresse plus précisément aux liens pouvant exister entre le niveau de la force musculaire des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule et la stabilité de l'articulation scapulo-humérale.**

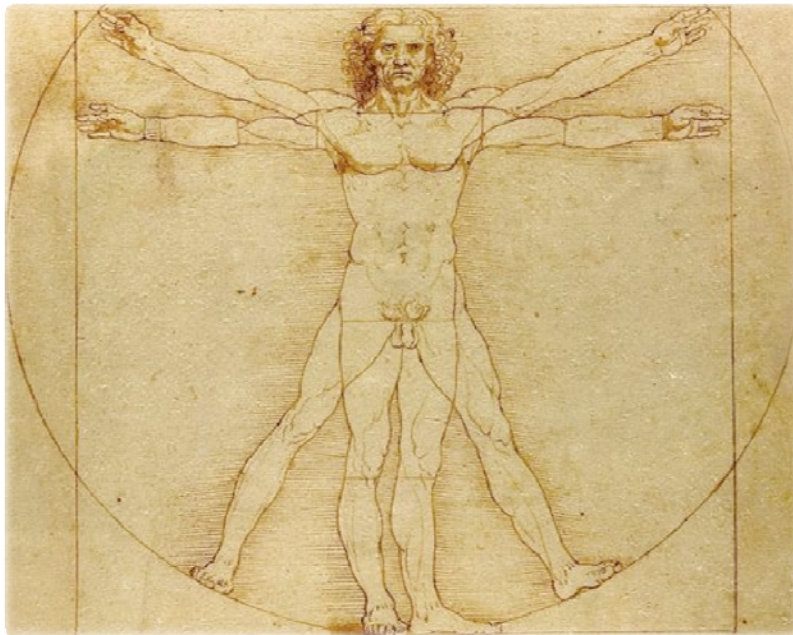
La première partie de ce travail de thèse est un rappel d'anatomie fonctionnelle, de physiologie articulaire et de biomécanique de l'articulation scapulo-humérale, ainsi que des aspects pathologiques en rapport avec la problématique de sa stabilité et de son exploration.

La deuxième partie permet de décrire et d'analyser la technique d'exploration de la force musculaire par dynamométrie isocinétique.

La troisième partie a pour objet de rechercher, à partir d'études cliniques originales, les liens existant entre la force musculaire des rotateurs de l'épaule et les pathologies d'instabilité d'une part, et les adaptations de cette force avec certaines sollicitations sportives d'autres part.

# **PARTIE I :**

# **ETAT DE LA QUESTION**



## I.1. Physiologie articulaire de l'articulation scapulo-humérale

### *I.1.1. Anatomie et biomécanique du complexe articulaire de l'épaule.*

Le complexe articulaire de l'épaule correspond à l'articulation proximale du membre supérieur. Elle est la région la plus mobile du corps humain, qui en assurant l'orientation spatiale du bras, permet la préhension, finalité principale du membre supérieur. C'est une articulation suspendue à la tête par la partie occipitale du trapèze et à la colonne vertébrale par le reste du trapèze supérieur, l'élévateur de la scapula et le rhomboïde (Duchenne de Boulogne, 1867; Nauta & Landsmeer, 1948; Guyot, 1981; Peat, 1986; Bonnel, 1988; Kapandji, 1997; Parratte et al., 2001; Dufour, 2002; Kamina, 2002; Rouvière & Delmas, 2002; Veeger & van der Helm, 2007; Wilk et al., 2009).

#### *I.1.1.1. Anatomie descriptive du complexe articulaire de l'épaule : les articulations en présence dans le complexe articulaire de l'épaule.*

Pour Kapandji (1997) (Figure 1), le complexe articulaire de l'épaule peut schématiquement se composer de deux groupes : le premier avec une articulation vraie et principale : la scapulo-humérale (1), et une articulation « fausse » et associée : la sous-deltoïdienne (2) ; le deuxième avec une articulation « fausse » et principale : la scapulo-thoracique (3), et deux articulations vraies et associées : l'acromio-claviculaire (4) et la sterno-costo-claviculaire (5). Les structures sous-deltoïdienne et scapulo-thoracique ne constituent pas de véritables articulations anatomiques, elles représentent en fait des surfaces de glissement (Kapandji, 1997; Parratte et al., 2001). Anatomiquement et fonctionnellement toutes ces articulations et tous ces éléments sont intimement et mécaniquement liés, c'est-à-dire qu'ils fonctionnent en même temps (Kapandji, 1997; Parratte et al., 2001; Dufour & Pillu, 2005).

*Figure 1. Le complexe articulaire de l'épaule, d'après Kapandji (1997).*

***L'articulation scapulo-humérale :***

L'articulation scapulo-humérale ou gléno-humérale est une articulation synoviale de type sphéroïde, non congruente et non concordante qui unit l'humérus à la scapula. Les surfaces articulaires de l'articulation scapulo-humérale sont sphériques, caractéristiques d'une énarthrose, donc d'une articulation à trois axes et à trois degrés de liberté (Parratte et al., 2001; Kamina, 2002; Rouvière & Delmas, 2002). Elle est extrêmement mobile permettant de réaliser des mouvements de circumduction. Du fait de sa mobilité importante, sa stabilité est compromise (Wilk et al., 1997; Kamina, 2002; Veeger & van der Helm, 2007; Wilk et al., 2009). Sa description sera détaillée dans le chapitre I.1.2., sur les aspects fonctionnels et biomécaniques, en abordant les différents éléments intervenant dans la stabilité articulaire.

***L'articulation sous-deltoïdienne :***

L'articulation sous-deltoïdienne est dite « fausse » articulation car elle ne met pas en rapport deux os, mais un os et un muscle, mais elle est considérée comme telle compte tenu de son importance mécanique (Figure 2) (Parratte et al., 2001; Dufour & Pillu, 2005). Ce plan de glissement anatomique est constitué d'une « surface » profonde avec l'extrémité supérieure de l'humérus et la coiffe des muscles péri-articulaires et la voûte acromio-coracoïdienne formée par : la face inférieure de l'acromion et du ligament acromio-coracoïdien se prolongeant en avant vers le tendon du muscle coraco-biceps (Parratte et al., 2001). Le plan de glissement anatomique cellulo-graisseux contient une bourse séreuse sous deltoïdienne.

**Figure 2.** Coupe anatomique vertico-frontale de l'articulation sous-deltoïdienne, d'après Kapandji (1997). Sur la planche de gauche le bras est vertical le long du corps, et sur la planche de droite, le bras est à 90° d'abduction. On distingue : le supra-épineux (1), l'articulation acromio-claviculaire (2), l'insertion du supra-épineux sur le coracoïde (3), le deltoïde (4), la bourse séreuse sous-deltoïdienne (5), le feuillet profond de la bourse qui glisse en dedans par rapport au feuillet superficiel (6), le cul de sac inférieur de l'articulation scapulo-humérale (7), et le triceps brachial (8).

### **L'articulation scapulo-thoracique :**

L'articulation scapulo-thoracique est une « fausse » articulation constituée de deux espaces de glissement : l'espace scapulo-serratique et l'espace serrato-thoracique ou pariéto-serratique, l'ensemble formant l'articulation scapulo-serrato-thoracique. C'est une syssarcose (Parratte et al., 2001; Kamina, 2002; Rouvière & Delmas, 2002).

La scapula est un os plat qui épouse la forme bombée du thorax ; elle présente plusieurs caractéristiques (Dufour & Pillu, 2005) :

- elle est libre par rapport au tronc, son seul contact est la clavicule,
- elle a une mobilité très importante, dissociée entre les deux côtés,
- elle fonctionne comme un os sésamoïde pris dans la nappe musculaire des chaînes thoraco-scapulo-brachiales,
- elle comporte deux piliers, zones de densification osseuse,
- elle comporte deux processus équidistants du centre de la glène : acromion et coracoïde, qui contribuent à former un néo-acétabulum.

La stabilité passive n'existe pas car il n'y a pas de cavité articulaire. La stabilité active est déterminée par les muscles stabilisateurs de la scapula (élevateur de la scapula, rhomboïde, dentelé antérieur, et trapèze).



***L'articulation acromio-claviculaire :***

L'articulation acromio-claviculaire est une arthroïdie entre l'acromion de la scapula et l'extrémité distale de la clavicule. La capsule est renforcée en haut par le ligament acromio-claviculaire. Deux ligaments puissants coraco-claviculaires en assurent aussi la stabilité : le ligament conoïde et le ligament trapézoïde (Kapandji, 1997; Parratte et al., 2001; Kamina, 2002; Rouvière & Delmas, 2002; Wilk et al., 2009).

La clavicule présente plusieurs caractéristiques (Dufour & Pillu, 2005) :

- rôle d'os sésamoïde par le relais musculaire pour les muscles cervico-pectoro-brachiaux,
- rôle d'arc boutant entre le moignon de l'épaule et le sternum,
- rôle de « biellette » d'asservissement des déplacements articulaires par sa longueur invariable,
- elle représente l'un des trois piliers osseux de l'épaule avec l'épine et le pilier latéral de la scapula, ce tripied dynamique étant responsable du bon rapport huméro-scapulaire au cours des mouvements de l'épaule.

La stabilité passive est modérée, assurée par les ligaments conoïde et trapézoïde, malgré une absence de congruence articulaire. La stabilité active est modeste, assurée par le deltoïde et le trapèze ayant un faible pouvoir de maintien local, aucun muscle court ne renforçant les ligaments (Kamina, 2002; Wilk et al., 2009).

***L'articulation sterno-costo-claviculaire :***

Les deux surfaces claviculaire et sternale ont la forme d'une selle de cheval, avec une double courbure, mais en sens inverse, convexe dans un sens et concave dans l'autre. Cette articulation est le lien entre le complexe articulaire de l'épaule et le membre supérieur et le tronc (Kapandji, 1997; Parratte et al., 2001; Kamina, 2002; Rouvière & Delmas, 2002; Wilk et al., 2009).

La stabilité passive est médiocre, assurée par les ligaments sterno-claviculaires et un disque intra-articulaire en fibro-cartilage, malgré une absence de congruence articulaire. La stabilité active est bonne, assurée par le muscle subclavier et des insertions musculaires chevauchant l'interligne (Kamina, 2002; Wilk et al., 2009).

***1.1.1.2. Biomécanique du complexe articulaire de l'épaule.***

Les cinq articulations décrites fonctionnent simultanément et dans des proportions variables d'un groupe à l'autre en fonction des mouvements (Kapandji, 1997; Parratte et al., 2001; Dufour & Pillu, 2005; Wilk et al., 2009). La notion de complexe thoraco-scapulo-brachial met

l'accent sur la liaison mécanique entre les mouvements du bras et ceux émanant de la scapula et du tronc (Dufour & Pillu, 2005). Le complexe articulaire de l'épaule représente aussi un maillon inclus dans la chaîne cinétique de transmission des forces des membres inférieurs aux membres supérieurs, et inversement (Fleisig et al., 1996). Le cône de révolution spatiale du complexe articulaire de l'épaule est sous la dépendance des différentes associations articulaires, et sa cinématique normale exige l'intégrité complète anatomique et fonctionnelle de toutes les structures le composant (Figure 3) (Dempster, 1965; Dufour & Pillu, 2005).

*Figure 3. Le cône de révolution spatiale du bras est sous la dépendance des différentes associations articulaires (inspiré de Dempster (1965)), d'après Dufour et Pillu (2005).*

Bonnel (1988) a décrit la fonction globale de l'épaule comme celle d'une articulation à centrage dynamique rotatoire tridimensionnel. Sa mobilité particulière nécessite l'action précise et synergique de nombreux muscles dont la plupart assurent à la fois un rôle moteur de mouvement du membre supérieur et un rôle stabilisateur des articulations de ce complexe articulaire (Parratte et al., 2001; Forthomme, 2005; Wilk et al., 2009).

Le développement spatial de l'épaule fait apparaître deux cônes opposés par leur sommet : le proximal correspond au pivotement des trois piliers de la ceinture scapulaire offrant une base d'appui dynamique glénoïdale à l'émergence brachiale, laquelle représente le cône distal. Le pivotement du cône proximal représente la présentation scapulaire qui assure une pré-orientation du déplacement huméral. Le rythme scapulo-huméral a une importance primordiale dans la mobilité du complexe articulaire de l'épaule et pour l'orientation du membre supérieur, décrivant les relations harmonieuses entre les mouvements de la scapula et

de l'humérus pour l'élévation du membre supérieur (Figures 4 et 5) (McClure et al., 2001; Kamina, 2002; Wilk et al., 2009). Le placement scapulaire dynamique est le préalable de tout mouvement du membre supérieur, ainsi l'impulsion proviendrait du complexe thoraco-scapulaire poursuivi par l'humérus (Dufour & Pillu, 2005). La position de la scapula et l'orientation de la cavité glénoïdale dépendent de l'équilibre entre les muscles stabilisateurs scapulaires (dentelé antérieur, élévateur de la scapula, rhomboïde, trapèze supérieur et inférieur) et les moments de force résultant de la position du membre supérieur (Kibler, 1998; Forthomme, 2005). De plus, les mouvements du moignon de l'épaule mettent en jeu l'articulation scapulo-thoracique (Kapandji, 1997).

**Figure 4.** Rythme scapulo-huméral associant la participation de l'articulation scapulo-humérale (en jaune), de l'articulation scapulo-thoracique (en rouge) et du rachis (en bleu), d'après Kamina (2002).

**Figure 5.** *Le rythme scapulo-huméral associe l'articulation scapulo-humérale, l'articulation scapulo-thoracique et éventuellement le rachis, dans des proportions variables : jusqu'à 30° (a), 90° (b), 150° (c), et 180° (d) ; d'après Dufour et Pillu (2005).*

Le complexe articulaire de l'épaule possède trois degrés de liberté (Figure 6), ce qui lui permet d'orienter le membre supérieur par rapport aux trois plans de l'espace, selon trois axes principaux (Kapandji, 1997; Kamina, 2002; Wilk et al., 2009) : l'axe transversal autorisant les mouvements de flexion-extension de 180° à 50° dans le plan sagittal ; l'axe antéro-postérieur autorisant les mouvements d'abduction-adduction de 180° à 45° dans le plan frontal ; l'axe vertical autorisant les mouvements de flexion-extension dans le plan horizontal de 140° à 40°. L'axe longitudinal de l'humérus autorise la rotation latérale/médiale du bras et du membre supérieur de 80° à 110° en position de référence coude le long du corps fléchi à 90°. La rotation du bras sur son axe longitudinal peut s'effectuer dans toutes les positions de l'épaule (Kapandji, 1997). La circumduction combine les mouvements élémentaires autour des trois axes (Figure 6). Le cône de circumduction délimite, dans la sphère centrée par l'épaule et de rayon égal à la longueur du membre supérieur, un secteur sphérique d'accessibilité, à l'intérieur duquel la main peut saisir les objets sans déplacement du tronc, pour éventuellement les porter à la bouche (Kapandji, 1997). Cet espace de captage spatial du membre supérieur est sous la dépendance préférentielle des mouvements de flexion, abduction et rotation latérale (Dufour & Pillu, 2005). L'élévation du membre supérieur en flexion ou abduction dans le plan de la scapula ou dans un autre plan est nommé « élévation », sauf si les termes de flexion ou abduction sont applicables (Wilk et al., 2009).

De plus, il existe des voies de passage, grâce notamment aux rotations, qui permettent d'effectuer les mouvements de circumduction et dans les 3 degrés de liberté. Ces voies de

passage sont des associations fonctionnelles préférentielles visant à contrecarrer les éventuels conflits : la voie postéro-latérale (abduction et rotation latérale) et la voie antérieure (flexion et rotation médiale) (Dufour & Pillu, 2005). Ces mouvements qui induisent des associations fonctionnelles ont été décrits dans le paradoxe de Codman : en partant de la position de référence bras le long du corps pouce en avant, lors d'un mouvement de flexion de 180° puis une adduction de 180°, la main se retrouve pouce vers l'arrière. Ainsi, quand on fait une abduction maximale puis une extension maximale, on obtient une rotation médiale maximale. L'épaule est donc capable d'effectuer deux types de rotation longitudinale : la rotation volontaire ou adjointe et la rotation automatique ou conjointe. Si la rotation volontaire est nulle, la rotation automatique apparaît nettement (Kapandji, 1997).

**Figure 6.** *Les mouvements de l'articulation scapulo-humérale et le cône de circumduction. Sur le schéma, la courbe représente la base du cône de circumduction (trajectoire de l'extrémité des doigts) parcourant les différents secteurs de l'espace déterminés par les plans de référence de l'articulation : A) plan sagittal (flexion-extension), B) plan frontal (abduction-adduction), C) plan horizontal (flexion-extension horizontale) ; d'après Kapandji (1997).*

Les différentes articulations qui composent le complexe articulaire de l'épaule interviennent donc dans sa cinétique, et leurs mobilités distinctes sont décrites ci-dessous (Kapandji, 1997; Kamina, 2002; Dufour & Pillu, 2005; Wilk et al., 2009) :

**L'articulation sterno-costoclaviculaire** permet des mouvements :

- d'élévation/abaissement lors d'un débattement vertical du moignon de l'épaule,
- d'antépulsion/rétropulsion,
- de rotation axiale.

**L'articulation acromio-claviculaire** permet des petits mouvements spécifiques de glissement/bâillement, ainsi que des mouvements analytiques :

- d'abduction/adduction,
- de fermeture/ouverture de l'angle scapulo-claviculaire,
- de rotation axiale.

Les articulations acromio-claviculaire et sterno-costoclaviculaire permettent ainsi les déplacements de la clavicule dans un plan frontal et horizontal par rapport au gril sternocostal et à la scapula, et les degrés de rotation axiale de ces deux articulations s'ajoutant autorisent des mouvements de sonnette de 60° dans la scapulo-thoracique.

**L'articulation scapulo-thoracique** (scapulo-serrato-thoracique) a sa mobilité conditionnée par la clavicule. Les mouvements scapulaires sont de deux types (Kapandji, 1997; Kibler, 1998; Kamina, 2002; Wilk et al., 2009) (Figure 7) :

\*les mouvements de glissement sur la paroi thoracique :

- la translation verticale (élévation/abaissement),
- la translation latérale (protraction/rétraction ou abduction/adduction),

\*Les mouvements de rotation :

- les mouvements dits « de sonnette » ou la bascule latérale et médiale (« upward/downward rotation ») autour d'un axe sagittal,
- l'inclinaison antérieure et postérieure (« anterior and posterior tipping ») autour d'un axe passant par l'épine,
- la rotation médiale et latérale autour d'un axe vertical.

Le mouvement de sonnette est une convention classique ne reposant sur aucune réalité mécanique ; ce déplacement intéresse en réalité toute l'hémiceinture scapulaire en translations et rotations tridimensionnelles. Ces différents mouvements élémentaires se combinent à des degrés variables lors des mouvements de flexion ou d'abduction du complexe articulaire de l'épaule. Au cours de l'abduction, la glène subit donc un déplacement complexe, s'élevant, se rapprochant de la ligne médiane, tout en effectuant un changement d'orientation tel que le trochiter « échappe » en avant à l'acromion pour glisser sous le ligament acromio-coracoïdien (Kapandji, 1997). L'articulation scapulo-thoracique a un important rôle dans les mouvements et la stabilité du complexe articulaire de l'épaule, et notamment dans la stabilité scapulo-humérale. En effet, un dysfonctionnement de l'articulation scapulo-thoracique est à l'origine d'un dysfonctionnement global de l'épaule (Kibler, 1998).



**Figure 7.** *Mouvements scapulo-thoraciques analytiques et théoriques. A gauche : en translation latérale (protraction/rétraction) (a), en translation verticale (élévation-abaissement) (b), en sonnette (bascule latérale et médiale) (c), en l'inclinaison antérieure et postérieure (d) ; d'après Kapandji (1997) et Dufour et Pillu (2005). A droite : coupe anatomique horizontale en vue supérieure illustrant les mouvements de translation latérale : Protraction ou Abduction (A) / Rétraction ou Adduction (B), d'après Kamina (2002).*

### ***1.1.2. Biomécanique de l'articulation scapulo-humérale***

Au sein du complexe articulaire de l'épaule, l'articulation scapulo-humérale est la plus mobile ; elle privilégie la mobilité au détriment de la stabilité (Kapandji, 1997; Kamina, 2002). Analyser sa biomécanique nous a paru pertinent pour mieux comprendre les liens étroits entre mobilité et stabilité ; les aspects biomécaniques spécifiques dans les sports d'armer-lancer seront abordés dans le chapitre III.2.1.

#### *1.1.2.1. Position de fonction de l'articulation scapulo-humérale*

La position de fonction de l'articulation scapulo-humérale offre les meilleures garanties de stabilité. Elle est oblique dans les trois plans de l'espace, d'environ 40° d'abduction dans le plan frontal, 40° de flexion dans le plan sagittal, et 40° de rotation médiale dans le plan transversal (Kamina, 2002; Dufour & Pillu, 2005). Ce placement de l'épaule est appelé « position de stabilité fonctionnelle », position privilégiée de Gagey, ou « close packed position » de Mac Conaill. Les garanties de stabilité sont à l'orientation la plus perpendiculaire possible au plan de la glène de l'axe de l'humérus amenant le ligament scapulo-huméral inférieur parallèle à cet axe, prenant la tête en hamac (Dufour & Pillu, 2005). Ainsi, plus on s'écarte de cette position, plus on place l'articulation en secteur d'inconfort, propice aux instabilités.

*I.1.2.2. Mouvements de l'articulation scapulo-humérale*

Au niveau fonctionnel, l'articulation scapulo-humérale est une articulation à trois degrés de liberté : la flexion-extension, l'abduction-adduction et les rotations médiale et latérale auxquelles s'ajoutent des mobilités spécifiques comprenant les glissements antéro-postérieurs, les glissements verticaux et le mouvement composé de circumduction (Kapandji, 1997; Kamina, 2002; Wilk et al., 2009).

Il est à noter que l'obliquité du plan de la scapula produit une dissociation entre les plans anatomiques et fonctionnels. Ainsi, l'abduction physiologique s'effectue dans le plan de la scapula : 45° en dehors et en avant, la flexion/extension s'effectue dans un plan perpendiculairement au précédent, et les rotations s'effectuent dans un plan transversal (plan fonctionnel de la flexion/extension) (Dufour & Pillu, 2005).

***Les mouvements de flexion/extension :***

Les mouvements de flexion/extension de 90° à 30° s'effectuent dans un plan sagittal par un axe transversal. Les muscles mis en jeu sont :

- lors de la flexion : le deltoïde (faisceau antérieur), le muscle coraco-brachial et le biceps brachial ;
- lors de l'extension : le deltoïde (faisceau postérieur), le triceps brachial.

***Les mouvements d'abduction-adduction :***

Les mouvements d'abduction-adduction de 100° à 30° s'effectuent dans le plan frontal par un axe antéro-postérieur (Figures 8 et 9).

**Figure 8.** Les muscles moteurs de l'abduction dans l'articulation scapulo-humérale sont le deltoïde (1) et le supra-épineux (2) qui forment un couple fonctionnel moteur de l'abduction, d'après Kapandji (1997).

**Figure 9.** De plus, les muscles sub-scapulaire (2), infra-épineux (3) et petit rond (4) attirent la tête humérale en bas et en dedans, créant avec le deltoïde un deuxième couple fonctionnel générateur d'abduction dans la scapulo-humérale, d'après Kapandji (1997). Sur cette planche, on distingue les muscles supra-épineux (1) et long biceps (5) ; dans des vues postérieure (a), antérieure (b) et supérieure (c).

Ainsi, si l'on se rapporte aux données biomécaniques émises par Kapandji (1997), les muscles rotateurs ont un rôle dans l'abduction (Figure 10) : Lors de l'abduction, la décomposition de la force du deltoïde  $D$ , fait apparaître une composante longitudinale  $D_r$ , qui, diminuée de la composante longitudinale  $P_r$  du poids  $P$  du membre supérieur (agissant au centre de gravité), va être appliquée en tant que force  $R$  au centre de la tête humérale. Or cette force  $R$  peut à son tour être décomposée en une force  $R_c$  qui applique la tête humérale sur la glène, et une autre  $R_i$ , plus puissante, qui tend à luxer en haut et en dehors. Si les muscles rotateurs (infra-épineux, petit rond et sub-scapulaire) se contractent alors, leur force globale  $R_m$  s'oppose directement à la composante luxante  $R_i$ . La force d'abaissement  $R_m$  des muscles rotateurs crée donc avec la force d'élévation  $D_t$  du deltoïde, un couple de rotation générateur de l'abduction. Le muscle supra-épineux agit de façon synergique avec les autres muscles de la coiffe dans un rôle de coaptation de la tête humérale.

*Figure 10. Physiologie de l'abduction, d'après Kapandji (1997).*

**Les mouvements de rotation latérale/médiale :**

L'axe longitudinal de l'humérus autorise la rotation latérale/médiale du bras et du membre supérieur de  $80^\circ$  à  $110^\circ$  en position de référence coude fléchi à  $90^\circ$  le long du corps (Figure 11). L'axe des mouvements est situé à l'intersection des plans sagittal et frontal passant par le centre de la tête. Selon Kamina (2002), la rotation médiale extrême est obtenue en plaçant l'avant-bras derrière le dos.

**Figure 11.** Les rotations peuvent s'effectuer dans plusieurs positions : position R1 humérus le long du corps, position R2 scapulo-humérale à 90° de flexion, position R3 scapulo-humérale à 90° de flexion et 90° d'abduction, d'après Dufour et Pillu (2005).

Les muscles rotateurs de l'articulation scapulo-humérale sont séparés en deux groupes (Figure 12) (Kamina, 2002), et seront décrits plus en détail dans le chapitre I.1.3.2. :

- les rotateurs médiaux (A) dont le principal est le subscapulaire (4) et les accessoires sont le deltoïde (faisceau antérieur), le grand pectoral (1), le grand dorsal (2) et le grand rond (3) ;
- les rotateurs latéraux (B), infra-épineux (6) et petit rond (5) principalement, et accessoirement le muscle deltoïde (9) (faisceau postérieur).

Face au nombre et à la puissance des muscles rotateurs médiaux, les rotateurs latéraux sont faibles, mais pourtant indispensables pour la bonne utilisation du membre supérieur, car ils peuvent décoller la main de la face antérieure du tronc et la porter en avant et en dehors (Kapandji, 1997).

**Figure 12.** Les muscles rotateurs de l'articulation scapulo-humérale, à gauche d'après Kamina (2002), et à droite d'après Kapandji (1997) (Les légendes sont insérées dans le paragraphe ci-dessus).

### *1.1.2.3. Problématique du Centre de Rotation*

Le centre de rotation de la tête humérale n'est pas un point fixe et immuable, mais une série de centres ou points instantanés de rotation qui correspondent au centre du mouvement effectué entre deux positions très proches l'une de l'autre (Kapandji, 1997; Wilk et al., 2009). De plus, le centre de courbure d'une surface articulaire ne coïncide pas obligatoirement avec le centre de rotation car, outre la forme de la surface, interviennent le jeu mécanique de l'articulation, la tension des ligaments et la contraction des muscles (Kapandji, 1997; Wilk et al., 2009).

Ainsi, à titre d'exemple, lors de l'abduction, c'est un mouvement de glissement-roulement, associant un mouvement angulaire d'écartement distal (roulement) et un mouvement linéaire d'abaissement de la tête humérale (glissement vers le bas par le supra-épineux), qui est réalisé pour conserver un bon centrage de la tête humérale (abduction centrée). Ceci est aussi permis par le léger mouvement de sonnette médiale de la scapula en début d'abduction. Ainsi, l'axe de rotation permettant le mouvement d'abduction est en réalité un ensemble de centres instantanés de rotation, qui se déplacent vers le haut. Dans les situations pathologiques, les centres instantanés de rotation ont tendance à se disperser, sauf s'il y a un apprentissage rééducatif (Dufour & Pillu, 2005).

### *1.1.3. Moyens de stabilité de l'articulation scapulo-humérale*

La configuration anatomique du complexe de l'épaule n'étant en soi que peu congruente, en particulier au niveau de la scapulo-humérale, et la mobilité importante, les moyens de stabilité articulaire sont donc primordiaux.

Ces moyens pour l'articulation scapulo-humérale sont décrits comme (Kapandji, 1997; Wilk et al., 1997; Levine & Flatow, 2000; Dufour & Pillu, 2005; Hurov, 2009; Wilk et al., 2009) :

- statiques ou passifs : les os et les ligaments ;
- dynamiques ou actifs : les muscles.

Un équilibre permanent entre les moyens de stabilisation statique et dynamique permet la stabilisation scapulo-humérale et un centrage de la tête humérale dans la glène scapulaire (Wilk et al., 1997; Levine & Flatow, 2000; Myers & Lephart, 2000; Dodson & Cordasco, 2008; Hurov, 2009).

**Tableau 1.** Les moyens de stabilité de l'articulation scapulo-humérale en fonction de sa position (Wilk et al., 2009).

Position de l'articulation scapulo-humérale	Structures anatomiques intervenant dans la stabilité articulaire
<i>Variable</i>	Ligament coraco-huméral Ligament scapulo-huméral supérieur Muscle supra-épineux
<i>Lors de l'élévation antérieure (en degré)</i>	
Faibles amplitudes (0-45°)	Capsule antérieure Ligament scapulo-huméral supérieur Ligament coraco-huméral Ligament scapulo-huméral moyen Muscles sub-scapulaire, infra-épineux et petit rond
Amplitudes moyennes (45-75°)	Ligament scapulo-huméral moyen Muscle sub-scapulaire (d'importance décroissante) Muscles infra-épineux et petit rond Ligament scapulo-huméral inférieur
Amplitudes élevées (>75°)	Ligament scapulo-huméral inférieur
<i>Durant toute l'élévation</i>	Activité stabilisatrice dynamique de la coiffe des rotateurs

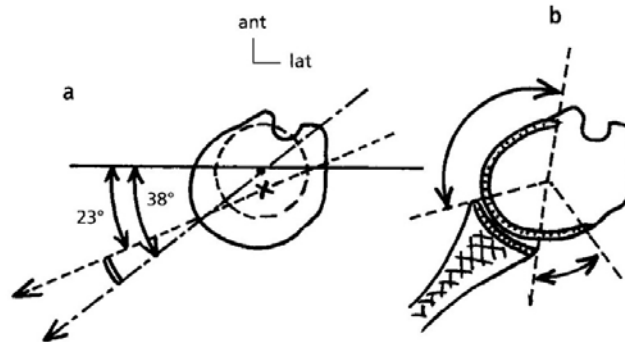
### 1.1.3.1. Moyens de stabilité statique

\* Les extrémités osseuses et les surfaces articulaires en rapport :

- **La tête humérale**, située à la partie supéro-médiale de l'épiphyse supérieure, est orientée médialement, en haut, et en arrière. On l'assimile à un tiers de sphère de 30 mm de rayon (Kamina, 2002; Rouvière & Delmas, 2002). En réalité, cette sphère est loin d'être régulière puisque son diamètre vertical est plus grand de 3 à 4 mm que son diamètre antéro-postérieur (Kapandji, 1997; Wilk et al., 2009). Elle a son centre déporté médialement et en arrière de l'axe diaphysaire. L'axe de la tête humérale forme avec l'axe diaphysaire un angle dit « d'inclinaison » de 135°, et avec le plan frontal, un angle dit « de déclinaison » de 30° (Kapandji, 1997; Dufour, 2002; Kamina, 2002). La découverture de la tête est plus large en avant ce qui expose aux luxations antérieures (Figure 13) et justifie la présence des ligaments antérieurs (Dufour & Pillu, 2005). Une insuffisance de rétrotorsion humérale serait un facteur d'instabilité antérieure (Wilk et al., 2009). Sur une coupe vertico-frontale, son rayon de courbure décroît légèrement de haut en bas, il existe donc une série de centres de courbure alignés suivant une spirale. Ainsi, c'est lorsque la partie supérieure de la tête humérale est en contact avec la glène que la zone d'appui est la plus étendue et l'articulation la plus stable,



d'autant plus que les faisceaux moyen et inférieur du ligament scapulo-huméral sont tendus. Cette position d'abduction à  $45^\circ$  correspond à la position de verrouillage ou close-packed position de Mac Conaill (Kapandji, 1997).



**Figure 13.** Le décentrage de la tête humérale diminue la rétroversion du col de  $38^\circ$  à  $23^\circ$  (a). En position anatomique, la tête reste plus découverte en avant (b), d'après Dufour et Pillu (2005).

- **La cavité glénoïde de la scapula** est ovalaire, à grosse extrémité inférieure, située à l'angle supéro-latéral du corps de la scapula. Elle est orientée latéralement, en avant et légèrement en haut (Figure 14). La version glénoïdienne normale est entre  $10^\circ$  d'antétorsion et  $10^\circ$  de rétrotorsion. La surface articulaire représente 25 à 33% de celle de la tête humérale (Wilk et al., 1997; Wilk et al., 2009). Elle est concave dans les deux sens (vertical et transversal), mais sa concavité est irrégulière et moins marquée que la convexité de la tête. Les propriétés élastiques de la surface articulaire sont différentes en fonction de la zone de la cavité (Mansat et al., 1998). Sur une coupe frontale de l'articulation scapulo-humérale, on peut voir que les irrégularités de la cavité glénoïde osseuse sont noyées dans le cartilage glénoïdien. La cavité glénoïdienne est bordée par le rebord glénoïdien, saillant, mais interrompue par l'échancrure glénoïdienne à sa partie antéro-postérieure. La grande mobilité de l'articulation scapulo-humérale est possible grâce à la surface moins étendue de la cavité glénoïdale par rapport à la surface de la tête humérale (Soslowsky et al., 1992; Kapandji, 1997; Veeger & van der Helm, 2007; Hurov, 2009).

- **Le labrum ou bourrelet glénoïdien** est un fibro-cartilage annulaire appliqué sur le rebord glénoïdien, limbus glénoïdal, qui comble l'échancrure, augmente légèrement la surface de la glène, mais surtout augmente sa concavité et améliore la concordance, voire la congruence des surfaces (Figure 14) (Kapandji, 1997; Wilk et al., 1997; Dufour & Pillu, 2005; Wilk et al., 2009). Il a la forme d'un anneau prismatique (triangulaire à la coupe). Sa face axiale est encroûtée de cartilage hyalin, sa face périphérique est adhérente à la capsule, sa face osseuse s'insère sur le limbus glénoïdal qu'il prolonge ainsi de façon souple (Dufour, 2002). Il est

aussi plaqué comme une couronne sur la tête humérale par les longues portions du biceps et du triceps qu'il reçoit respectivement à ses pôles supérieur et inférieur.

\* Les structures péri-articulaires : moyens d'union entre les deux extrémités osseuses :

- **La capsule articulaire** s'insère au pourtour des surfaces cartilagineuses (Figure 14). Elle est constituée de fibres parallèles, scapulo-humérales, qui assurent un serrage lors des mouvements de rotation, et des renforcements capsulaires, les ligaments intrinsèques. Ces fibres parallèles se tendent progressivement dans les mouvements tridimensionnels pour arriver à une position de tension maximale qui stabilise alors l'articulation (Dufour, 2002; Dufour & Pillu, 2005). Les fibres inférieures de la capsule sont épaissies, ce sont les freins de la capsule (*frenula capsulae*) (Dufour, 2002). La capsule est cependant lâche, et accepte ainsi des décoaptations articulaires jusqu'à 2 à 3 cm avant rupture et autorise donc les mouvements complexes au cours desquels ses fibres sont sollicitées simultanément dans plusieurs plans (Dufour, 2002; Dufour & Pillu, 2005; Wilk et al., 2009). Elle assure le maintien d'une pression intra-articulaire négative physiologique, contribuant à la stabilité de la tête humérale. Dans les sports d'armes du membre supérieur, avec la position du bras en extension, abduction et rotation latérale, l'instabilité osseuse est compensée par un serrage capsulo-ligamentaire efficace (Dufour, 2002).

- **La synoviale** tapisse la face profonde de la capsule. Elle communique parfois avec la bourse synoviale du muscle sub-scapulaire (Dufour, 2002). Elle forme une gaine synoviale pour le tendon du long biceps depuis le tubercule supra-glénoïdien jusqu'à la sortie du sillon bicipital (Dufour, 2002; Dufour & Pillu, 2005; Wilk et al., 2009).

\* Les ligaments de l'articulation scapulo-humérale (Figures 14 et 15) :

Ils constituent le verrou antéro-latéral (Dufour & Pillu, 2005). Les ligaments ont 3 rôles principaux : maintenir la tête dans la glène, limiter la rotation, et limiter les tractions perpendiculaires et parallèles à la glène (Kapandji, 1997; Kamina, 2002; Dufour & Pillu, 2005; Wilk et al., 2009).

- **Le ligament coraco-huméral** étendu de la coracoïde jusqu'au labrum glénoïdien, est un ligament suspenseur de la capsule (Kamina, 2002; Rouvière & Delmas, 2002). L'écart des deux faisceaux du ligament coraco-huméral ferme en haut l'échancrure inter-tubérositaire par où le tendon du long-biceps sort de l'articulation (Kapandji, 1997; Wilk et al., 2009). Ce ligament forme un verrou antéro-supérieur, il est suspenseur de la tête humérale et frein de la rotation médiale et latérale (Dufour & Pillu, 2005; Wilk et al., 2009).

- **Le ligament scapulo-huméral** avec ses trois faisceaux : supérieur sus-gléno-sus-huméral, moyen sus-gléno-pré-huméral, et inférieur pré-gléno-sous-huméral. L'ensemble dessine un

« Z » étalé sur la face antérieure de la capsule, barrant la route aux éventuelles échappées de la tête humérale (Kapandji, 1997; Dufour, 2002; Kamina, 2002; Rouvière & Delmas, 2002; Wilk et al., 2009). Entre les trois faisceaux, il existe deux points faibles : le foramen de Weitbrecht et le foramen de Rouvière par lequel la synoviale articulaire peut communiquer avec la bourse séreuse sous-coracoïdienne (Kapandji, 1997; Kamina, 2002; Rouvière & Delmas, 2002). Le ligament scapulo-huméral joue un rôle important lors de l'abduction où ses faisceaux moyen et inférieur sont sous tension, tandis que le faisceau supérieur et le ligament coraco-huméral se détendent, et lors de la rotation latérale où ses trois faisceaux sont tendus. De plus, le ligament scapulo-huméral inférieur a un rôle de hamac sous l'articulation : les fibres antérieures se tendent à 45° d'abduction ou de rotation latérale, les fibres postérieures se tendent à 45° d'abduction ou de rotation médiale (Dufour & Pillu, 2005; Wilk et al., 2009). La tension maximum des ligaments, associée à la plus grande surface possible de contact des cartilages articulaires font de l'abduction la position de verrouillage de l'épaule, la close-packed position de Mac Conaill (Kapandji, 1997).

\* Les ligaments à distance de l'articulation scapulo-humérale :

- **le ligament coraco-acromial** qui intervient dans la mécanique scapulo-humérale en tant que partie de la voûte coraco-acromiale avec l'acromion et l'apophyse coracoïde surplombant la tête humérale (Kapandji, 1997; Dufour, 2002) ;
- **le ligament transverse** de l'humérus prolongement distal de la capsule, n'intervenant pas dans l'articulation proprement dite (Dufour, 2002).

**Figure 14.** La cavité glénoïdale, la capsule articulaire et les ligaments de l'articulation scapulo-humérale, vue de face, d'après Rouvière (2002).

**Figure 15.** Les ligaments de l'articulation scapulo-humérale, d'après Kamina (2002). Ligaments : acromio-claviculaire (1), trapézoïde (2), conoïde (4), coraco-acromial (7), coraco-huméral (8), huméral transverse (9), scapulo-huméral supérieur (11), scapulo-huméral moyen (12), et scapulo-huméral inférieur (13); clavicule (3), artère supra-scapulaire (5), nerf supra-scapulaire (6), tendon du long chef du biceps brachial (10).

\* Autres éléments :

- **Le vide intra-articulaire** (ou pression intra-articulaire négative ou pression de Weber) assure le contact des cartilages (Dufour & Pillu, 2005; Veeger & van der Helm, 2007). Cette capacité à développer une pression négative est d'autant plus importante que le bourrelet est intact, la capsule non laxe et non lésée et la traction appliquée perpendiculairement au plan glénoïdien (Veeger & van der Helm, 2007; Hurov, 2009). Cette pression intra-articulaire négative physiologique est réalisée par la capsule articulaire, mais est aussi liée au gradient de pression osmotique entre les synoviocytes et le liquide synovial. Elle diminue voire disparaît en cas d'hémarthrose ou d'œdème intra-articulaire (Forthomme, 2005; Veeger & van der Helm, 2007). Le système d'attraction par capillarité est d'autant plus important que le liquide intra-articulaire a une importante viscosité, et permet une grande résistance à des forces perpendiculaires mais une faible résistance à des forces de cisaillement.

- **Le concept de néo-acétabulum scapulo-huméral**, inventé par Berthe (1978), est formé de deux parties : la voûte coraco-acromiale en haut et l'épaississement de la capsule et des ligaments en bas. La surface de ce néo-acétabulum triple celle de l'articulation scapulo-humérale, la portant de 6 cm<sup>2</sup> à 18 cm<sup>2</sup>. C'est un acétabulum semi-déformable, offrant une butée élastique plus rigide en haut, assurant ainsi une jonction de transition entre la relative fixité thoracique et la mobilité de l'humérus (Dufour & Pillu, 2005).

### I.1.3.2. Moyens de stabilité dynamique

Les muscles ont été décrits comme de véritables stabilisateurs de l'épaule : « *L'épaule est un véritable muscle, plus qu'une articulation !* » (Bonnell, 2002). L'épaule compte 19 muscles sur un total de 54 pour le membre supérieur, avec 25 couples de rotation assurant les mouvements et la stabilité dans les trois plans de l'espace. Bonnell (1988) a décrit la fonction globale de l'épaule comme celle d'une articulation à « centrage dynamique rotatoire tridimensionnel ». Les muscles doivent permettre la réalisation du mouvement et la stabilisation de l'ensemble des articulations, ils ont donc à la fois un rôle moteur et stabilisateur (Adams, 1948; Bonnell, 1988; Kapandji, 1997; Wilk et al., 1997; Levine & Flatow, 2000; Parratte et al., 2001; Gagey & Boisrenoult, 2002; Dufour & Pillu, 2005; Veeger & van der Helm, 2007; Wilk et al., 2009).

En fonction de la profondeur, on décrit :

- *Les muscles profonds* : les muscles de la coiffe anatomique, décrits sous le terme de coiffe des rotateurs, ont une vocation essentiellement stabilisatrice tant en statique que dynamique, en assurant le centrage (et le plaquage) de la tête humérale dans la glène.
- *Les muscles superficiels* : ce sont les stabilisateurs de la scapula (élevateur de la scapula, rhomboïde, dentelé antérieur, petit pectoral, omo-hyoïdien), les adducteurs (sub-scapulaire, grand pectoral, grand dorsal, grand rond), le deltoïde. Ils forment une seconde couche grossièrement concentrique décrite par Bonnell (Bonnell, 1988) sous le terme de coiffe fonctionnelle. Ils assurent une réserve de puissance. Ils sont responsables de l'orientation spatiale du membre et du maintien centré de sa racine sur la glène.

Ainsi, les muscles intervenant dans la stabilité dynamique de l'articulation scapulo-humérale sont intégrés dans le complexe musculaire de la ceinture scapulaire. En pratique clinique, il est important d'avoir cette vision globale dans la démarche diagnostique, et d'évaluer autant les muscles de l'épaule (muscles scapulo-thoraciques, scapulo-huméraux et thoraco-huméraux), de l'ensemble de la ceinture scapulaire et du rachis.

Mais au niveau de l'articulation scapulo-humérale, le contrôle dynamique des muscles de la coiffe des rotateurs est largement responsable de la stabilisation de la tête humérale dans la glène de la scapula durant les activités dynamiques (Levine & Flatow, 2000; Dufour & Pillu, 2005; Wilk et al., 2009). Le sub-scapulaire, le supra-épineux, l'infra-épineux et le petit rond fusionnent au niveau de la capsule articulaire et encerclent l'articulation. Ils ont cette vocation essentiellement stabilisatrice, tant sur le plan statique que dynamique (Kapandji, 1997; Parratte et al., 2001; Bonnell, 2002; Kamina, 2002; Dufour & Pillu, 2005; Wilk et al., 2009).

Ils permettent un recentrage permanent de la tête humérale lors des mouvements par une augmentation des forces de coaptation de la tête humérale dans la cavité glénoïdale par co-contraction des agonistes et des antagonistes (Codine et al., 1997; Dauty et al., 2007; Wilk et al., 2009). La co-activation des groupes musculaires antagonistes ayant été identifiée comme un important facteur influençant la stabilité dynamique d'une articulation, l'équilibre musculaire de l'articulation scapulo-humérale a souvent été rapporté et défini par l'équilibre des muscles rotateurs médiaux (RM) et des muscles rotateurs latéraux (RL) (ou muscles rotateurs internes (RI) et des muscles rotateurs externes (RE)) (Baratta et al., 1988; Hinton, 1988; Chandler et al., 1992; Wilk et al., 1993; Codine et al., 1997; Benezet, 1999; Codine et al., 2005; Gozlan et al., 2006; Wilk et al., 2009).

\*Les muscles de la coiffe des rotateurs intervenant dans la stabilisation dynamique sont (Figures 16 à 18) (Kamina, 2002; Rouvière & Delmas, 2002) :

- **Le muscle supra-épineux** : il est partenaire du deltoïde dans l'abduction et son complément stabilisateur (Dufour & Pillu, 2005), il induit deux composantes de mouvement : abduction et abaissement médial de la tête humérale. Ainsi, selon Dufour et Pillu (2005), il aurait un rôle de recentrage permanent de la tête humérale. Par ailleurs, le tendon du supra-épineux renforce le ligament coraco-huméral (stabilité passive).

- **Les muscles infra-épineux et petit rond** : ils forment une barrière postérieure car ils adhèrent par un tendon commun à la capsule articulaire postérieure. Ce sont des muscles jumeaux ayant une innervation différente. Ils sont rotateurs latéraux avec une petite composante adductrice pour les fibres les plus basses (Dufour & Pillu, 2005).

- **Le muscle sub-scapulaire** : c'est le seul rotateur médial de la coiffe. Son aspect penniforme et large en fait un rempart capsulaire, vrai verrou antérieur, barrière naturelle en avant de l'articulation (Scheibel et al., 2006). Il peut créer une force aussi importante que les muscles supra-épineux, infra-épineux et petit rond réunis (Keating et al., 1993; Dufour & Pillu, 2005). Le tendon du sub-scapulaire renforce efficacement le ligament scapulo-huméral moyen (stabilité passive).

- **La portion longue du biceps brachial** : La portion longue du biceps brachial constitue un cas particulier car si elle ne fait pas partie de la coiffe anatomique, elle a un trajet intra-capsulaire et extra-articulaire, ce qui la fait participer à la coiffe fonctionnelle (Dufour & Pillu, 2005). Le tendon du long biceps joue un rôle important dans la physiologie et la pathologie de l'épaule. Lorsque le biceps se contracte, ses deux chefs assurent une coaptation simultanée de l'épaule : i) la courte portion soulève l'humérus par rapport à la scapula en

prenant appui sur la coracoïde, empêchant ainsi avec les autres muscles longitudinaux (long triceps, coracobrachial, deltoïde) la luxation de la tête humérale vers le bas ; ii) simultanément, la longue portion applique la tête humérale dans la glène (Kapandji, 1997).

Les actions stabilisatrices des muscles de la coiffe des rotateurs interviendraient à plusieurs niveaux (Wilk et al., 1997; Wilk et al., 2009), soit :

- s'insérant sur la capsule et en tension, ils interviennent par tension passive avec un rôle de ligament dynamique ;
- par maintien de la tête humérale dans la glène, avec un rôle compressif ;
- par une contraction sélective de chacun de ces muscles permettant de résister aux déplacements entraînés par des forces de contraction d'autres muscles périphériques de l'épaule.

Ces muscles de la coiffe des rotateurs interviennent à différents niveaux dans la stabilité dynamique de l'articulation scapulo-humérale (Dufour & Pillu, 2005) :

- stabilité verticale : muscle supra-épineux ;
- stabilité rotatoire : couple réalisé par les muscles sub-scapulaire et infra-épineux/petit rond ;
- stabilité antérieure : muscle sub-scapulaire.

**Figure 16.** La stabilisation dynamique de l'articulation scapulo-humérale, d'après Wilk et al. (1997). Vues postérieure (A) antérieure (B) et supérieure (C). Les muscles en jeu sont : le faisceau antérieur du deltoïde (1), l'infra-épineux (2), le petit rond (3), le sub-scapulaire (4), le supra-épineux (5), et la longue portion du biceps brachial (6).



\*Les autres muscles intervenant dans la stabilisation dynamique sont (Figure 18) :

- **Le deltoïde** : il a une fonction capitale, car il forme le seul groupe latéral de l'épaule, et assure la sustentation de l'humérus luttant contre la subluxation inférieure de la tête humérale. Son chef moyen, latéral, est extrêmement puissant, ayant un rôle déterminant lors de l'effort élévateur. Il se réfléchit sur le tubercule majeur, entre 0° et 60° d'abduction, exerçant une poussée orientée en dedans et en bas, formant un couple stabilisateur de la tête humérale indépendamment du muscle supra-épineux. Sa bourse synoviale répond à la nécessité de glissement, et son volume, trapu, contribue à cette fonction d'abaissement de la tête humérale. Son rôle de continuateur de coiffe, lors de sa contraction est essentiel grâce à la striction contractile de son volume autour de l'articulation lors de sa contraction.

L'analyse biomécanique du deltoïde lors des 90 premiers degrés d'abduction précise l'existence d'une force longitudinale pouvant se décomposer en une première force appliquant la tête de l'humérus sur la cavité glénoïdale à partir du centre de celle-ci et en une seconde, plus importante, luxant la tête de l'humérus en haut et en-dehors (Kapandji, 1997; Dufour & Pillu, 2005; Forthomme, 2005). Le rôle de stabilité compressive joué par le deltoïde au delà de 90° d'élévation semble majoré dans le plan de la scapula en comparaison du plan frontal, et apparaît principalement dévolu aux chefs moyen et postérieur. Certains modèles mécaniques attribuent au deltoïde un rôle de recentrage scapulo-huméral lorsque le bras se trouve le long du corps, action qu'il perdrait ensuite au cours de l'élévation latérale du membre supérieur (Gagey & Hue, 2000).

- **Les muscles adducteurs** : ils ont un rôle indirect dans l'abduction, par la direction oblique de leurs fibres (en bas et en dedans). Ils imposent un abaissement de la tête humérale pouvant suppléer la coiffe en cas de défaillance (Dufour & Pillu, 2005).

- **Les muscles du bras** : la contraction des muscles longitudinaux du bras et de la ceinture scapulaire (biceps et triceps brachial, grand pectoral, coraco-brachial et deltoïde) contribue à limiter la subluxation inférieure de la tête de l'humérus lors du soulevé de charges lourdes (Kapandji, 1997).

**Figure 17.** *Les muscles de la coiffe des rotateurs, après suppression de quelques muscles superficiels ; en vue antérieure (A) et postérieure (B) d'après Putz et Pabst (1994).*

**Figure 18.** *Les muscles postérieurs de la coiffe des rotateurs : Muscle infra-épineux (1) et Muscle petit rond (2). Photographie de dissection anatomique, d'après Thiel (1999)*

En synthèse, le complexe articulaire de l'épaule est la région la plus mobile du corps humain, qui en assurant l'orientation spatiale du bras, permet la préhension. Au sein de ce complexe, l'articulation scapulo-humérale privilégie la mobilité au détriment de la stabilité. La configuration osseuse et les moyens de stabilité statique ne permettent pas une stabilisation scapulo-humérale optimale. Il existe des moyens de stabilisation dynamique (muscles essentiellement) qui ont un rôle primordial pour en permanence stabiliser l'articulation scapulo-humérale, et réaliser un centrage de la tête humérale dans la glène scapulaire. Ces moyens de stabilisation dynamique sont les muscles de la coiffe des rotateurs, qui interviennent par une tension passive, une contraction dynamique et coordonnée, et la co-contraction de muscles agonistes et antagonistes. Ces muscles de la coiffe des rotateurs ont à la fois un rôle moteur et stabilisateur. L'équilibre agoniste/antagoniste est rapporté comme constituant un rôle déterminant dans cette homéostasie articulaire, et il est souvent représenté par l'équilibre entre les muscles rotateurs médiaux et latéraux.

## **I.2. L'instabilité de l'articulation scapulo-humérale**

Compte tenu de ses conditions anatomiques et biomécaniques intrinsèques, facteurs d'une faible stabilité, et compte tenu de son extrême mobilité et de sa localisation relativement superficielle, l'articulation scapulo-humérale est l'objet de nombreuses pathologies, en rapport avec des conditions traumatiques comme dégénératives, en raison de lésions possibles sur les différentes structures qui la composent (Mansat, 2006; Wilk et al., 2009).

Le démembrement de ces pathologies est important et les classifications peuvent être multiples selon :

- la structure anatomique lésée : cartilage, capsule, bourrelet, ligament, tendon, muscle, nerf, os (pathologie articulaire ou peri-articulaire) ;
- le mode de survenue et le mécanisme lésionnel : macro-traumatique ou micro-traumatique, dégénératif ou mixte, et inflammatoire ;
- la douleur : mécanique, inflammatoire, irradiée, projetée et des signes fonctionnels associés locaux (raideur, pseudo-paralysie...), mais aussi loco-régionaux ou généraux dans le cadre de certaines affections avec une localisation au niveau de l'épaule.
- la pratique sportive ou professionnelle : pathologies liées à la spécificité de l'activité pratiquée ou technopathies.

### ***I.2.1. Les instabilités cliniques de l'articulation scapulo-humérale***

Le terme d'instabilité désigne une perturbation de la fonction, relatée par le patient lors de l'interrogatoire. Il faut ainsi distinguer l'instabilité qui est un signe fonctionnel, de la laxité qui est un signe clinique recherché à l'examen ; ces deux signes pouvant ou non être associés dans l'instabilité scapulo-humérale (Matsen et al., 1991; Wilk et al., 1997; Wilk et al., 2009).

La définition classique de l'instabilité scapulo-humérale est : « subluxation ou luxation de la tête humérale sur le rebord glénoïdien », et la définition biomécanique est : « manque de contrôle du centre de rotation » (Bak et al., 2010). Mais une définition claire et précise de l'instabilité de l'épaule n'a pas encore totalement fait l'objet d'un consensus. Pour définir l'instabilité, il faut que les signes fonctionnels et la laxité soient retrouvés ensemble : le patient doit avoir une gêne *et* une sensation de flottement, glissement, ou d'épaule qui part (Kuhn, 2010).

Il n'existe pas non plus de consensus clair concernant la classification des instabilités de l'épaule, et le terme d'instabilité scapulo-humérale regroupe des formes cliniques différentes, en fonction du déplacement, des circonstances de survenue et du contexte (Sirveaux et al., 2002; Wilk et al., 2009; Kuhn, 2010). On rapporte ainsi :

- la *luxation* qui se définit par une perte de contact complète et permanente entre les surfaces articulaires, entraînant une attitude vicieuse irréductible du membre supérieur et nécessitant un geste de réduction par un tiers ;
- la *subluxation* qui représente une perte de contact partielle, permanente ou non, entre les surfaces articulaires de l'articulation scapulo-humérale. À l'interrogatoire, on retrouve une sensation d'instabilité décrite par le patient, parfois associée à un geste d'autoréduction accompli par le patient, ou à une réduction spontanée sans l'aide d'un tiers ;
- l'*épaule douloureuse pure par accident d'instabilité passé inaperçu* : le sujet ne se plaint d'aucune sensation d'instabilité, et l'interrogatoire ne retrouve pas de notion de luxation ou de subluxation. Le seul symptôme retrouvé est une douleur à l'armer du bras. Les examens paracliniques ou l'exploration arthroscopique permettent de retrouver des lésions témoignant de l'instabilité. Cette troisième entité est discutée si l'on se réfère à la définition de l'instabilité proposée par Kuhn (2010).

Ces trois syndromes sont ensuite caractérisés par des critères cliniques précisant : la direction (unidirectionnelle : antérieure ou postérieure ; bidirectionnelle ou multidirectionnelle) ; la fréquence (aiguë, récidivante ou invétérée) ; l'étiologie (traumatique ou atraumatique, volontaire ou involontaire) ; les facteurs constitutionnels et l'existence d'une hyperlaxité (Kvitne & Jobe, 1993; McCluskey & Getz, 2000; Meister, 2000a; Sirveaux et al., 2002; Wilk et al., 2009; Bak et al., 2010). Récemment, Kuhn (2010) a proposé la classification des instabilités FEDS : F = fréquence (nombre d'épisodes par an : 1, 2 à 5, ou >5) ; E = étiologie (traumatique ou atraumatique) ; D = direction (antérieure, postérieure ou inférieure) ; S = sévérité (subluxation ou luxation). Pour l'épaule douloureuse pure par accident d'instabilité passé inaperçu, Rowe (1987) reportait lors de la description initiale de cette entité, une intrication avec des pathologies douloureuses de l'épaule telles que les bursites ou tendinopathies. Kuhn (2010) préférerait nommer cette entité « laxité excessive » de l'épaule, suggérant qu'un bilan détaillé à la recherche d'une autre étiologie pathologique soit réalisé. Pour les instabilités multidirectionnelles, considérant que ce diagnostic est sujet à confusion, Kuhn (2010) préférerait déterminer uniquement la direction principale. Enfin, pour les instabilités volontaires, il suggérerait de réaliser un bilan psychiatrique approfondi, voire de stabiliser le traitement psychiatrique avant de classer l'instabilité (Kuhn, 2010).

Parmi toutes ces entités, nous avons centré notre travail sur **l'instabilité antérieure** qui est la direction du déplacement la plus fréquente (plus de 95% des cas) (Hayes et al., 2002; Sirveaux et al., 2002; Dodson & Cordasco, 2008; Wilk et al., 2009), **d'origine traumatique** car la majorité des causes du premier épisode de luxation antérieure sont une lésion traumatique (environ 95% des cas) (Henry & Genung, 1982; Hayes et al., 2002; Dodson & Cordasco, 2008).

Par ailleurs, il est important de distinguer le *premier épisode d'instabilité antérieure* de *l'instabilité antérieure chronique*. Cette dernière peut se manifester selon trois modalités : *les luxations récidivantes, les subluxations récidivantes, et les épaules douloureuses pures par accident d'instabilité*. L'expression clinique de l'instabilité va dépendre du terrain et des lésions capsulo-ligamentaires (Sirveaux et al., 2002). Au cours de la vie, au moins 1% de la population va subir au moins un accident d'instabilité de l'épaule. Après ce premier épisode, la fréquence des récurrences chez les sujets jeunes et sportifs est de 80 à 90% (Dodson & Cordasco, 2008; Wilk et al., 2009). Ainsi, **l'instabilité antérieure chronique post-traumatique** de part sa fréquence, va pouvoir constituer un modèle physiopathologique pertinent pour l'étude de la problématique de la stabilité scapulo-humérale.

### ***1.2.2. Physiopathologie de l'instabilité scapulo-humérale***

Chaque entité d'instabilité présente sa propre physiopathologie qui peut avoir une incidence sur la prise en charge thérapeutique (Kvitne & Jobe, 1993; Meister, 2000a; Codine & Hérisson, 2007; Gremeaux et al., 2007; Wilk et al., 2009) :

- Les instabilités post-traumatiques (95% des cas) sont plus souvent le fruit de lésions i) osseuses ou articulaires (lésion des moyens de stabilisation statique) : encoche postéro-externe de la tête humérale (lésion de Hill-Sachs), écoulement du rebord antéro-inférieure de la glène ; ou ii) capsulo-ligamentaires (lésion de Bankart, poche de décollement antérieure de Broca, lésions des ligaments scapulo-huméraux dont le faisceau inférieur, perte de la pression négative intra-articulaire). Elles surviennent après un mécanisme traumatique (chute sur le moignon de l'épaule, bras arraché en arrière en abduction-rétropulsion-rotation latérale).
- Les instabilités atraumatiques (5% des cas) surviennent dans les suites d'un traumatisme minime ou d'une mauvaise position du membre supérieur. Les étiologies peuvent être multiples et ne sont pas encore totalement démembrées pouvant toucher les moyens de stabilisation statique et/ou dynamique (Hayes et al., 2002) : laxité articulaire, déficience de l'intervalle des rotateurs, anomalie du tissu conjonctif, troubles de rotation osseuse,

malformations osseuses, altération de l'activation musculaire, déséquilibre musculaire, altération de la coordination neuro-musculaire...

De plus, se pose la question des instabilités dites « micro-traumatiques » liée à la répétition de certains gestes sportifs, avec le bras en abduction-rotation latérale, qui pourrait être à l'origine de distensions plastiques des structures capsulo-ligamentaires entraînant une laxité articulaire, et de l'existence d'un dysfonctionnement musculaire de la coiffe des rotateurs ou d'une asynergie de contraction des rotateurs latéraux et médiaux, pouvant aboutir à terme à un tableau d'épaule douloureuse instable (Kvitne & Jobe, 1993; Determe et al., 1998; Hayes et al., 2002).

Une classification des instabilités basée sur la physiopathologie avait été décrite par Kvitne et Jobe (1993) puis reprise par Meister (2000a) qui distinguait les instabilités d'épaule :

- avec une pathologie primaire (I) : tendinopathie ou lésion de la coiffe des rotateurs, SLAP lésion, pathologie de conflit, bursite ou bursopathie, lésion de Bennett ;
- avec une instabilité primaire (II) : (A) secondaire aux micro-traumatismes répétés, à un conflit, à une lésion du labrum, à une SLAP lésion ou (B) secondaire à une laxité ligamentaire générale ;
- avec une instabilité traumatique aiguë (III) ;
- avec un conflit glénoïdien postéro-supérieur (IV).

Dans tous les cas, les moyens de stabilité statique que ce soit la configuration osseuse de la tête humérale, ou de la cavité glénoïdale de la scapula, le labrum ou les ligaments scapulo-huméraux, n'offrant pas une congruence optimale, de manière innée ou acquise, micro- ou macro-traumatique, les moyens de stabilité dynamique dont les éléments musculaires semblent avoir un véritable rôle de stabilisation de l'articulation scapulo-humérale (Saha, 1971; Codine et al., 1997; Levine & Flatow, 2000; Sirveaux et al., 2002; Dauty et al., 2007; Wilk et al., 2009; Bak et al., 2010).

### ***1.2.3. Diagnostic clinique et paraclinique de l'instabilité antérieure de l'articulation scapulo-humérale***

#### ***1.2.3.1. Diagnostic de la luxation scapulo-humérale***

Le plus souvent, la douleur initiale est importante. Le patient se présente avec l'attitude du traumatisé du membre supérieur, le membre lésé soutenu par le membre sain (Figure 19).



**Figure 19.** Description clinique de l'inspection d'un patient ayant une luxation aiguë scapulo-humérale, d'après Sirveaux et al. (2002). On retrouve une saillie externe de l'acromion (signe de l'épaulette (2)) avec une déformation du galbe du deltoïde en coup de hache externe (1). Le sillon deltopectoral est effacé (3). L'attitude vicieuse du membre en abduction-rotation latérale (4) empêche de ramener le coude au corps (signe de Berger).

A la palpation, on note un vide sous l'acromion, et la tête humérale peut être palpée dans le sillon delto-pectoral. Une mobilisation prudente à minima du bras permet de vérifier que la tête humérale est solidaire de la diaphyse pour éliminer une fracture du col huméral. L'examen clinique doit systématiquement vérifier la présence des poulx distaux, la sensibilité du moignon de l'épaule et le maintien d'une contraction du deltoïde. Ces éléments doivent être consignés dans le dossier, et toute anomalie doit être signalée au patient. La radiographie simple de face et de profil permet de confirmer le diagnostic et d'éliminer des lésions osseuses associées.

#### *1.2.3.2. Diagnostic de l'instabilité antérieure chronique*

A l'interrogatoire, le patient mentionne des épisodes d'instabilité vraie ayant nécessité la réduction par un tiers, des épisodes de subluxation où l'épaule est revenue spontanément en place, une sensation de flottement de l'épaule plus ou moins associée à des douleurs, une simple appréhension de la luxation dans certains mouvements, ou exclusivement une douleur dans certains mouvements.

L'examen clinique va rechercher une laxité articulaire par le tiroir antérieur et le « sulcus test », et mettre en évidence l'instabilité par le test de l'appréhension et le « relocation test » (Sirveaux et al., 2002; Dodson & Cordasco, 2008; Wilk et al., 2009; Bak et al., 2010) (Cf. chapitre I.3.1).

Les examens d'imagerie vont rechercher des lésions osseuses de passage à la radiographie ou tomodensitométrie : encoche humérale de Malgaigne, ou avulsion du rebord antéro-inférieure de la glène ; ou capsulo-ligamentaire à l'échographie, arthro-scanner ou IRM : lésions de Bankart (correspondant à une désinsertion du labrum et de la capsule dans la zone antéro-inférieure), lésions des ligaments scapulo-huméraux (notamment inférieurs), voire des lésions des tendons de la coiffe des rotateurs (Sirveaux et al., 2002; Dodson & Cordasco, 2008; Wilk et al., 2009).

#### ***1.2.4. Prise en charge thérapeutique de l'instabilité antérieure chronique post-traumatique***

##### *1.2.4.1. Luxation scapulo-humérale (ou premier épisode d'instabilité antérieure)*

La prise en charge thérapeutique d'un premier épisode de luxation consiste en : i) la réduction de la luxation ; ii) suivie d'une immobilisation de l'épaule par une attelle coude au corps dans un objectif antalgique durant 2 à 4 semaines afin d'obtenir une cicatrisation des éléments capsulo-ligamentaires antérieurs lésés (Kiviluoto et al., 1980; Henry & Genung, 1982; Dodson & Cordasco, 2008) ; iii) la mise en place d'une rééducation spécifique comme facteur de prévention des récurrences (Aronen & Regan, 1984; Tsai et al., 1991; Chanussot & Danowski, 2005) ; iv) la prise en compte de facteurs de risque de récurrence identifiés, comme le jeune âge, la faiblesse du traumatisme ou le caractère atraumatique du premier épisode, la présence d'une encoche humérale à la radiographie, la durée d'immobilisation lors du premier épisode et l'hyperlaxité, sans que leur rôle exact ne soit complètement établi (Sirveaux et al., 2002).

La rééducation est basée sur la récupération des amplitudes articulaires, le renforcement musculaire, le travail proprioceptif, la réathlétisation, et l'apprentissage de la position de stabilité articulaire maximale (Levine & Flatow, 2000; Flurin et al., 2002; Gibson et al., 2004; Chanussot & Danowski, 2005).

L'immobilisation de l'épaule est actuellement discutée depuis qu'aucune différence en terme de récurrence de luxation n'a pu être mise en évidence entre des sujets ayant été immobilisé durant 0, 3 ou 6 semaines (Henry & Genung, 1982; Hovelius et al., 1996; Hayes et al., 2002; Bak et al., 2010). Auxquels s'ajoutent les récents débats sur l'intérêt de l'immobilisation de l'épaule en rotation latérale. En effet, elle pourrait favoriser la cicatrisation des éléments stabilisateurs statiques (lésions de Bankart et ligamentaires) et diminuer le risque de récurrence de luxation (Itoi et al., 1999; Itoi et al., 2001; Yamamoto et al., 2010). De plus, compte tenu

du taux important de récurrence de luxation scapulo-humérale, notamment chez les jeunes sportifs (de 80 à 90%), une stabilisation chirurgicale selon la technique de Bankart par arthroscopie ou voie ouverte semble être indiquée et bénéfique en terme de diminution des récurrences de luxation dès le premier épisode luxation chez le sujet jeune et actif (Jakobsen et al., 2007; Dodson & Cordasco, 2008; Brophy & Marx, 2009; Wilk et al., 2009; Bak et al., 2010).

#### *1.2.4.2. Traitement non chirurgical de l'instabilité antérieure chronique post-traumatique*

Le traitement non chirurgical ou conservatoire de l'instabilité antérieure chronique a pour objectif d'éliminer les douleurs, de restaurer des amplitudes articulaires complètes et physiologiques, de corriger les déficits et/ou déséquilibres de force musculaire, de restaurer une proprioception et une coordination neuromusculaire physiologique, et de permettre au patient une reprise des activités sportives au niveau pré-lésionnel (Meister, 2000b; Codine & Hérisson, 2007).

Ce traitement passe tout d'abord par la prise en charge de l'épisode initial d'instabilité ou de luxation scapulo-humérale et par la discussion de l'immobilisation (Bak et al., 2010).

Ensuite, dans l'instabilité antérieure chronique, les moyens de stabilisation statique sont anormaux, ainsi, la stabilité ne peut être obtenue que par les moyens de stabilité dynamique (Bak et al., 2010). La rééducation proposée va donc s'efforcer d'optimiser ces moyens de stabilisation dynamique par un travail de renforcement musculaire, de contrôle de la scapula et de proprioception (Wilk & Arrigo, 1993; Bak et al., 2010). Cette prise en charge rééducative n'a pas la même efficacité en fonction de l'étiologie. Elle s'avère bénéfique dans le cadre d'instabilité atraumatique ou micro-traumatique (Bak et al., 2010). Dans le cadre d'instabilité traumatique, chez le sujet jeune, la prise en charge chirurgicale dès le premier épisode permet une diminution significative du taux de récurrence des épisodes d'instabilité à court et long terme par rapport au traitement non chirurgical que l'intervention soit réalisée sous arthroscopie ou par voie ouverte (Gibson et al., 2004; Cox & Kuhn, 2008; Brophy & Marx, 2009).

#### *1.2.4.3. Traitement chirurgical de l'instabilité antérieure chronique post-traumatique*

Si l'instabilité antérieure chronique devient invalidante et entraîne un retentissement sur la vie quotidienne et professionnelle, le patient peut bénéficier d'un traitement chirurgical. L'objectif de la stabilisation chirurgicale est d'obtenir le taux de récurrence le plus faible, avec le moins de complications possibles et avec une technique reproductible. Classiquement, la

stabilisation chirurgicale est proposée en pratique à partir du 3<sup>ème</sup> épisode de luxation. Il s'avère même que la stabilisation chirurgicale est à ce jour le *gold standard* du traitement de l'instabilité antérieure chronique (Wilk et al., 2009).

Historiquement, on distingue la reconstruction chirurgicale anatomique, de celle non-anatomique.

- la reconstruction anatomique a pour objectif de restaurer une anatomie normale de l'articulation scapulo-humérale, et notamment de reconstruire le « hamac » créé par le ligament scapulo-huméral inférieur, et de suturer et réinsérer la lésion du labrum (lésion de Bankart). Cette chirurgie de stabilisation capsulo-ligamentaire par des interventions de réinsertion de type Bankart ou de plasties capsulaires peut se faire par voie ouverte ou approche arthroscopique.

- la reconstruction chirurgicale non-anatomique a pour principe de renforcer la stabilité par la mise en place d'une butée osseuse (technique de Bristow-Latarjet avec l'apophyse coracoïde, ou technique d'Eden-Hybbinette avec un greffon iliaque), par des techniques de suspension ou de raccourcissement du muscle sub-scapulaire (Sirveaux et al., 2002; Wilk et al., 2009). Les deux techniques chirurgicales les plus couramment utilisées permettant de corriger l'instabilité antérieure sont les techniques de Bankart et de Bristow-Latarjet. Dans les deux cas, le sub-scapulaire est incisé par voie d'abord delto-pectorale (hormis pour la technique de Bankart sous arthroscopique) :

- Dans la technique de réparation selon Bankart, la capsule et les ligaments sont réinsérés au bord antérieur de la glène par des ancrs trans-osseuses et/ou une ligature de retension de la capsule est réalisée (Rowe et al., 1978; Gill & Zarins, 2003; Cheung et al., 2008; Dodson & Cordasco, 2008).

- Dans la technique de Bristow-Latarjet, un transfert de l'apophyse coracoïde avec le tendon conjoint du coraco-brachial et du chef court du biceps brachial permet d'avoir à la fois une butée osseuse et un hamac par le tendon conjoint qui se place en regard de la tête humérale lors du mouvement de l'armer de bras. Patte a amélioré cette opération en suturant les ligaments scapulo-huméraux inférieurs au moignon du ligament acromio-coracoïdien laissé attaché à la coracoïde, permettant ainsi un triple verrouillage (May, 1970).

Ces deux techniques chirurgicales ont des résultats équivalents à long terme (Hovelius et al., 2001; Sirveaux et al., 2002; Collin et al., 2007; Dodson & Cordasco, 2008).

#### *I.2.4.4. Prise en charge rééducative après stabilisation chirurgicale de l'articulation scapulo-humérale*

Dans les suites opératoires, la rééducation est indispensable et segmentée en 3 phases (Flurin et al., 2001; Chanussot & Danowski, 2005; Codine & Hérisson, 2007; Dodson & Cordasco, 2008) :

- 1<sup>ère</sup> phase d'immobilisation (2 à 4 semaines), de récupération des amplitudes articulaires et de réveil musculaire (à partir de 2 à 4 semaines postopératoires) ;
- 2<sup>ème</sup> phase de récupération de la force musculaire (à partir de 6 semaines postopératoires) (Burkhead & Rockwood, 1992) ;
- 3<sup>ème</sup> phase de réathlétisation et réadaptation (à partir de 3 mois postopératoires). Le travail de renforcement musculaire va s'intéresser en particulier aux muscles stabilisateurs de l'articulation scapulo-humérale, tel que le couple réalisé par les muscles rotateurs médiaux et rotateurs latéraux, ainsi qu'à la coordination neuro-musculaire (Wilk & Arrigo, 1993; Levine & Flatow, 2000; Chanussot & Danowski, 2005; Codine & Hérisson, 2007; Wilk et al., 2009; Bak et al., 2010).

**En synthèse, l'instabilité antérieure chronique post-traumatique de l'articulation scapulo-humérale constitue, de part sa physiopathologie et sa fréquence, un modèle pertinent pour appréhender les stratégies de stabilisation de l'articulation scapulo-humérale. En cas de défaillance des moyens de stabilisation passive, les moyens de stabilisation dynamique, représentés par le fonctionnement des muscles de la coiffe des rotateurs, et notamment l'équilibre agoniste/antagoniste des muscles rotateurs médiaux et latéraux, deviennent prépondérant. Selon les données de la littérature, ils auraient un rôle dans la prévention primaire et secondaire des phénomènes d'instabilité scapulo-humérale. C'est pourquoi, leur exploration anatomique et biomécanique, dont en particulier l'équilibre agoniste/antagoniste des muscles rotateurs médiaux et latéraux, constitue un axe essentiel d'analyse des stratégies de stabilisation de l'articulation scapulo-humérale.**

### **I.3. Explorations fonctionnelles des stabilisateurs dynamiques de l'articulation scapulo-humérale**

Nous avons précédemment rapporté l'influence des caractéristiques anatomiques et fonctionnelles du complexe de l'épaule sur sa stabilité, en particulier au niveau de l'articulation scapulo-humérale. Cela implique dans le contexte clinique des pathologies d'instabilité ou dans un contexte de prévention la nécessité d'une exploration, anatomique, physiologique et fonctionnelle, dont notamment celle des muscles de la coiffe des rotateurs et de l'équilibre agoniste/antagoniste des muscles rotateurs médiaux et latéraux.

#### ***I.3.1. Evaluation clinique de l'épaule***

L'évaluation clinique et paraclinique du complexe articulaire de l'épaule est indispensable pour établir un diagnostic, déterminer une modalité de traitement, et en évaluer l'efficacité (De Lecluse, 1997; Codine & Hérisson, 2007; Wilk et al., 2009; Rousseau & Rousseau, 2010a; Rousseau & Rousseau, 2010b).

##### ***I.3.1.1. Interrogatoire :***

Comme pour toute observation médicale, il précise l'âge, le sexe, le membre dominant (latéralité), les activités professionnelles, de loisirs et sportives (actuelles et passées), les antécédents généraux (médicaux, traumatologiques, familiaux, ..) et spécifiques des épaules, et il identifie les prises en charge déjà entreprises ou effectuées et leurs effets, les traitements actuels et/ou au long court.

Il analyse l'anamnèse : circonstances d'apparition, traumatisme déclenchant identifié, mécanisme précis du traumatisme, cinétique, cause intrinsèque ou extrinsèque ; le sport pratiqué : type de sport, technopathie liée à l'activité pratiquée, niveau de pratique, période durant la saison et dates ou délais avant les prochaines échéances ainsi que les conditions d'activité professionnelle.

Il recherche les signes fonctionnels spécifiques : douleur, raideur, impotence fonctionnelle, tuméfaction, instabilité et généraux d'accompagnement (altération de l'état général, autres arthralgies, fièvre...).

- L'instabilité est identifiée, définie comme une expression symptomatique subjective ressentie par le patient, comme une translation excessive de la tête humérale dans la

glène (à différencier de la laxité, signe objectif d'examen clinique de l'augmentation de la translation de la tête humérale dans la glène scapulaire) (Wilk et al., 2009).

- La douleur est caractérisée et évaluée : mode de début (progressif ou brutal) ; circonstances déclenchantes (surmenage professionnel, activité sportive, notion de traumatisme, accident du travail,...) ; rythme de la douleur (horaire mécanique, inflammatoire ou mixte, diurne, nocturne ou mixte) ; siège de la douleur (plus souvent antéro-latérale, rarement postérieure, parfois diffuse mal précisée) et les irradiations douloureuses (ascendantes vers la région latéro-cervicale évoquant une trapézialgie, descendantes à la face antérieure du bras jusqu'au coude traduisant une souffrance bicapitale) ; l'existence de mouvements favorisant (accrochage douloureux en élévation antérieure traduisant une souffrance de la coiffe des rotateurs, douleur à l'armer du bras évoquant une instabilité scapulo-humérale sous-jacente, douleur à la palpation de l'articulation acromio-claviculaire, ...) et enfin le retentissement sur les activités quotidiennes et les réponses aux thérapeutiques entreprises.

#### *1.3.1.2. Examen clinique :*

L'examen clinique systématisé est réalisé le patient torse nu, de manière symétrique et comparative avec le côté controlatéral. L'examen se fait de face et de dos, assis, debout, en décubitus dorsal. Cet examen est centré sur l'articulation douloureuse, mais est aussi général en prenant en compte toutes les articulations et groupements musculaires mis en jeu dans le complexe articulaire de l'épaule, ainsi que ses interactions avec le tronc et le rachis.

On observe la manière dont le patient se déshabille afin d'évaluer la gêne fonctionnelle.

*1- L'inspection :* on peut rechercher :

- une ecchymose (type brachio-thoracique évoquant une fracture de l'extrémité supérieure de l'humérus),
- une asymétrie des épaules (ou de la ceinture scapulaire), l'attitude spontanée de protection du membre, des reliefs anormaux, (décollement de la scapula, alignement des scapula, déformation des articulations acromio-claviculaires, et/ou sterno-claviculaires, tuméfaction d'un épanchement intra-articulaire).
- l'existence d'une trophicité musculaire insuffisante (relief deltoïdien, des fosses supra- et infra-épineuses...).

*2 - La palpation :* méthodique, elle permet de rechercher :

- une douleur provoquée sur les reliefs osseux et sur le trajet des différents corps musculaires, et/ou une contracture musculaire.



- des points douloureux électifs et reconnus par le patient comme étant sa douleur avec aussi une attention pour les articulations superficielles acromio-claviculaires et sterno-costoclaviculaires.

3 - *La mobilité* : l'examen de la mobilité passive puis active est essentiel. Il comprend les amplitudes articulaires de l'élévation antérieure (flexion), l'élévation antérieure dans le plan de la scapula, l'abduction et l'adduction, l'extension (bras en arrière), la rotation latérale et médiale en position coude au corps (R1), bras à 90° d'abduction dans le plan sagittal (R2) ou dans le plan frontal (R3) (Figure 11), en passif (= mouvement réalisé par l'examineur patient relâché) et en actif (= mouvement réalisé par le sujet seul).

L'élévation antérieure ou flexion, qui se mesure avec un goniomètre par rapport à l'axe du tronc. La rotation médiale qui se mesure en faisant passer la main dans le dos du patient, et en mesurant la distance entre l'épineuse de C7 et le pouce, ou en notant le niveau de la vertèbre atteinte. La rotation latérale coude au corps (notée RE1 pour Rotation Externe 1), elle peut aussi se mesurer en 2 autres positions notées RE2 et RE3.




La limitation de la mobilité passive est en faveur d'une rétraction capsulaire, d'une arthropathie scapulo-humérale, ou d'une inhibition antalgique. Elle rend difficile l'interprétation du testing musculaire de la coiffe des rotateurs. La limitation de la mobilité active seule est en faveur d'une lésion de la coiffe ou d'une paralysie du deltoïde.





La mobilité doit aussi analyser des mouvements combinés, plus fonctionnels : main bouche, main front, main nuque, main vertex, main épaule opposée. Par ailleurs l'analyse de l'élévation antérieure et de la rotation latérale dans le plan de la scapula (position intermédiaire entre la flexion pure et l'abduction) est un bon reflet de la situation fonctionnelle de l'épaule et des possibilités du patient.

#### 4 - *Le testing musculaire de la coiffe des rotateurs* :

Il est proposé diverses manœuvres fonctionnelles permettant une analyse dynamique des muscles de la coiffe. Leur pratique doit être acquise, expérimentée, pour distinguer l'impotence fonctionnelle liée aux douleurs de celle liée à la perte de force par lésion des muscles de la coiffe des rotateurs. En l'absence de rupture tendineuse, ces différents tests sont maintenus contre résistance. Le test sera dit « positif » si le sujet ne peut maintenir une résistance contre la force exercée par l'examineur, la perte de force plus ou moins importante sera en faveur d'une rupture partielle ou totale du tendon. Si le test provoque une douleur sans perte de force, il sera en faveur d'une tendinopathie. On débute l'examen par les muscles supposés les moins douloureux ; généralement on termine par la manœuvre de Jobe.

**Tableau 2.** Le testing musculaire de la coiffe des rotateurs.

Structures	Noms des tests	Techniques de réalisation	
Tendon du muscle sub-scapulaire	Lift off test de Gerber	Le patient passe la main dans le dos au niveau de la ceinture, il doit alors fermer le poing, décoller celui-ci de la ceinture et garder la position.	
Tendon du muscle sub-scapulaire	Belly press test (ou Signe de Napoléon)	On demande au patient d'appuyer sur son bas-ventre (belly) avec la paume de la main en décollant le coude du corps. S'il ramène le coude au corps, le test est positif.	
Tendon du muscle supra-épineux	Manœuvre de Jobe	Bras dans le plan de l'omoplate (30° vers l'avant) à 90° d'abduction, pouce vers le bas, en demandant au patient de résister à une pression descendante de l'examineur	

Tendon du muscle petit rond	Manœuvre de Patte	L'examineur se place derrière le patient, et demande à celui-ci d'effectuer une rotation latérale contrariée en partant de la position RE3 (bras à 90° d'abduction dans le plan frontal), coude soutenu	
Tendon du muscle infra-épineux	Contraction en rotation latérale contre résistance en position RE1	Bras en rotation neutre, coude fléchi à 90°, on applique une pression latérale sur les avant-bras	
Tendon de la portion longue du biceps brachial	Palm-up test ou test de Gilcreest	Le patient a les bras en flexion antérieure à 80-90°, paume de main vers le haut et il résiste à une force appliquée vers le bas par l'examineur	
Tendon de la portion longue du biceps brachial	Le test de compression active de O'Brien	Après avoir réalisé le palm-up test, le bras tendu en extension est placé en rotation médiale (pouce vers le bas) et en adduction de 10 à 15°. Le patient doit résister à une force appliquée vers le bas. Puis le test est répété de la même manière paume de main vers le haut, la douleur s'atténue ou disparaît	

### 5 - Les signes de conflit :

L'anatomie de l'épaule est source de zones de conflits, ou "impingement syndrom" de Neer (1983), entre des structures osseuses, musculaires, tendineuses ou ligamentaires par frottements lors de certains mouvements extrêmes. Ces frottements sont à l'origine d'une dégénérescence des tendons qui favorise la tendinopathie et la rupture, et sont accentués par les hypersollicitations de l'épaule.

- Le conflit sous-acromial se situe entre la voûte sous-acromiale et la coiffe des rotateurs. Il y a un engagement du trochiter sous la voûte acromio-coracoïdienne. Il est favorisé par : le caractère étroit et/ou irrégulier du défilé sous-acromio-coracoïdien, les micro- et les macro-traumatismes, et la détérioration progressive de la précision du jeu articulaire en rapport avec le vieillissement.

- Le conflit antéro-interne coraco-huméral se situe entre la pointe du processus coracoïde qui est alors anormalement proche de l'humérus lors de la flexion et rotation médiale, ou par coincement de la bourse séreuse du sub-scapulaire sous l'ogive du ligament coraco-huméral lors de l'adduction-flexion-rotation médiale. Le tendon du coraco-biceps (insertion sur le processus coracoïde) forme une arche harmonieuse, dont la déformation est source de conflits antérieurs.





- Le conflit glénoïdien postéro-supérieur est présent lorsqu'il existe un contact entre la face profonde de la coiffe des rotateurs (au niveau de sa face articulaire) et le rebord glénoïdien postéro-supérieur, le bras étant porté en abduction-rotation latérale-rétropulsion (position d'armer lors du lancer), la manœuvre d'appréhension (bras en abduction rétropulsion rotation latérale) est douloureuse ; douleur localisée à la partie postérieure de l'épaule.

Les manœuvres ou tests de conflits sont décrits dans le Tableau 3.



### 6 - Le testing de la stabilité scapulo-humérale :

L'existence d'une appréhension en position d'armer du bras est probablement le signe clinique le plus fiable, le patient ressentant dans cette position une impression de luxation imminente de la tête humérale en avant. La présence d'un ressaut, de claquement ou de blocage de l'épaule doit faire évoquer chez le patient jeune une lésion d'instabilité à minima ou une lésion du bourrelet glénoïdien. Lors de ces différentes manœuvres du testing de la stabilité, il faut demander au patient s'il reconnaît son instabilité.

**Tableau 3.** Les tests de conflit de l'épaule.



Structures concernées	Noms des tests	Techniques de réalisation	
Conflit sous-acromial	Le signe de Neer ("Impingement sign" de Neer)	Lors d'une élévation antérieure passive de l'épaule main en pronation, tout en bloquant la rotation de la scapula, la douleur apparaît entre 90 et 120° d'élévation antérieure	
Conflit antéro-interne coraco-huméral	Signe de Yocum	La main du patient posée sur l'épaule opposée, bras à 90° d'élévation antérieure. On demande au patient de lever le coude au ciel contre résistance	
Conflit antéro-interne coraco-huméral	Signe de Hawkins	Bras à 90° d'élévation antérieure, coude fléchi à 90°, en imprimant un mouvement de rotation médiale. Ils sont positifs si le patient ressent lors du mouvement la douleur qu'il reconnaît	
Conflit glénoïdien postéro-supérieur		Bras étant porté en abduction-rotation latérale-rétropulsion (position d'armer du lancer)	

**Tableau 4.** Les tests de recherche d'instabilité antérieure scapulo-humérale.

Noms des tests	Techniques de réalisation	
Manœuvre d'appréhension à l'armer du bras	En partant de la position à 90° d'abduction, coude fléchi, le bras est progressivement emmené vers l'arrière. Au-delà d'un certain seuil, le patient résiste par crainte de voir se reproduire l'instabilité.	
« Relocation Test » ou test du recentrage	Il s'agit de la recherche du même signe, mais sur un patient allongé. Au moment de la survenue de l'appréhension, l'examinateur imprime alors une translation antéro-postérieure sur la tête humérale (ce qui recentre l'articulation scapulo-humérale) et l'appréhension disparaît alors.	

## 7 - Les tests de la laxité articulaire :

**Tableau 5.** Les tests de laxité scapulo-humérale.

Structures concernées	Noms du test	Techniques de réalisation	
Laxité sagittale	Tiroir antéro-postérieur	L'examinateur bloquant l'acromion entre pouce et index d'une main, la tête humérale entre pouce et index de l'autre main, recherche l'existence d'un jeu dans l'articulation scapulo-humérale	
Laxité inférieure	« Sulcus sign » ou signe du sillon	L'examinateur essaie de « décoapter » l'articulation scapulo-humérale, afin de créer un vide sous acromial (sillon)	



*8 - L'examen neurologique :*

L'examen neurologique est indispensable pour éliminer une cause neurologique : radiculalgie, notamment C5 avec douleur du moignon de l'épaule ; atteinte du nerf de Charles Bell qui innerve le grand dentelé avec douleur postérieure, impotence fonctionnelle, décollement de la scapula ; atteinte du nerf sus-scapulaire qui innerve le supra-épineux et l'infra-épineux avec des douleurs postérieures associées à une amyotrophie des fosses supra- et infra-épineuses au stade tardif (diagnostic EMG).

*9 - L'examen vasculaire :*

L'examen vasculaire, et en particulier la manœuvre d'Adson et le test de Roos permettent d'éliminer une étiologie vasculaire (syndrome du défilé thoraco-brachial).

***1.3.2. Les échelles d'évaluation de l'épaule***

L'utilisation d'échelles (ou de scores) permet une évaluation standardisée et le plus souvent une cotation. Pour l'épaule, ces échelles ou scores analysent essentiellement le retentissement fonctionnel de la pathologie. Elles (ou ils) permettent une évaluation régulière, parfois une auto-évaluation et une analyse des résultats plus objective. On distingue des outils génériques d'évaluation des capacités fonctionnelles, du handicap ou de la qualité de vie et des échelles plus spécifiques (en l'occurrence de l'épaule ou du membre supérieur) le plus souvent multidimensionnelles.

Fayad et al. (2005) ont réalisé une revue systématique de la littérature sur Medline, complétée par les données du « Guide des outils de mesure de l'évaluation en médecine physique et de réadaptation, chapitre Evaluation des membres dans les affections orthopédiques et traumatiques » (Cussac & Calmels, 2003). Ils ont ainsi comptabilisé 38 instruments d'évaluation de l'épaule. Chaque échelle ou score comporte différents items regroupés en rubriques spécifiques (douleur, mobilité, fonction, force...) et la somme des points respectivement attribués fournit un total général. Ils les ont classés en 5 catégories : les échelles d'incapacité où les items n'évaluent que la fonction ; les échelles de qualité de vie qui évaluent les domaines social et psychologique, en plus des symptômes et fonctions physiques ; les échelles algo-fonctionnelles où les items évaluent fonction et douleur ; les échelles composites qui comprennent des items subjectifs et objectifs qui évaluent déficience et fonction ; et les échelles de douleur. Pour ces auteurs (Fayad et al., 2005), les échelles d'évaluation de l'épaule sont nombreuses et hétérogènes. Les anciens indices sont composites

(au nombre de 14). Leur élaboration est imprécise, leur qualité métrologique peu satisfaisante et leur concept ne reflètent pas les préoccupations du patient. Les nouveaux indices élaborés selon une méthodologie plus rigoureuse sont des auto-questionnaires qui mesurent principalement la fonction ou la qualité de vie. Il n'existe pas d'outil de référence pour l'évaluation du concept purement fonctionnel de l'épaule.

Concernant les relations entre la fonction évaluée par ces échelles ou scores et la force motrice, il n'existe pas de relation d'après Boussagol et al. (1996). De plus, la « force motrice » n'apparaît pas corrélée au total général d'un même score, et elle influence peu le résultat global, suggérant une mauvaise validité de contenu (Boussagol et al., 1996).

Dans le cadre spécifique des pathologies d'instabilité de l'épaule, 25 échelles d'évaluation, scores ou auto-questionnaires ont été répertoriés (Fayad et al., 2004; Fayad et al., 2005; Sablayrolles et al., 2007; Rouleau et al., 2010). Il est ainsi répertorié :

- Le score de Rowe (Rowe, 1978) est le score le plus souvent utilisé dans la littérature touchant à l'instabilité d'épaule (Fayad et al., 2005). Cependant, il n'est pas validé et ses critères métrologiques ne sont pas connus (Fayad et al., 2005). Il comprend 3 items évaluant : la stabilité (50 points), la mobilité (20 points) et la fonction (30 points). Le total permet d'apprécier le résultat objectif, en considérant un score comme excellent de 90 à 100 points, bon de 75 à 89 points, moyen de 51 à 74 points et mauvais à moins de 50 points (Rowe et al., 1978) ;
- Le score de Walch-Duplay (Walch, 1991) utilisé essentiellement dans les études francophones, n'est pas non plus validé (Fayad et al., 2004). Il comprend 4 items: la reprise du sport (25 points), la stabilité (25 points), la douleur (25 points) et la mobilité (25 points). Le score total permet d'apprécier le résultat objectif, en considérant un score comme excellent de 91 à 100 points, bon de 76 à 90 points, moyen de 51 à 75 points et mauvais à moins de 50 points (Walch, 1991; Flurin et al., 2001) ;
- Le Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI), auto-questionnaire spécifique de l'épaule instable de 21 items évaluant : les symptômes physiques (10 items), les activités loisirs/sports/professionnelles (4 items), les aspects de qualité de vie (4 items), et les émotions (3 items), sur la base d'échelle visuelle analogique. Il bénéficie de bons critères métrologiques mais est peu utilisé (Kirkley et al., 1998).
- Le Oxford Shoulder Instability Questionnaire (OSIQ), le Shoulder Instability Questionnaire (SIQ) (Dawson et al., 1998), et le Melbourne Instability Shoulder Scale (MISS) (Watson et al., 2005), sont des auto-questionnaires peu utilisés, et présentent des qualités métrologiques moins satisfaisantes que le WOSI (Kirkley et al., 1998; Fayad et al., 2005; Sablayrolles et al.,



2007). Le MISS comprend 22 items : douleur (4 items), instabilité (5 items), fonction (8 items), et loisirs et sports (5 items).

A ce jour, aucun score ou échelle de l'épaule ne permet de prédire la reprise d'activité sportive (Fayad et al., 2004).

### ***1.3.3. L'imagerie de l'épaule***

***Les radiographies standards*** : elles constituent la première étape du bilan paraclinique de l'épaule qui se doit d'être bilatéral et comparatif. Différentes incidences peuvent être réalisées : face trois rotations (rotation neutre, latérale, médiale), profil (de coiffe, de Bernageau ou glénoïdien pour l'instabilité, axillaire, de Garth), clichés dynamiques (manœuvre de Leclercq, incidence de Railhac).

En pratique courante sont réalisés en première intention :

- dans un contexte traumatique : clichés face + profil (voire profil trans-thoracique)
- dans un contexte micro-traumatique ou dégénératif : des clichés de l'épaule de face en rotation neutre, latérale et médiale, et cliché de profil (profil de coiffe ou de Lamy)

La radiographie standard peut mettre en évidence l'inclinaison et le type d'acromion, la présence d'un ostéophyte ou d'une calcification, l'analyse de l'interligne articulaire (dépistage de l'omarthrose), le massif des tubercules, voire démontrer une rupture massive de la coiffe des rotateurs par l'ascension de la tête de l'humérus et la réduction de l'espace acromio-huméral. Ce bilan radiologique simple permet aussi de dépister certaines pathologies évidentes telles une lésion tumorale, des calcifications sous-acromiales, une arthrose scapulo-humérale ou d'éliminer une lésion lytique ou condensante suspecte. Ce bilan radiographique simple est limité dans l'exploration des lésions des tissus mous, hormis les calcifications de la coiffe des rotateurs.

***L'échographie de l'épaule*** : elle permet une analyse des tissus mous (tendon, muscle, tissu sous-cutané). Cela permet le dépistage d'un épanchement articulaire ou de la bourse sous-acromio-deltoïdienne, de calcifications intra-tendineuses, de lésions de la coiffe des rotateurs, et d'appréhender la surface osseuse (fracture occulte de la corticale osseuse, mais difficile car articulation profonde). L'échographie de qualité permet de poser le diagnostic de rupture transfixiante mais reste moins fiable pour les ruptures partielles. L'échographie ne permet pas de visualiser le bourrelet et ses lésions, les ligaments scapulo-huméraux (hormis le ligament scapulo-huméral moyen qui est épaissi dans les capsulites rétractiles), les SLAP lésions. De plus, c'est une technique difficile, opérateur dépendant, et qui nécessite une bonne

coopération du patient (position assise avec mouvements de rotation médiale et latérale). Les avantages de l'échographie sont un moindre coût, une moindre irradiation, et la possibilité d'une évaluation dynamique.

**L'arthrographie et l'arthroscanner :** ils sont complémentaires dans l'exploration des lésions de la coiffe des rotateurs, l'arthroscanner permettant un bilan plus complet. Ce sont des examens invasifs, contre-indiqués chez les personnes allergiques à l'iode ou présentant des troubles de la coagulation. L'arthroscanner est un examen performant, permettant de faire le diagnostic d'anomalies osseuses (fractures), de pathologies de la coiffe des rotateurs, des lésions d'instabilité et des arthropathies dégénératives, à l'exception des ruptures superficielles et intra-tendineuses, et des tendinopathies. Il permet de préciser la topographie et l'étendue de la rupture (avec notamment la classification de Bernageau), la qualité de la coiffe restante, le volume (ou atrophie musculaire) et la dégénérescence graisseuse des muscles de la coiffe des rotateurs (Lambert et al., 2009). Il est plus performant que l'IRM pour voir le labrum. En l'absence de rétraction capsulaire, 10 ml de produit de contraste sont facilement injectés dans l'articulation scapulo-humérale.

**L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) :** à condition de respecter des critères techniques (contre-indication si port d'objet ferrique) et sémiologiques rigoureux, elle autorise un diagnostic fiable et précis de l'ensemble des lésions des tissus mous : coiffe des rotateurs, labrum, ligaments scapulo-huméraux ; et de la trame osseuse. L'acquisition des images peut se faire dans plusieurs plans d'exploration (coronal oblique, sagittal oblique, plan axial transverse), et selon plusieurs séquences (T1, T2, T2 Fat-sat). L'IRM permet de définir le type de lésion, son étendue et son extension, d'objectiver les ruptures tendineuses transfixiantes ou les lésions superficielles. L'IRM permet d'apprécier au sein de la structure tendineuse, d'éventuelles anomalies (épaisseur et continuité) reflétant ainsi la trophicité du tendon. L'IRM est réalisée en seconde intention après un examen clinique de qualité et un bilan radiographique simple. Elle est réalisée avant l'arthroscanner qui est un examen invasif avec un risque infectieux et qui sera réservé théoriquement aux patients à IRM non contributive ou si on doute sur l'IRM d'une lésion transfixiante ou non (Lambert et al., 2009).

**L'arthro-IRM :** elle permet une évaluation complémentaire de l'IRM avec un contraste intra-articulaire. Elle est actuellement réservée aux sujets jeunes sportifs dans le cadre de pathologies de conflit ou de technopathies ; c'est un examen peu disponible et coûteux (Lambert et al., 2009).

**L'arthroscopie :** elle peut être proposée dans un objectif diagnostique après un bilan complet paraclinique. Elle permet la visualisation de l'ensemble des structures cartilagineuses,

ligamentaires et tendineuses ainsi que la réalisation de biopsie. La principale indication de l'arthroscopie diagnostique est l'épaule douloureuse qui ne fait pas sa preuve clinique et radiologique, ou l'existence d'une image douteuse nécessitant une biopsie. Elle est réalisée en deux temps : arthroscopie scapulo-humérale et bursoscopie sous-deltoïdienne.

### ***1.3.4. L'évaluation musculaire de l'épaule***

#### *1.3.4.1. Généralités sur la physiologie musculaire et la contraction musculaire*

La force musculaire se définit comme étant la tension qu'un muscle peut opposer à une résistance au cours d'un effort. Les facteurs déterminants de la force musculaire sont (Chan et al., 1996; Monod & Flandois, 2000) :

- les aspects trophiques : la densité des myofilaments dans les sarcomères, le nombre de myofibrilles, la surface de section transversale du muscle, la longueur des fibres, le type de fibres musculaires (I, IIA ou IIB), la qualité du tissu conjonctif de transmission des forces...
- les aspects de transmission des forces : l'orientation et l'organisation des fibres dans le muscle, le bras de levier et l'orientation des forces...
- le contrôle nerveux : le type et le nombre d'unités motrices, la fréquence des dépolarisations.

**Tableau 6.** *Les différents modes de contraction du muscle.*

Le mode <b>statique</b> ou <b>isométrique</b>	Il n'y a pas de déplacement du segment de membre. La longueur du complexe tendino-musculaire ne se modifie pas. La résistance opposée au mouvement est égale à la force développée par le muscle.
Le mode <b>isotonique</b>	Il est aussi appelé contraction dynamique à charge constante. Le segment de membre se déplace à vitesse variable mais à charge constante.
Le mode <b>isocinétique</b>	Il s'agit d'une contraction dynamique avec déplacement du segment de membre. Mais ce déplacement s'effectue à vitesse constante sur toute l'amplitude du mouvement avec une résistance auto-adaptée variable. Ceci permet si on le souhaite d'obtenir un effort maximal tout au long du mouvement.
Le mode <b>concentrique</b>	Les points d'insertion musculaire se rapprochent et le muscle se raccourcit, la résistance opposée au mouvement est inférieure à la force développée par le muscle. Il s'agit d'une activité musculaire mobilisatrice.
Le mode <b>excentrique</b>	Les points d'insertion musculaire s'éloignent et le muscle s'allonge. La résistance opposée au mouvement est supérieure à la force développée par le muscle. Il s'agit d'une activité musculaire frénatrice.

La force musculaire est conditionnée sur le plan physiologique par la longueur du muscle (relation tension-longueur), la vitesse du mouvement, et le mode de contraction (concentrique, excentrique, statique ou isométrique, isotonique ou isocinétique) (Tableau 6) (Chan et al., 1996; Bouisset, 2002; Monod & Flandois, 2000). L'importance de la contraction musculaire dépend de l'intégrité des éléments passifs et actifs, muscle et tendon et de l'innervation centrale et périphérique ; l'efficacité dépend de conditions biomécaniques : niveau d'application de la force, longueur ou étirement du muscle, et mode de la contraction.

#### *1.3.4.2. Le volume musculaire segmentaire*

C'est un des facteurs déterminants de la force.

La simple inspection permet de repérer la trophicité et/ou le volume musculaire. La mesure périmétrique du volume musculaire est une approche clinique classique, assez objective, bien que grossière, d'un intérêt en mode comparatif contro-latéral (Croisier & Crielaard, 1999; Monod & Flandois, 2000). En revanche, elle reste approximative du volume musculaire, car elle reflète la musculature agoniste et antagoniste mais également les tissus cutanés, graisseux et les éléments osseux ; elle est peu reproductible (Croisier & Crielaard, 1999).

Concernant le membre supérieur et la ceinture scapulaire, la mesure périmétrique ne peut se réaliser qu'au niveau des bras et ainsi, pour le complexe musculaire de l'épaule, seule l'inspection de la trophicité du deltoïde et des fosses supra- et infra-épineuses peut être réalisée, apportant des informations cliniques sans mesure objective (Wilk et al., 2009).

Les examens d'imagerie permettent une approche plus approfondie et plus objective du volume et de la trophicité musculaire. C'est une technique non invasive autorisant la mesure du volume et de la surface de section musculaire, mais sans intégrer les facteurs de contrôle moteur et biomécanique qui influencent la qualité de force in vivo (Croisier & Crielaard, 1999).

L'échographie permet de distinguer le tissu musculaire normal d'un hématome et de reconnaître aisément une rupture musculaire. Elle est insuffisamment discriminante pour apprécier correctement la section transversale musculaire (Calmels et al., 1988; Croisier & Crielaard, 1999).

La tomодensitométrie permet d'évaluer l'atrophie et le degré de dégénérescence graisseuse des muscles, en distinguant les composantes sous-cutanées et graisseuses à soustraire de la surface totale, avec une reproductibilité satisfaisante (Calmels et al., 1988; Croisier & Crielaard, 1999). Plusieurs études retrouvent de bonnes corrélations entre la surface de section musculaire et la force musculaire (Maillet et al., 1995).

L'IRM permet de déterminer de manière reproductible le volume des muscles de la coiffe, avec une faible variabilité intra- et inter-observateur. Le temps de relaxation de l'IRM (T2) permet de déterminer le recrutement musculaire pendant un exercice : en effet, la pondération T2 semble très sensible à la variation de la distribution de l'eau intracellulaire qui augmente dans les cellules musculaires lors de l'exercice maximal (Takeda et al., 2002). L'imagerie médicale ne peut cependant pas établir de relation entre la perte de volume musculaire et le déficit de force maximale (Forthomme, 2005).

#### *I.3.4.3. Evaluation quantifiée de la force musculaire : « testing musculaire »*

L'évaluation ou la mesure de la force musculaire fait partie intégrante de l'évaluation de l'appareil musculo-squelettique. Elle peut être statique ou dynamique, manuelle ou instrumentalisée.

**\*Le testing musculaire manuel :** c'est une méthode simple, rapide, efficace, analytique, peu coûteuse, nécessitant cependant un apprentissage (Lovett & Martin, 1916; Wakim et al., 1950; Nicholas et al., 1978) et permettant une cotation en 6 paliers (Testing musculaire Medical Research Council : 0 = absence de contraction musculaire ; 1 = contraction sans déplacement ; 2 = déplacement uniquement si la pesanteur est éliminée ; 3 = déplacement contre pesanteur ; 4 = déplacement contre résistance ; 5 = force normale). A chaque muscle correspond une manœuvre précise définissant une force isométrique subjective à comparer bilatéralement. L'évaluation isométrique manuelle déterminerait une faiblesse musculaire en référence aux performances controlatérales (Sapega & Martin, 1994; Forthomme, 2005). Cette méthode permet de dissocier l'action des groupes musculaires agonistes et antagonistes, et d'explorer plusieurs modalités de contraction (isométrique, excentrique et concentrique), plusieurs courses angulaires, et peut s'effectuer à des angles articulaires variables (Daniel et al., 1988).

En pratique quotidienne, cette méthode demeure la plus utilisée mais elle présente certaines limites : méthode subjective, difficulté de visualiser ou palper la contraction des muscles profonds, cotation malaisée lorsque les performances de force se rapprochent de la normalité ou supra-normal, faible reproductibilité, faible sensibilité aux changements, difficultés de quantifier un éventuel déséquilibre entre groupes d'actions antagonistes (Wakim et al., 1950; Nicholas et al., 1978; Sapega & Martin, 1994; Ellenbecker, 1996; Croisier & Crielaard, 1999; Forthomme, 2005; Wilk et al., 2009). C'est avant tout une méthode d'évaluation diagnostique, et non de suivi (Dvir, 1997; Bohannon, 2005). A titre d'exemple concernant sa faible

sensibilité, Ellenbecker (1996) a montré des différences bilatérales en mode isocinétique allant jusqu'à 28% au niveau des rotateurs médiaux et des rotateurs latéraux, alors que l'évaluation isométrique manuelle était normale, sans différence (score de 5/5).

Concernant le complexe musculaire de l'épaule, le testing manuel analytique s'applique le plus souvent aux muscles de la coiffe des rotateurs. Il est réalisé de manière bilatérale et comparative, avec différentes manœuvres permettant d'individualiser les différents muscles (Tableau 2). La validité de ces manœuvres a été étudiée par Leroux et al. (1995) qui soulignent la faible spécificité des tests isométriques pour diagnostiquer la localisation et le type de lésion tendineuse. Kelly et al. (1996) ont défini, sur la base d'une analyse EMG, une liste de positions codifiées autorisant l'évaluation isométrique du muscle précis.

**\*L'usage d'un dynamomètre manuel** permet une mesure plus objective et ainsi d'apprécier un éventuel déséquilibre entre des muscles antagonistes ou l'efficacité d'un renforcement musculaire (Croisier & Crielaard, 1999). Cela rend la mesure plus reproductible et plus discriminante que la simple mesure périmétrique ou l'évaluation manuelle (Aitkens et al., 1989). Mais il existe des limites dans la difficulté de maintenir et de reproduire une position identique d'évaluation (Mayhew & Rothstein, 1985; Bohannon, 1990). De plus, on note une spécificité médiocre pour l'évaluation des muscles dont la modalité de contraction est principalement dynamique (Sapega & Martin, 1994; Croisier & Crielaard, 1999; Wilk et al., 2009).

**\*La force musculaire peut être évaluée en mode dynamique :**

- selon la masse : il s'agit de la masse soulevée par un sujet lors d'un mouvement particulier (squat, développé couché, ..), et il s'agit alors d'un mode isotonique. Il est possible de mesurer la 1RM qui correspond à la charge la plus élevée (dite maximale) que le sujet peut mobiliser dans l'amplitude totale du mouvement, à une seule reprise ; ou la 10RM qui correspond à la charge la plus élevée (mais sub-maximale) qu'il peut mobiliser à dix reprises dans l'amplitude complète du mouvement (Sapega & Martin, 1994). La fatigue inhérente aux conditions d'évaluation par essais successifs peut en compromettre la validité (Croisier & Crielaard, 1999), et un certain nombre de paramètres ne peuvent être contrôlés : stabilisation du corps, amplitudes articulaires, accélération et vitesse du mouvement (Sapega & Martin, 1994). Cette évaluation s'applique souvent à un groupe musculaire ou une fonction, et ne permet pas de discriminer les muscles de la coiffe (Wilk et al., 2009).

- selon la vitesse du mouvement : c'est ce qui correspond au développement des méthodes d'évaluation isocinétique. En pratique, sur un appareil dynamométrique isocinétique, à la force exercée se substitue le « moment de force ». Ce dernier désigne l'aptitude d'une force à faire tourner un système mécanique autour d'un pivot à une vitesse donnée. A l'échelle musculaire, il représente la force avec laquelle les unités musculo-tendineuses agissent sur un système de bras de levier représenté par les os et les articulations en générant un mouvement (Dvir, 2004). Ces méthodes d'évaluation en mode de contraction isocinétique effectuées à l'aide de dynamomètre seront abordées plus en détail dans le chapitre II.1.

#### *1.3.4.4. Evaluation électromyographique*

L'électromyographie (EMG) permet d'enregistrer l'activité électrique du muscle strié au repos ou lors de sa contraction (électromyographie de détection) ou en réponse à la stimulation de son nerf (électromyographie de stimulo-détection ou neurographie motrice) Dans le cadre de l'électromyographie de détection, les électrodes peuvent être cutanées (EMG global ou de surface) ou intramusculaires (EMG élémentaire ou unitaire qui analyse l'activité des unités motrices). L'électromyographie globale peut être quantifiée par l'addition des surfaces correspondant aux variations de potentiel de part et d'autre de la ligne isoélectrique. L'électromyogramme intégré de cette façon (EMGi) constitue donc une mesure planométrique du signal EMG brut pouvant s'effectuer par des circuits d'intégration électronique. Cet électromyogramme intégré, rapporté à l'unité de temps, dépend de l'amplitude, de la fréquence et de la durée des potentiels détectés. Il s'agit donc d'une expression quantitative du recrutement spatio-temporel des unités motrices, constituant un témoin de l'intensité globale de la contraction musculaire.

L'électromyographie globale peut ainsi contribuer à la compréhension des mécanismes de coopération inter- et intra-musculaire dans le cadre de mouvements spécifiques ou de situations pathologiques (Glousman et al., 1988; Bouisset & Maton, 1999; Croisier & Crielaard, 1999; Cowan et al., 2006).

L'idée selon laquelle l'électromyographie constitue un indice de la force musculaire repose sur l'existence d'une relation entre le niveau d'excitation d'un muscle et le couple externe exercé par le groupe musculaire auquel il appartient (Enoka, 1988).

L'usage de l'électromyographie dans le cadre de l'épaule est soit diagnostique, à la recherche d'une étiologie neurologique, soit pour analyser les différentes activations musculaires au cours d'un mouvement. La reproductibilité de l'électromyographie reste controversée, le suivi longitudinal se heurtant notamment au problème du repositionnement identique des électrodes



(Croisier & Crielaard, 1999; Forthomme, 2005). L'examen illustre l'aspect qualitatif de l'activité musculaire plus qu'il ne quantifie directement la force développée par un muscle (Kronberg et al., 1990).

### ***1.3.5. L'évaluation de la cinématique de l'épaule***

L'analyse de la cinématique de l'articulation scapulo-humérale et plus largement du complexe articulaire de l'épaule apporte des renseignements pertinents concernant le mouvement global de l'épaule, et l'interaction harmonieuse des différentes articulations et groupes musculaires mis en jeu. Elle peut se faire par analyse radiologique 3D utilisant deux caméras (bi-planaires) à rayons X et des marqueurs implantés dans l'os, mais elle se heurte à la difficulté de localisation de ces marqueurs par rapport aux repères anatomiques osseux (Hogfors et al., 1991). Surtout cette technique est invasive, expose le sujet aux radiations, le champ de vision est réduit et la fréquence d'échantillonnage est peu élevée.

L'imagerie tridimensionnelle par résonance magnétique semble prometteuse mais le problème majeur reste son coût élevé et sa disponibilité (Graichen et al., 2000).

Certains investigateurs ont utilisé des techniques de palpation pour enregistrer la position 3D des points de repères osseux sur l'épaule. Ils ont utilisé un instrument de localisation spatial numérique ou un appareil électromagnétique (Pronk & van der Helm, 1991; van der Helm & Pronk, 1995). Ces méthodes de mesure ont l'avantage d'être non invasives mais elles ont l'inconvénient d'être statiques ; seules des positions sont mesurées et non pas le mouvement.

Les enregistrements vidéo 3D (VICON, Optotrack) des mouvements du thorax et de l'humérus sont largement utilisés et permettent d'améliorer les connaissances de la cinématique du complexe articulaire (Lempereur et al., 2010). Il est cependant important de noter que des artéfacts liés au glissement de la peau et du positionnement cutané des repères existent et biaisent l'analyse des données (Leroux et al., 1992; Brochard et al., 2010).



**En synthèse, les techniques d'évaluation clinique ou paraclinique des muscles permettent de contribuer à qualifier dans le cadre d'une affection le site lésionnel, son retentissement algo-fonctionnel, et d'assurer le suivi thérapeutique et son efficacité. Ces techniques restent le plus souvent appliquées à une situation statique. Elles ne permettent pas de quantifier la force développée par un groupe musculaire particulier au cours d'un mouvement, ni de déterminer un déséquilibre agoniste/antagoniste. Ces techniques n'offrent pas toujours des critères métrologiques permettant une évaluation fiable et un suivi avec une sensibilité suffisante. Ce constat justifie le recours à des techniques dynamiques fiables, dont l'évaluation isocinétique, qui est largement développée pour d'autres articulations.**

# **HYPOTHESE de TRAVAIL**



**L'introduction générale a mis en avant que :**

- l'articulation scapulo-humérale a une stabilité intrinsèque limitée au profit d'une grande mobilité ;
- les éléments de stabilisation de l'articulation scapulo-humérale sont des moyens passifs : les os et les ligaments ; et des moyens dynamiques : les muscles ;
- dans les pathologies d'instabilité, les moyens de stabilité dynamique jouent un rôle primordial compte tenu de la défaillance des moyens de stabilité passive ;
- d'une manière générale, les muscles de la coiffe des rotateurs et l'équilibre agoniste/antagoniste entre les rotateurs médiaux et les rotateurs latéraux, semblent représenter une grande part de ce rôle dans la stabilité de l'articulation scapulo-humérale et dans le centrage permanent de la tête humérale dans la glène scapulaire ;
- la notion de force et de puissance dans un contexte dynamique semble nécessaire pour évaluer ce rôle, mais les techniques usuelles d'exploration des muscles stabilisateurs dynamiques de l'articulation scapulo-humérale ne permettent pas une évaluation fiable et reproductible ;
- l'usage de l'évaluation musculaire dynamique en mode isocinétique semble constituer un apport à cette évaluation, tant à des fins de compréhension de certaines pathologies ou à l'analyse des thérapeutiques proposées, médicales, chirurgicales et/ou rééducatives, qu'à la compréhension de l'adaptation à certains gestes et/ou pratiques sportives.

**Sur l'hypothèse de travail concernant, l'existence de liens entre la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux et la stabilité de l'articulation scapulo-humérale, et en prenant en compte critère de jugement la force, la puissance musculaire et l'équilibre agoniste/antagoniste de ces muscles,**

**les objectifs de ce travail de thèse sont :**

- **Objectif 1 :** Déterminer un protocole d'exploration fiable et reproductible de la force musculaire des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'articulation scapulo-humérale par dynamométrie isocinétique (**Partie II**).

- **Objectif 2** : Déterminer les liens éventuels existant entre la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'articulation scapulo-humérale et les pathologies d'instabilité scapulo-humérale (**Partie III.1.**).
- **Objectif 3** : Déterminer les modifications ou adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'articulation scapulo-humérale dans le contexte de sollicitations sportives, et déterminer si ces adaptations physiologiques qui permettent la performance pourraient intervenir dans les mécanismes de désadaptation pathologique à l'origine des pathologies de l'articulation scapulo-humérale (**Partie III.2.**).

**PARTIE II :**  
**EXPLORATION DE LA FORCE MUSCULAIRE**  
**DES ROTATEURS MEDIAUX ET LATERAUX DE**  
**L'ARTICULATION SCAPULO-HUMERALE PAR**  
**DYNAMOMETRIE ISOCINETIQUE**



Au-delà des diverses méthodes manuelles ou instrumentalisées d'évaluation de l'activité musculaire rappelées précédemment (Cf. Chapitre I.3.2), dans le contexte clinique qui nous concerne, et fort des données de la littérature, le recours à une procédure d'évaluation en mode isocinétique instrumentalisée sur dynamomètre paraît être le garant actuel de critères métrologiques et de faisabilité les meilleurs (Davies, 1992; Croisier & Crielaard, 1999; ANAES, 2001; Dvir, 2004; Wilk et al., 2009).

Cependant, les particularités du complexe articulaire de l'épaule exigent une procédure spécifique et une validation préliminaire : groupes musculaires explorés, installation du patient ou de l'articulation, élaboration d'un protocole de test, analyse de la reproductibilité du protocole (Ellenbecker & Davies, 2000; Forthomme, 2005; Wilk et al., 2009).

Cette deuxième partie développe d'une part les aspects généraux relatifs à la réalisation d'une évaluation musculaire instrumentalisée par dynamomètre en mode isocinétique et d'autre part la spécificité de son adaptation pour les muscles rotateurs de l'épaule. Cette partie, première étape de réponses aux objectifs de ce travail de thèse inclut une part de contribution personnelle par des études cliniques.

## **II.1. Evaluation musculaire en mode isocinétique : Principes, applications et interprétations**

L'évaluation musculaire en mode isocinétique a fait l'objet depuis plus de 40 ans d'études nombreuses et d'un vaste développement avec des applications multiples, autant en pratique clinique, dans la recherche diagnostique, le suivi, la prévention, que dans le champ thérapeutique en médecine du sport et de rééducation (Elliott, 1978; Baltzopoulos & Brodie, 1989; Davies, 1992; Perrin, 1993; Chan et al., 1996; Brown, 2000; ANAES, 2001; Dvir, 2004; Rochcongar, 2004; Dauty & Menu, 2009; Rochcongar & Monod, 2009). L'usage du mode de contraction isocinétique avec des dynamomètres est avant tout celui d'une modalité d'évaluation de la force musculaire en dynamique afin de déterminer la force musculaire et le ratio agoniste/antagoniste.

### ***II.1.1. Historique***

Le concept « d'isocinétisme » a été décrit pour la première fois en 1967 par Hislop et Perrine (1967). Ce concept recouvre à la fois un mode de contraction musculaire effectuée à vitesse constante (mode isocinétique), et le matériel nécessaire à la réalisation d'un tel type de

contraction (dynamomètre mécanique, magnétique, électronique, hydrolique ou électromagnétique) (Hislop & Perrine, 1967; Perrin, 1993). Utilisé essentiellement dans le milieu sportif à partir des années 70, il a conquis le milieu de la rééducation au début des années 80. Ces applications se sont élargies, en orthopédie et en traumatologie par la détermination des déficits et des déséquilibres musculaires agonistes/antagonistes ainsi que par le renforcement musculaire (Davies, 1992; Chan et al., 1996; Dvir, 2004), et plus récemment même dans le champ de la neurologie. Les évolutions technologiques ont permis l'amélioration des qualités intrinsèques des dynamomètres isocinétiques (précision de mesures, recueil de données, amélioration technologique du matériel...), permettant ainsi d'augmenter et d'améliorer la fiabilité et la reproductibilité des évaluations, de prendre en compte certaines composantes de l'activité musculaire (mouvement excentrique, chaîne cinétique fermée...), d'élargir l'application à plus de situations : plus de groupes musculaires et articulaires, tronc, couple de force très élevée chez certains sportifs, système assisté en neurologie...

### ***II.1.2. Le principe d'isocinétisme***

Le principe d'isocinétisme est régi par (Hislop & Perrine, 1967; Davies, 1992) :

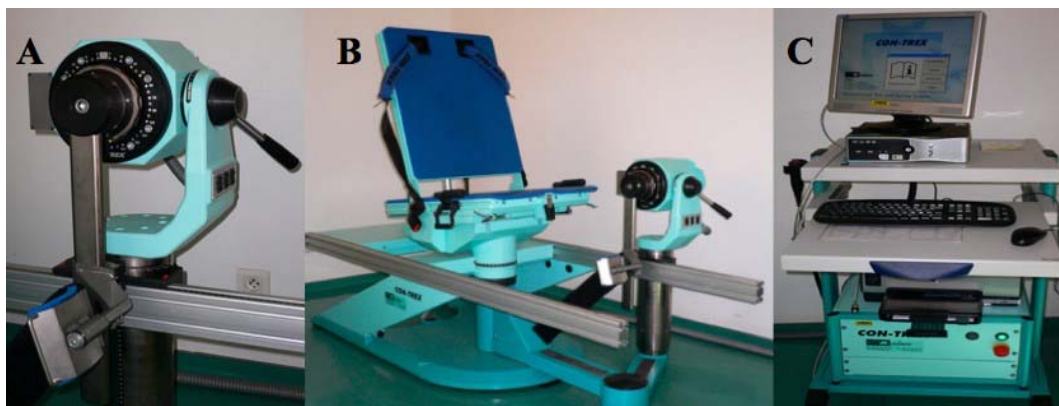
- *la maîtrise de la vitesse* : la vitesse est constante tout au long du mouvement ;
- *l'asservissement de la résistance* : il y a une adaptation de la résistance en tout point du mouvement afin qu'elle soit égale à la force développée par le sujet (auto-adaptation de la résistance).

Il a été comparé par Levet et al. (1991) à un vélo dont la roue tourne à une vitesse déterminée. Lorsque le cycliste entraîne la roue à une vitesse inférieure à la vitesse définie, il n'exerce aucun effort, « il pédale dans le vide ». Lorsqu'il entraîne la roue à une vitesse égale à celle définie, il n'exerce alors aucun effort, il assure seulement le contact sur la roue libre. Dans ces deux situations, l'appareil enregistre une force nulle. Lorsque le cycliste entraîne la roue à une vitesse supérieure à celle définie, il peut augmenter indéfiniment son effort, la roue gardera toujours la même vitesse, mais l'appareil enregistrera une force d'autant plus grande que le cycliste augmente son effort. Plus le cycliste cherche à aller vite, plus l'appareil enregistre une force musculaire développée élevée. Ce principe d'asservissement de la résistance est bien connu en mode isométrique : par exemple, lors de la poussée contre un mur, la résistance opposée par celui-ci est strictement égale à la poussée développée par le sujet. En

isocinétisme ce principe est respecté, le dynamomètre opposant une réaction égale à la force développée par le sujet, mais elle est réalisée en dynamique avec un déplacement à vitesse prédéfinie.

Par contre, s'agissant d'un mouvement de rotation, d'une force appliquée sur un bras de levier en rotation, ce qui est décrit comme « force musculaire » est en fait un moment de force (ou couple de force) (Dvir, 2004). Il peut être appliqué en mode concentrique et en mode excentrique

Ce principe va permettre, à l'inverse de l'exercice isotonique, le développement d'un moment de force maximum sur toute l'amplitude du mouvement (Croisier & Crielaard, 1999).



**Figure 20.** Les appareils sont constitués : (A) d'un dynamomètre constitué d'un servomoteur et assurant la constance de la vitesse, (B) d'accessoires permettant d'adapter et d'optimiser les mesures pour chaque articulation, ainsi que d'améliorer le confort et la sécurité du patient, et (C) d'un système informatique avec un logiciel propre à chaque marque et qui permet l'enregistrement, le stockage et le traitement des données recueillies. Il intervient également dans la sécurité du système et dans la correction de certains paramètres (gravité).

Les avantages de l'isocinétisme sont de permettre une mesure objective, fiable, quantitative et qualitative, reproductible, dynamique, de la force musculaire de deux groupes musculaires effecteurs (agoniste/antagoniste), lors d'un mouvement de rotation, dans une seule direction articulaire, et dans un secteur angulaire ou articulaire déterminé. C'est par ailleurs un système très sécuritaire malgré le niveau d'intensité des couples de force développée grâce à l'auto-adaptation de la résistance (Davies, 1992; ANAES, 2001; Dvir, 2004).

Si le système doit son originalité au mode isocinétique, les adaptations techniques de l'appareil autorisent aussi d'effectuer des modes de contraction statique isométrique et dynamique isotonique.



Les inconvénients les plus souvent rapportés de l'isocinétisme sont (Rothstein et al., 1987; Davies, 1992; Perrin, 1993; Rochcongar, 2004) :

- sur le plan physiologique, le mode de contraction isocinétique n'est pas un mode de contraction physiologique, le mouvement doit être réalisé dans une position unique et pré-déterminée, l'axe articulaire doit être fixe alors qu'en réalité physiologique il est parfois une multitude d'axes instantanés, la vitesse est par définition constante mais aussi limitée, les amplitudes articulaires doivent être limitées, le mouvement est réalisé en chaîne cinétique ouverte, certains paramètres mesurés n'ont pas de réalité physiologique (TDFM, TDM...)... ;
- sur le plan clinique, le mouvement isocinétique réalisé en test (ou rééducation) bien que global, n'est pas véritablement fonctionnel (différence avec le geste sportif ou à la physiologie articulaire), mais il n'est pas non plus analytique car il mesure une fonction ou un groupement musculaire ;
- sur le plan métrologique, la reproductibilité discutable de certains paramètres (Tableau 8), la zone de mode de contraction isocinétique parfois faible, l'utilisation des filtres doit être standardisée, des artefacts liés aux phases d'accélération et de décélération existent (« overshoot »)... ;
- sur le plan technique, l'investissement relativement élevé de l'équipement et le temps humain nécessaire à son utilisation.

### ***II.1.3. Applications et contre-indications de l'isocinétisme***

L'application directe de l'isocinétisme est l'évaluation de la « force » musculaire, sous la mesure en fait au sens physique d'un moment de force. Il y a en soi peu de limitation, et tout sujet peut être évalué, sujet sain dans le cadre du sport essentiellement ou pathologique (lésion de l'appareil locomoteur), âgé ou jeune, sédentaire ou sportif de haut niveau, dès qu'il est capable de produire une force musculaire supérieure ou égale à 4/5 selon le testing habituel (Testing musculaire Medical Research Council). Tous les groupes musculaires autour de l'ensemble des articulations périphériques peuvent être évalués par cette modalité, les localisations plus fréquentes étant le genou et l'épaule, et une adaptation technique plus récente permet une évaluation globale des extenseurs/fléchisseurs du tronc.

Les domaines d'application sont multiples et la littérature très importante (Davies, 1992; Perrin, 1993; Chan et al., 1996; ANAES, 2001; Dvir, 2004; Wilk et al., 2009) :

- En évaluation, pour la prévention des lésions musculaires ou articulaires, pour le diagnostic pathologique, le suivi thérapeutique, le suivi sportif, en médecine légale, et même pour le recrutement sportif...

- En rééducation, par la diversité des possibilités techniques et l'adaptation des protocoles, pour un renforcement musculaire actif ou passif, contrôlé, sécurisé, progressif, personnalisé et en variant les modes de contraction utilisés (concentrique, excentrique), les vitesses de contraction, voire les charges, cela pouvant s'appliquer dans le programme rééducatif de nombreuses affections : ostéo-articulaires, neurologiques, cardio-vasculaires...

- En pratique de préparation sportive, dans l'établissement et le suivi de programmes d'entraînements sportifs, le dépistage de facteurs de risque de blessures, la prévention des accidents, etc...

- En recherche scientifique, par la possibilité d'une évaluation et d'une quantification de la fonction musculaire en dynamique pour la compréhension de la physiologie du système musculaire et physiopathologie des phénomènes pathologiques pouvant toucher le système musculo-squelettique...

L'exercice musculaire isocinétique étant réalisé à la force maximale du sujet, les risques et contre-indications sont donc celles d'un exercice maximal avec plus particulièrement les contraintes induites sur le système musculo-squelettique (risques de courbatures et/ou de lésions tendino-musculaires notamment en mode excentrique, de décompensation articulaire...) et sur le système cardio-vasculaire par l'augmentation importante de la fréquence cardiaque et de la tension artérielle (risque de décompensation d'une pathologie coronarienne, d'insuffisance cardiaque ou d'hypertension...) (Davies, 1992; Rochcongar, 2007; Rochcongar & Monod, 2009).

A l'image de la contre-indication à la pratique du sport, certaines pathologies sont une contre-indication absolue, permanente ou temporaire, à la pratique d'une évaluation isocinétique maximale ou d'un exercice isocinétique : insuffisance chronique respiratoire, cardiaque, rénale, affections auto-immunes, affections hématologiques, maladies chroniques non stabilisées, phase aiguë de pathologies infectieuses ou inflammatoires... Cependant, moyennant une surveillance et des précautions particulières (monitoring cardiaque, défibrillateur et instrumentation de secours d'urgence, par exemple), l'évaluation isocinétique pourrait se discuter en fonction de la balance bénéfique/risque (Diesel et al., 1990; Dauty et al., 2009; Degache et al., 2009; Vieira et al., 2010).

Concernant les affections de l'appareil locomoteur, il existe plus de contre-indications

relatives que d'absolues ; elles seront discutées en fonction de la pathologie, de l'état aigu ou chronique, de la douleur, de l'inflammation, de l'impotence fonctionnelle, du délai de cicatrisation ou de consolidation, des amplitudes articulaires (Davies, 1992).

### ***II.1.4. L'évaluation isocinétique :***

#### *II.1.4.1. Conduite d'un test et choix du protocole*

Une méthodologie rigoureuse est indispensable pour que les mesures soient fiables et reproductibles ! Ainsi pour comparer des sujets entre eux ou un même sujet dans le temps, il est impératif d'utiliser toujours le même protocole avec le même dynamomètre, dans les mêmes conditions, avec la même installation, le même échauffement, les mêmes vitesses angulaires, les mêmes durées de récupération... Ces différentes conditions d'examen ont fait l'objet de nombreuses études. La procédure ainsi établie doit être clairement expliquée au sujet et comprise (Davies, 1992; ANAES, 2001; Wilk et al., 2009).

#### *II.1.4.2. Position, axe du mouvement et stabilisation*

Il existe de nombreuses possibilités d'évaluation de la force musculaire isocinétique en fonction de la position, du plan de mouvement et de l'axe de rotation utilisé, surtout si l'articulation possède plusieurs degrés de liberté. Cette diversité peut être source d'erreurs dans l'analyse des résultats. La position de référence est indispensable pour réaliser des évaluations reproductibles et comparables. Cela comprend :

- La position du sujet et la position de l'articulation évaluée. La position est importante car la relation longueur-tension du muscle va en dépendre et ainsi la position peut influencer la performance musculaire (Davies, 1992). Un axe invariable durant le mouvement par une position et stabilisation standardisée, et notamment la limitation des compensations, est indispensable, et garant d'une évaluation fiable et reproductible (Rothstein et al., 1987; Davies, 1992; Dvir, 2004).
- La stabilisation est importante pour un bon alignement de l'axe articulaire et pour un développement de la force maximale. Elle permet aussi une limitation des compensations, afin d'être le plus analytique possible. Les protocoles sont variables, du maintien simple du segment évalué à un sanglage complet du tronc et de tous les membres (Davies, 1992; Sapega & Martin, 1994; Dvir, 2004).
- L'appui résistif distal est le serrage manuel d'une poignée distale ou un contre appui

distal avec sangle (Sapega & Martin, 1994). Le serrage d'une poignée peut occasionner de la fatigue, à prendre en considération dans le test. Un contre-appui distal peut être à l'origine d'inhibition douloureuse, s'il crée un bras de levier important, sauf pour les rotations. De plus, la longueur de ce bras de levier a une influence sur la force produite et se doit donc d'être toujours identique.

#### *II.1.4.3. Choix de la course angulaire*

La course angulaire est l'amplitude de mouvement de l'articulation qui sera évaluée. Des amplitudes articulaires maximales, de rotation médiale et latérale de l'épaule par exemple, vont être déterminées par l'examineur, au sein desquelles le mouvement sera réalisé et limité. La course angulaire doit être suffisante pour que le sujet atteigne la vitesse demandée et son moment de force maximum, car le mouvement n'est pas continuellement en mode isocinétique, il y a une accélération au début du mouvement et une décélération à la fin. De plus, en excentrique, le moment de force maximum étant atteint en fin de course, l'amplitude doit être aussi suffisante. Ainsi, la course articulaire explorée est adaptée individuellement. Un système de sécurité apprécie en permanence le déplacement du levier de mesure ; dès que celui-ci se rapproche de l'angle limite, le système impose une réduction progressive de la vitesse, jusqu'à l'arrêt et l'inversion du mouvement. Cette décélération survient dans un registre angulaire variable selon la vitesse d'exécution (1 à 2° à vitesse lente pour 10 à 15° à vitesse rapide). Des butées mécaniques et électroniques de sécurité de fin d'amplitude complètent le système (Croisier & Crielaard, 1999).

Dans le contexte d'évaluation de pathologie, il faut privilégier une amplitude maximale active du côté lésé, et donc préconfigurer le côté lésé pour estimer l'amplitude possible avant d'évaluer le côté sain.

Pour les comparaisons droit/gauche ou sain/pathologique, il est fortement conseillé d'avoir les mêmes amplitudes articulaires (Davies, 1992; Voisin et al., 1998; Dvir, 2004). Si les amplitudes sont différentes, cela ne remet pas en cause le moment de force maximum, ni le ratio, mais il n'est pas possible d'interpréter les valeurs de travail, de puissance et d'angle de survenu du pic (Davies, 1992; Dvir, 2004). La course angulaire sera dépendante des objectifs de l'évaluateur, du contexte clinique, de la pratique sportive, de la pathologie et des douleurs, mais il est conseillé de conserver toujours la même course angulaire pour permettre des comparaisons inter-sujets et inter-sessions (Davies, 1992; Dvir, 2004; Codine et al., 2005).

#### *II.1.4.4. Choix du mode de contraction : Concentrique, isométrique ou excentrique ?*

Le mode concentrique permettra une appréhension de la performance motrice, le mode excentrique apporte des informations sur la notion de prévention des blessures, et l'isométrique sur la stabilité (Brown, 2000).

Le mode concentrique est utilisé de manière systématique pour quantifier la performance motrice.

L'utilisation du mode excentrique est récente. Il nécessite un apprentissage et un échauffement optimal, car l'importance de la contraction musculaire peut engendrer un risque de douleur et/ou de blessure tendino-musculaire (Forthomme, 2005). Il est cependant cliniquement pertinent voire indispensable car lors de tout mouvement articulaire, la composante excentrique de la contraction musculaire est essentielle. C'est elle qui constitue le frein actif de l'articulation lors de la décélération (mouvement en chaîne ouverte) mais aussi pour les articulations des membres portant le moteur principal du mouvement (chaîne fermée). Ainsi l'évaluation en mode excentrique n'est pas systématique, mais fortement recommandée en particulier chez le sportif.

L'utilisation du mode isométrique peut se faire dans le cadre d'une contre-indication à la réalisation d'un mouvement dynamique, mais on retrouvera les inconvénients de l'évaluation non dynamique.

#### *II.1.4.5. Choix des vitesses*

Il n'existe pas de consensus dans le choix des vitesses angulaires utilisées pour une évaluation. Cette vitesse devrait se rapprocher le plus possible de celle physiologique du mouvement. L'intérêt d'évaluer la force musculaire à différentes vitesses trouve sa justification dans les caractéristiques intrinsèques du muscle et la relation force-vitesse, ainsi que dans l'étude du geste fonctionnel. L'examineur doit choisir des vitesses tolérées par le sujet, sécuritaires ne risquant pas d'entraîner de lésions tendino-musculaires (vitesses trop lentes ou trop rapides), et cohérentes avec la littérature pour permettre des comparaisons.

En évaluation, il est conseillé d'utiliser des vitesses fiables et reproductibles, et notamment une vitesse « lente » et une « rapide » : en mode concentrique de 60°/s à 180°/s, voire 240°/s, et en mode excentrique de 30°/s à 90°/s (Davies, 1992; Rochcongar, 2004; Wilk et al., 2009). En fonction de la pratique sportive ou de la pathologie, d'autres vitesses plus rapides ou plus lentes pourront être ajoutées afin de mieux caractériser les possibilités de force des groupements musculaires analysés.

La classification des vitesses angulaires est présentée dans le tableau 7 (Davies, 1992; Wilk et al., 2009) :

**Tableau 7.** Classification des vitesses angulaires isocinétiques, d'après Davies (1992).

15-60°/s	60-180°/s	180-300°/s	300-500°/s
Lente	Intermédiaire	Rapide	Fonctionnelle

#### II.1.4.6. Choix du nombre de répétitions et tests de fatigue

Il est conseillé de réaliser 3 répétitions pour les vitesses lentes, 5 pour celles intermédiaires et 10 pour celles rapides, et en excentrique de 3 à 5 répétitions (Davies, 1992; Handel et al., 1996; Sirota et al., 1997; Dvir, 2004; Rochcongar, 2004; Codine et al., 2005). Un test de fatigue de 30 à 50 répétitions à vitesse rapide peut être réalisé avec des méthodes de calcul de décroissance de la force variable en fonction des protocoles (Davies, 1992; Kannus, 1994; Rochcongar, 2004).

#### II.1.4.7. Correction de gravité

C'est une notion souvent discutée dans la littérature, compte tenu du mouvement effectué (Baltzopoulos & Brodie, 1989). Cette correction passe techniquement par une mesure de la masse « poids membre et instrumentation » par le dynamomètre qui sera ensuite intégré aux résultats (Winter et al., 1981). Cette procédure de mesure doit être précise, le sujet bien relâché. La correction de gravité semble pertinente, voire indispensable, dans l'analyse des ratios agonistes/antagonistes, et présente un intérêt dans le cas de musculature faible et pour des vitesses élevées (Dvir, 2004; Wilk et al., 2009). En effet, le facteur gravitationnel peut favoriser ou contrarier le mouvement isocinétique dans un plan vertical et modifie ainsi les paramètres de l'évaluation (Croisier & Crielaard, 1999). L'action de la pesanteur, négligée lors de la conception des premiers dynamomètres, a entraîné la publication d'hypothèses physiologiques peu crédibles (Croisier & Crielaard, 1999). Les appareils actuels compensent automatiquement le facteur gravitationnel sur l'amplitude totale du mouvement : pour chaque degré de déplacement, l'évaluation préalable de l'effet gravifique fournit une valeur ajoutée ou soustraite automatiquement aux résultats enregistrés pendant l'épreuve.

#### II.1.4.8. Feedback

Les informations visuelles (courbes graphiques sur l'écran) permettent une meilleure compréhension de la consigne, une familiarisation au mode de contraction et une stimulation pour les exercices à vitesse lente (Carlson et al., 1992).

Les informations auditives sont un bip de début et de fin de série, mais surtout peuvent être les stimulations verbales, systématiques, afin d'encourager le sujet à produire un effort maximum : « *Poussez, tirez, plus vite !!!* ». Cela permet une amélioration de la performance et a un intérêt certain dans les tests de fatigue (Johansson et al., 1983; Wilk et al., 2009). Bien sûr, leur utilisation doit être spécifiée dans un protocole.

#### *II.1.4.9. Echauffement et apprentissage*

Un échauffement standardisé avant l'évaluation isocinétique est indispensable. En effet, l'objectif étant la mesure d'une force maximale, le sujet doit être préparé à l'effort, afin qu'il puisse produire sans risque un effort maximal. Cet échauffement doit être général pour une sollicitation de l'appareil cardio-respiratoire (par cycloergomètre), et spécifique pour une préparation des groupes musculaires évalués (exercices de bondissements pour les membres inférieurs ou d'élastiques pour les membres supérieurs) (Davies, 1992; Wilk et al., 2009).

Cet échauffement général est suivi d'une familiarisation ou d'un apprentissage au mode de contraction isocinétique sur le dynamomètre. Les consignes seront centrées sur la vitesse de déplacement. Une bonne compréhension du geste, une bonne connaissance des vitesses et des modes de contraction, par le sujet sont indispensables avant le test (Kannus, 1994). En effet, un mauvais apprentissage peut être la cause d'une sous-estimation de la force maximale. Ainsi, lors d'évaluations suivantes, l'augmentation mesurée pourra n'être qu'un simple effet d'apprentissage (Kannus, 1994). Si possible, le membre sain est évalué en premier ; cela donne une valeur de référence, permet de tester la volonté du sujet, et de diminuer l'appréhension (Davies, 1992).

#### *II.1.4.10. Récupération*

Le temps de récupération se doit d'être standardisé, par son influence non négligeable sur la performance (effet fatigue). Cependant, il n'existe aujourd'hui aucune recommandation claire. Il est raisonnable de proposer de 60 à 120 secondes entre les séries, en fonction de la vitesse et du nombre de répétitions (Mayer et al., 1994; Voisin et al., 1998; Wilk et al., 2009; Celes et al., 2010).

#### *II.1.4.11. Choix du dynamomètre*

Le choix est important à prendre en considération dans la mise en place du protocole, dans l'interprétation des données mesurées, mais aussi par rapport aux possibilités d'évaluation et de rééducation qu'offre chaque dynamomètre. La technologie du dynamomètre (mécanique,

magnétique, électronique, hydraulique ou électromagnétique) est à prendre en compte dans la fiabilité de la mesure. Il faudra différencier les dynamomètres passifs qui ne peuvent créer de force, et donc pour lesquels les modes passif et excentrique ne sont pas envisageables, des dynamomètres actifs qui peuvent enregistrer une force produite par le sujet, mais aussi produire une force, et donc permettre des exercices en mode passif et excentrique (Perrin, 1993). D'autres paramètres du dynamomètre à prendre en compte sont les possibilités en terme de possibilité d'installation du sujet, de vitesse angulaire atteignable, de moment de force maximum enregistrable et applicable, de modes de contractions possibles, de reproductibilité, ainsi que les possibilités du logiciel (Davies, 1992; Perrin, 1993). La comparaison des résultats inter-appareils étant encore relativement aléatoire, cela impose donc de préciser le type de dynamomètre utilisé, et le positionnement du sujet dans le protocole (Rochcongar, 2004).

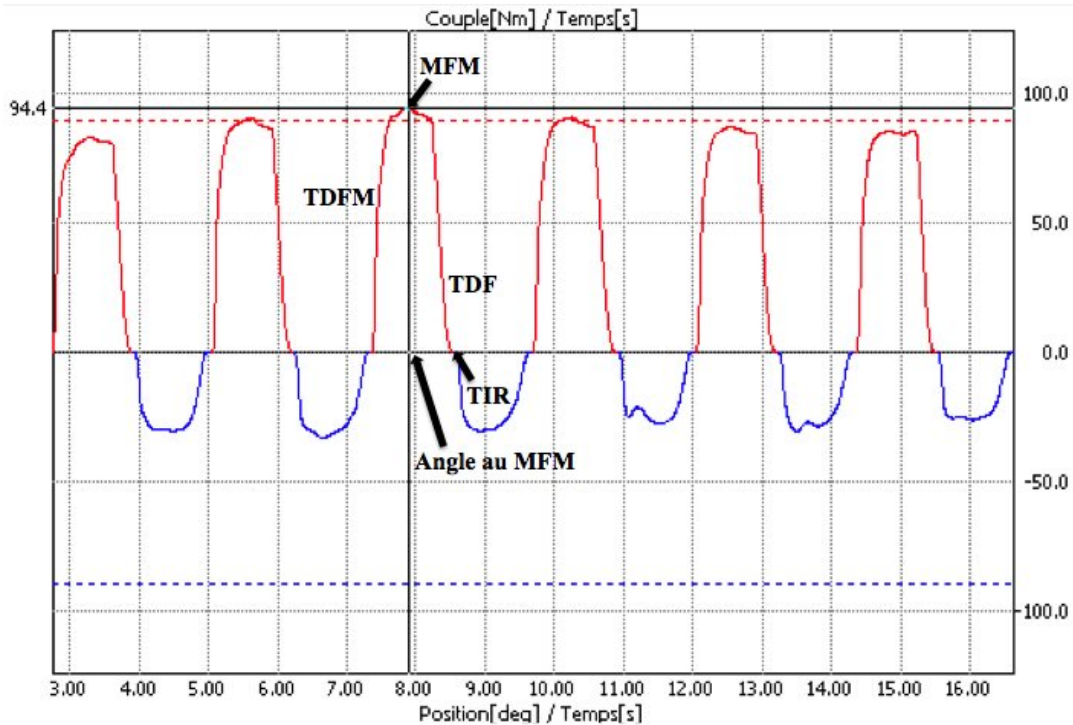
#### *II.1.4.12. Paramètres mesurés*

Les paramètres qui peuvent être mesurés sont en fait très nombreux (Tableau 8) et dépendent du type d'appareil utilisé et du logiciel de traitement des données (Davies, 1992; Dvir, 2004). La fiabilité et la reproductibilité ne sont pas identiques pour tous ces paramètres. Ils peuvent être délivrés sous forme numérique ou graphique. Le moment de force maximum (MFM), ou *Peak Torque* pour les anglo-saxons, est le paramètre mieux documenté, dont la reproductibilité est la meilleure, est appa  t être le paramètre le plus utilisé dans l'exploration de la force d'un groupement musculaire. Cependant, pour une meilleure compréhension et interprétation des résultats d'une évaluation, il semble pertinent de prendre en compte plusieurs notions incluant le poids du sujet par la normalisation de la valeur du MFM au poids de corps du sujet, l'amplitude du mouvement et la durée d'exercice ; à ce titre les paramètres du travail et de la puissance pourraient être des paramètres pertinents, mais peu utilisés en pratique et peu document  s (Davies, 1992; Dvir, 2004; Wilk et al., 2009).

L'aspect et l'analyse des courbes isocinétiques donnent plusieurs paramètres (Figure 21) :

- Le TDTM (Temps de Développement de Tension Maximale) = phase ascendante.
- Le Moment de Force Maximum (MFM) = sommet de la courbe (MFM).
- Le TDF (Taux de Décroissance de la force) = partie descendante de la courbe.
- Le TIR (Temps d'Inhibition Réciproque) = intervalle de temps écoulé entre la contraction des muscles agonistes et antagonistes.
- L'angle de survenu du moment de force maximum = position anatomique de l'articulation où intervient le pic de couple.





**Figure 21.** Graphique représentant l'évolution du moment de force en fonction du temps ou de la position des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule sur dynamomètre isocinétique de type Con-Trex. TDTM : Temps de Développement de Tension Maximale, MFM : Moment de Force Maximum, TDF : Taux de Décroissance de la force, TIR : Temps d'Inhibition Réciproque.

**Tableau 8.** Paramètres quantitatifs mesurés par un dynamomètre isocinétique.

Paramètres	Unités	Reproductibilité	Commentaires
Moment de force maximum (MFM ou <i>Peak Torque</i> )	En N.m	Bonne reproductibilité	Le plus utilisé, représente la force maximale du sujet
Ratio agonistes/antagonistes	En %	Reproductibilité discutée	Reflet de la balance musculaire articulaire agonsite-antagoniste
Ratio mixte : Exc/Conc	En %	Reproductibilité discutée	Se veut plus proche du geste sportif
Angle de survenue de MFM	En degré	Reproductibilité peu satisfaisante	Déterminer l'angle précis où le muscle est capable développer couple maximal.
Travail total	En Joule	Bonne reproductibilité	Aire sous la courbe, Force x distance
Puissance moyenne et pic	En Watt	Bonne reproductibilité	Travail produit par unité de temps Moins utilisé que MFM
Temps de Développement de la Tension Maximale	En seconde	-	Délai pour atteindre le MFM
Force explosive	En N/m	Reproductibilité trop faible	Couple développé par muscle après 125ms suivant le début du mouvement

#### II.1.4.13. *Interprétation des résultats*

L'interprétation des résultats de l'évaluation en mode isocinétique se fonde sur (Davies, 1992; Croisier & Crielaard, 1999; Dvir, 2004) :

- la comparaison bilatérale du moment de force maximum ;
- l'analyse du rapport agonistes/antagonistes ;
- la comparaison des paramètres avec des valeurs normales d'une population de référence (si elles existent) ;
- l'analyse des anomalies de courbes éventuelles.

Concernant les paramètres quantitatifs, il est important d'avoir une valeur de référence pour pouvoir interpréter les résultats et faire la part du normal et du pathologique (Kannus, 1994). La comparaison aux valeurs de la littérature se doit d'être prudente compte tenu des éventuelles différences méthodologiques. La comparaison des valeurs de force d'un membre par rapport au côté controlatéral (dominant/non-dominant, D/ND) doit s'interpréter de la manière suivante (Sapega, 1990; Davies, 1992; Kannus, 1994; Ellenbecker & Davies, 2000; Dvir, 2004) :

- différence D/ND < 10% considérée normale,
- différence D/ND entre 10-20% probablement anormale,
- différence D/ND > 20% considérée anormale.

Concernant les paramètres qualitatifs, une anomalie de la courbe correspond à un dysfonctionnement musculaire transitoire, lié à une sidération musculaire réflexe, en relation avec une pathologie. L'aspect de la courbe ne permet pas de faire un diagnostic lésionnel, mais il permet de connaître les répercussions fonctionnelles de la lésion. Pour être considérée comme pathologique, une anomalie de la courbe doit être retrouvée de manière constante au même endroit de la courbe pour chaque répétition du mouvement à une même vitesse (Codine et al., 1991). Ces anomalies doivent, bien entendu, être corrélées avec la clinique pour avoir une connotation pathologique (Codine et al., 1991).

## II.2. Application de l'évaluation isocinétique aux muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'articulation scapulo-humérale : Contributions personnelles.

Comme nous l'avons rapporté dans la première partie, les outils actuels permettant l'évaluation de la force musculaire des stabilisateurs de l'articulation scapulo-humérale, et notamment la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule, ne semblent pas remplir les qualités métrologiques nécessaires. L'usage d'un dynamomètre et son application en mode dynamique isocinétique apparaît selon certaines données de la littérature comme un outil pertinent dans ce contexte. Au delà des principes de cette technique d'évaluation de la force musculaire, notre travail s'est donc porté initialement sur son application à l'évaluation des muscles rotateurs médiaux et rotateurs latéraux de l'articulation scapulo-humérale, prenant en compte :

- une méthodologie adaptée et rigoureuse pour l'évaluation de ces groupes musculaires, dans les conditions d'une épaule saine mais aussi pathologique ;
- la recherche avec cette méthodologie d'une fiabilité et reproductibilité des mesures.

Or, la mobilité importante de l'articulation scapulo-humérale offre de nombreuses possibilités d'évaluations, en terme de groupes musculaires explorés et de positionnement respectif du sujet et de son articulation scapulo-humérale (Tableau 9). Ainsi, les applications de l'isocinétisme, qui mesurent des forces angulaires agonistes et antagonistes d'un mouvement analytique unidirectionnel, sont donc plus complexes que pour une articulation à un seul degré de liberté telle que le genou.

**Tableau 9.** Les différents mouvements et positions de l'articulation scapulo-humérale pouvant être explorés en isocinétisme (Forthomme, 2005).

<b>Mouvement</b>	Flexion – extension Abduction – adduction Rotation médiale – rotation latérale Abduction - adduction horizontale
<b>Positionnement du sujet</b>	Debout Assis Décubitus dorsal Décubitus latéral
<b>Positionnement de l'épaule</b>	Plan frontal Plan de la scapula (30° du plan frontal) Plan sagittal De 0 à 90° d'abduction

Avec cet objectif de déterminer et de valider un protocole d'exploration fiable et reproductible, nous avons successivement analysé lors d'une évaluation en mode dynamique isocinétique de la force musculaire des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'articulation scapulo-humérale :

- le choix de la position d'installation (Etude 1),
- la reproductibilité en fonction de la position (Etude 2),
- l'intérêt de la correction de gravité (Etude 3),
- la mesure de la dépense énergétique (Etude 4).

Pour l'ensemble de cette partie sur l'évaluation isocinétique, nous avons rapporté l'intégralité de la contribution personnelle par les études publiées et/ou acceptées pour publication, précédées d'un bref résumé en français lors de la publication de l'article en anglais.

ETUDE 1

**Mise au point sur les positions d'évaluation isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule** (Focus on the isokinetic assessment position of the rotators muscle shoulder)

**Pascal Edouard**, Paul Calmels, Francis Degache

Science & Sports, 2009 ; 24 : 207-209.

**Résumé**

*Introduction : Les possibilités de position d'évaluation isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule sont nombreuses. L'utilisation d'une position de référence est indispensable pour réaliser des évaluations reproductibles et comparables.*

*Synthèse des faits : La position utilisée se doit d'être proche de la fonction tout en isolant les muscles à évaluer. Elle doit être confortable, reproductible et sécurisante, en offrant un axe de mouvement invariable.*

*Conclusion : Pour l'évaluation des muscles rotateurs, actuellement il est conseillé d'utiliser : la position de Davies modifiée dans les contextes pathologiques, et la position en décubitus dorsal avec une abduction de 90° de l'épaule chez les sportifs d'armer.*

**Abstract**

*Introduction: The isokinetic positions of rotator muscles are numerous. A reference position is essential for reliable, reproducible and comparable assessment.*

*Synthesis of facts: The position used must be close to the function while isolating the muscles to evaluate. The position must be comfortable, safe and reproducible, providing an invariable axis of movement.*

*Conclusion: To evaluate the rotator muscles, now it is advisable to use: Davies's position in the pathological contexts, and the position in the supine position with a 90° abduction of the shoulder in sporting arm.*

## 1. Introduction

L'apport de l'isocinétisme dans la prise en charge des pathologies de l'épaule est double : par l'évaluation, et les possibilités en rééducation.

L'évaluation isocinétique de l'épaule permet l'étude de la force musculaire, de la balance agoniste/antagoniste, de la balance concentrique/excentrique, de l'influence d'une pathologie, et/ou de l'influence de la pratique sportive.

Ces évaluations isocinétiques au niveau de l'épaule sont récentes et les modalités de procédure encore mal définies. En effet, l'épaule est un complexe articulaire avec 3 articulations vraies et 2 plans de glissement, donnant 3 degrés de liberté. Ainsi, il existe de nombreuses possibilités d'évaluation en fonction de la position, du plan de mouvement et de l'axe de rotation utilisé. Cette diversité peut être source d'erreurs dans l'installation et dans l'analyse des résultats, par un manque de reproductibilité. Les muscles rotateurs médiaux et rotateurs latéraux sont les plus étudiés actuellement.

L'objectif de cette communication a donc été de discuter, d'après les travaux de la littérature, de la position à utiliser pour l'évaluation isocinétique des muscles rotateurs l'épaule, afin d'essayer de réaliser une proposition méthodologique.

## 2. Synthèse des faits

Concernant les possibilités d'évaluation des muscles rotateurs, vont intervenir : la position du sujet, l'axe du mouvement, et le plan du mouvement. A ce jour, il n'existe pas de position de référence ; or c'est une notion indispensable pour que les évaluations puissent être reproductibles et comparables. La position utilisée se doit d'être proche de la fonction tout en isolant les muscles à évaluer : position fonctionnelle pour sport (proche du geste sportif) et position analytique pour pathologie [2]. L'installation doit être confortable (coussin, attention aux points d'appui, diminuer la douleur, poignées...), reproductible (mémorisation de la position, correction de gravité...), sécurisante (sangles, amplitudes actives, excentrique...) [1,2,3].

Les deux positions les plus utilisées actuellement pour l'évaluation des muscles rotateurs de l'épaule sont décrites ci-dessous :

### 2.1. Le sujet en décubitus dorsal

Le sujet en décubitus dorsal, le bras à 90° d'abduction dans le plan frontal [2-4]. Les avantages sont la diminution de l'effet pesanteur, donc une augmentation de la force des rotateurs externes et une reproductibilité satisfaisante, une meilleure stabilisation du tronc et une limitation des compensations, une position proche de celle des sports d'armes ou de

frappe de balle. Les inconvénients sont une mise en tension des structures capsulo-ligamentaires et des risques de conflit sous acromial pouvant être source de douleur ou d'appréhension [1-4].

### 2.2. *La position de Davies*

La position de Davies modifiée [1-4], le sujet est assis, bras en abduction entre 25° et 45°, dans le plan de la scapula. Les avantages sont une plus grande rigueur d'installation, une diminution des compensations par les sangles, une limitation des risques de conflit sous acromial et de douleur. De plus, elle est plus fonctionnelle et moins traumatisante car les mouvements sont réalisés dans le plan de la scapula. Les muscles sont en course moyenne, la relation tension-longueur est optimale, il y a une détente des structures passives tendino-capsulo-ligamentaires. Cette position favorise les rotateurs internes, par la gravité et le côté fonctionnel. Les inconvénients sont une restriction de l'amplitude de rotation interne, une difficulté pour le sujet à amener le bras en rotation externe. La reproductibilité est discutée, mais globalement satisfaisante si la position est rigoureusement reproduite [1-4].

Les autres positions d'évaluation sont rarement utilisées.

### 2.3. *Le sujet en décubitus dorsal, le bras à 45°*

Le sujet en décubitus dorsal, le bras à 45° d'abduction dans le plan frontal [4]. Cette position est utilisée quand la position en décubitus dorsal à 90° d'abduction entraîne des douleurs ou des appréhensions. Elle permet une réduction de la sensation de gêne supérieure et de l'appréhension à l'instabilité, avec une augmentation du confort du sujet, en conservant une bonne reproductibilité des rotateurs externes [4].

### 2.4. *Le sujet debout ou assis, le bras à 90°*

Le sujet debout ou assis, le bras à 90° d'abduction [1,2]. Cette position est peu utilisée. Les inconvénients sont une absence d'élimination de l'effet pesant, l'existence de nombreuses compensations, sans élimination des conflits [1,2].

### 2.5. *Le sujet debout, le coude au corps fléchi à 90°*

Le sujet debout, le coude au corps fléchi à 90° [1,2]. Les avantages sont l'élimination de l'effet pesant, la diminution de l'appréhension du sujet, la diminution des conflits du supra-épineux. Les inconvénients sont un faible débattement articulaire, des compensations importantes par la nécessité d'un travail de gainage lombo-pelvien car le tronc n'est pas maintenu [1,2].

L'axe du mouvement invariable durant le mouvement est garant d'une évaluation fiable. Pour les mouvements de rotation, un meilleur alignement axial est réalisé quand la direction de l'axe est confondue avec le bras du sujet [3]. Le plan de mouvement va être fonction des

constructeurs et des objectifs. Le plan de la scapula permet une meilleure congruence gléno-humérale, avec moins de compensation et un confort de travail amélioré. La stabilisation est importante pour un bon alignement de l'axe articulaire et pour un développement de force maximale [2,3].

### 3. Conclusion

L'évaluation isocinétique de l'épaule, pour être fiable, nécessite une grande rigueur méthodologique et une honnêteté scientifique. Elle permet une quantification précise de la force musculaire en fonction de l'angle et de la vitesse, avec une variété de positions ou de modes de contraction, adaptés à la pratique ou la pathologie.

Pour l'évaluation des muscles rotateurs, actuellement il est conseillé d'utiliser : la position de Davies modifiée dans les contextes pathologiques, et la position en décubitus dorsal avec une abduction de 90° de l'épaule chez les sportifs d'armer. Si la méthodologie est rigoureuse, l'évaluation isocinétique est valide et fiable au niveau de la reproductibilité des mesures (niveau de preuve III). Cela nécessite donc l'instauration de protocoles précis, à adapter si besoin en fonction des pathologies et/ou de l'activité physique. Il convient de rester prudent dans l'interprétation des petites variations (<15%).

### Références

- [1] Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Herisson C. [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results]. *Ann Readapt Med Phys* 2005; 48: 80-92.
- [2] Davies G. Microtraumatic Shoulder Injuries. In: *A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation technique*. 4th Edition S & S Publishers Onalaska; 1992. p. 387-432.
- [3] Dvir Z. Isokinetics of the shoulder muscles. In: *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. Ed. Churchill Livingstone; 2004. p. 213-233.
- [4] Forthomme B. *Exploration musculaire isocinétique de l'épaule* [Thèse]. Liège : Université de Liège; 2005.



ETUDE 2

**Reliability of Isokinetic Assessment of Shoulder Internal and External Rotators Strength: A Systematic Review of the Effect of the Position** (Reproductibilité de l'évaluation isocinétique de la force des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule : Revue systématique de la littérature sur l'effet de la position)

**Pascal Edouard**, Pierre Samozino, Marc Julia, Sophie Gleizes Cervera, William Vanbiervliet, Vincent Gremeaux

Journal of Sport Rehabilitation, Sous presse (accepté le 27 juin 2010)

**Résumé**

*Contexte : Beaucoup de positions d'évaluation de la force musculaire isocinétique des rotateurs médiaux (RM) et rotateurs latéraux (RL) de l'épaule sont utilisées en pratique clinique. Ces différentes positions incluent la position du sujet (assis, debout ou couché) ou la position de l'épaule (dans le plan frontal ou de la scapula, avec 45° ou 90° d'abduction de l'épaule).*

*Objectif : Réaliser une revue systématique de la littérature pour déterminer l'influence de la position sur la reproductibilité inter-session de l'évaluation de la force isocinétique des RM et RL, pour identifier la position et les variables les plus reproductibles.*

*Méthodologie : Une revue systématique de la littérature sur les bases de données Medline et Pascal Biomed a été effectuée en octobre 2009. Les critères d'inclusion nécessitaient que les études (1) soient écrites en anglais et/ou français, (2) décrivent les méthodologies d'évaluation isocinétique, et (3) décrivent les analyses statistiques.*

*Résultats : Seize études ont rempli ces critères et ont été incluses. La reproductibilité relative des moments de force maximum des rotateurs médiaux et latéraux en fonction de la position, exprimée par le coefficient de corrélation intraclasse, était : de 0,44 à 0,98 pour la position assise avec 45° d'abduction de l'épaule (8 études de qualité méthodologique correcte à haute), de 0,09 à 0,77 pour la position assise avec 90° d'abduction de l'épaule (1 étude), de 0,86 à 0,99 (coefficient de variation de 7,5 à 29,8 %) pour la position en décubitus dorsal avec 90° d'abduction de l'épaule (3 études de qualité méthodologique faible à correcte), de 0,82 à 0,84 pour la position en décubitus dorsal avec 45° d'abduction de l'épaule (2 études de qualité méthodologique faible), et de 0,75 à 0,94 pour la position debout (1 étude). La reproductibilité des ratios RL/RM était faible pour toutes les positions.*

*Conclusions : La position assise avec 45° d'abduction de l'épaule dans le plan de la scapula semblait être la position la plus reproductible pour l'évaluation des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule. La position debout, ou les postures avec 90° d'abduction de l'épaule ou dans le plan frontal, doivent être utilisées avec précaution compte tenu de leur faible reproductibilité. Concernant les variables isocinétiques, la reproductibilité du moment de force maximum était généralement bonne, mais celle des ratios RL/RM était faible.*

### **Abstract**

*Context: Isokinetic assessment of shoulder internal (IR) and external rotator strength (ER) is commonly used with many different testing positions including the subject's posture (sitting, standing or supine) and shoulder posture (frontal or scapular plane with 45° or 90° of abduction).*

*Objective: To conduct a systematic review to determine the influence of position on the intersession reliability of the assessment of IR and ER isokinetic strength, to identify the most reliable position, and to determine which isokinetic variable appears to be most stable in intersession reliability.*

*Evidence acquisition: A systematic literature search through Medline and Pascal Biomed databases was performed in October 2009. Criteria for inclusion required that studies (1) were written in English and/or French, (2) described the isokinetic evaluation methods, and (3) described statistical analysis.*

*Evidence synthesis: Sixteen studies meeting the inclusion criteria were included. Variable reliability of ER and IR peak torque (PT) were generally reported for all assessment positions; Intraclass Correlation Coefficients (ICC) were 0.44-0.98 in the seated position with 45° of shoulder abduction, 0.09-0.77 in the seated position with 90° of shoulder abduction, 0.86-0.99 (coefficient of variation: 7.5-29.8%) in the supine position with 90° of shoulder abduction, 0.82-0.84 in the supine position with 45° of shoulder abduction, and 0.75-0.94 in the standing position. The reliability of the ER/IR ratio was low for all assessment positions.*

*Conclusions: The seated position with 45° of shoulder abduction in the scapular plane seemed to be the most reliable position for IR and ER strength assessment. The standing position or a shoulder posture with 90° of shoulder abduction or in the frontal plane must be used with caution given the low reliability for peak torque. Good reliability of ER and IR PT was generally reported. However, reliability of the ER/IR ratio was low.*

## Context

Imbalance in muscle strength between the internal (IR) and external rotator (ER) muscles of the shoulder has often been evoked as one of the factors responsible for musculoskeletal dysfunctions of the shoulder.<sup>1-6</sup> Indeed, many authors<sup>1,7,8</sup> have suggested that modifications in the ER/IR ratio (ranging from 0.60 to 0.80 for healthy subjects<sup>1,3,6,7,9-11</sup>) could lead to shoulder musculoskeletal dysfunctions. Today, isokinetic strength evaluation of the shoulder is often used by clinicians to objectively assess muscle performance.<sup>2,3</sup> It can help to determine a functional strength profile in orthopaedic patients and sportsmen and women suffering from shoulder disorders (rotator cuff overuse, anterior instability, recovery after surgery or a peripheral neurological pathology), or to assess functional dynamic stability and muscular performance of shoulder musculature in overhead athletes.<sup>2,3,10</sup> Thus, isokinetic evaluation of IR and ER muscle strength is currently used to guide diagnosis, therapy and rehabilitation.<sup>2,3,5,6</sup> Concentric and eccentric contraction modes are evaluated,<sup>12,13</sup> in association with the ER/IR ratio, which describes the strength characteristics of the muscles at the shoulder joint.<sup>3,5,6</sup>

Like any assessment methodology, the isokinetic measurement process must be valid and reliable in order to be meaningful and interpretable.<sup>6,14-17</sup> The more reliable the measurement the higher the probability of adequate sensitivity to track small but clinically important changes.<sup>18</sup> Many studies indicate that the technical accuracy and reliability of the isokinetic instrumentation are very high in measuring torque, work and power on many joints, such as the knee and trunk.<sup>5,6,19</sup> However, given the kinematics of the shoulder joint and its relatively extensive mobility, questions have been raised about the reliability of isokinetic assessment.<sup>15,20</sup> Although it is influenced by many factors (mechanical aspects, subjects, joints and testing protocols),<sup>19,21</sup> the assessment position, including the position of the shoulder (shoulder posture<sup>21-23</sup> and joint axis alignment<sup>16</sup>) and the position of the body (sitting, supine or standing, and stabilization), appear to be determinant factors.<sup>21-24</sup> The reliability of ER and IR muscle measurements is a controversial issue due to differences in the methodological aspects and design of studies.<sup>6,20,21,25,26</sup> One of these methodological points is the position used during tests, including the subject's posture (sitting, standing or supine) and the shoulder posture (in the frontal or scapular plane with 0°, 45° or 90° of shoulder abduction) which together determine the alignment of the joint axis.<sup>5,6,24</sup> The influence of the position on measurement reliability is not known.<sup>27</sup> A second methodological point is the mode of contraction (concentric and eccentric) used during tests, and the parameter used to assess IR and ER strength (peak torque or ER/IR ratios).

**Objective**

The purpose of this systematic review was to answer the following clinical questions: (1) Does position affect the intersession reliability of isokinetic assessment of shoulder internal and external rotator strength? (2) Which position is considered the most reliable? Which isokinetic variable, muscular contraction mode (concentric/eccentric) and parameter used (peak torque/ratios), appears to be most stable in intersession reliability?

**Evidence Acquisition**

Reliability, defined as « the consistency of a measurement when all conditions are thought to be held constant », is a prerequisite for interpretation of results obtained during the assessment of muscle performance.<sup>28</sup> In clinical practice, the reliability is interesting to interpret a single measurement or a change in a measurement of one patient.<sup>17</sup> To determine whether differences between two strength measurements come from modifications in strength rather than errors in measurements, reliability must be good or excellent.<sup>6,14,16,17</sup>

**Study Search and Selection**

A systematic search of the literature for studies dealing with the intersession reliability of isokinetic assessment of the shoulder internal and external rotator strength was performed through Medline (from 1966 to October 2009) and Pascal Biomed (from 1987 to October 2009) databases. We used the following keywords: *test-retest*, *reliability*, *reproducibility*, *variability*, *isokinetic*, *shoulder*, *internal and external rotators*, *rotator muscles*, *strength*, *torque*, *position*, or *posture*, to identify all articles on the subject. These keywords were used separately and in combination. Only studies published in English and/or French, with an abstract, and dealing with human subjects were considered. Two independent readers assessed whether the article met the inclusion criteria from the title, keywords and abstract. Studies were included when the method employed was properly described, especially: population, number of subjects, dynamometer model, position of shoulder evaluation, test-retest procedure and interval between the two tests, and a statistical analysis suitable for reliability tests.<sup>6,14,17,29</sup> All types of statistical analysis were sought due to the paucity of studies dealing with the reliability of isokinetic assessments of rotational strength. Studies which focused on shoulder abduction/adduction and shoulder flexion/extension were excluded. Then, a second selection with the same inclusion criteria was performed from the analysis of the references in the already selected papers.

### **Assessment of Methodological Quality**

The methodological quality of each study was assessed independently by two investigators using the Quality Appraisal of Diagnostic Reliability (QAREL) Checklist.<sup>30</sup> QAREL has been developed as a specific quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability.<sup>30</sup> Using the standard of van Trijffel et al,<sup>31</sup> studies were considered to be of high quality if they received scores of “yes” on at least 50% of the items. Two researchers rated all studies independently. In the event of a conflict, a third party was consulted to determine the score. All of the studies were sought due to the paucity of studies dealing with the reliability of isokinetic assessment of rotational strength. To help for the assessment of methodological quality, for each selected study, the method description was recorded: the number of subjects, the model of isokinetic dynamometer, the position used for shoulder evaluation, the tests used for statistical analyses and reliability results.

### **Position used for Shoulder Evaluation**

The testing position included the subjects' posture (sitting, standing or supine) and the shoulder posture (in the frontal or scapular plane with 0°, 45° or 90° of shoulder abduction) which together determine the alignment of the joint axis.<sup>5,6,24</sup>

In the seated position,<sup>2,15,32</sup> the subject was seated on the dynamometer with a 90° angle between the trunk and thighs. Depending on the methodological procedure, the trunk and legs were either strapped or not strapped. The position and inclination of the dynamometer determined the plane of the scapula and the shoulder abduction angle.

In the supine position,<sup>20,26</sup> the subject was supine on a table next to the dynamometer, and depending on the methodological procedure, the trunk and legs were either strapped or not strapped. The position and inclination of the dynamometer determined the plane of the scapula and the shoulder abduction angle.

In the standing position,<sup>33,34</sup> the subject was standing next to the dynamometer, without straps. The positioning in the plane of the scapula and the frontal planes depended on the position of the feet. To always have the same position, feet positions were marked. The dynamometer was tilted to 45° or 90° for assessments at 45° or 0° of shoulder abduction, respectively.

### **Statistical Analysis of Reliability**

Reliability, defined as « the consistency of a measurement when all conditions are thought to be held constant », is a prerequisite for interpretation of results obtained during the assessment of muscle performance.<sup>28</sup> Good or excellent test-retest reliability means that measurement results of two different sessions are the same when no differences in muscle strength are expected.<sup>14,27,32</sup> Better reliability implies better precision of single measurements and better

tracking of changes in measurements in research or practical settings.<sup>14,17</sup> A variety of statistical techniques have been used to determine the reliability of measurements.<sup>6,14,35</sup> Reliability indices have been divided into *relative* and *absolute* indices.<sup>6</sup> Relative reliability,<sup>6,14</sup> also called retest correlation,<sup>17</sup> is the degree to which individuals maintain their position in a sample with repeated measurements, and is normally associated with the use of Pearson correlation coefficients (PCC) and Intraclass Correlation Coefficients (ICC).<sup>6,14</sup> They are proportional indices of reliability in which the error variance is weighed against the between-subject variance. However, unless the range of raw scores and their variances are outlined, their clinical significance is limited.<sup>6</sup> In others words, they are guides to help interpret the stability of the data and hence to indicate whether a true change has taken place.<sup>6</sup> We considered an ICC over 0.90 as high, between 0.80 and 0.90 as moderate and below 0.80 as low.<sup>18,36</sup> Absolute reliability,<sup>6,14</sup> also corresponding to within-subject variation,<sup>17</sup> is relevant for clinical use to determine variations in individual performance. The indices used for absolute reliability are expressed in the units of the actual measurement (e.g. the standard error of measurement (SEM), or typical error) or as a proportion of the measured values (e.g. the coefficient of variation, CV)<sup>6,14,17</sup> It affects the precision of estimates of change in the variable of an experimental study.<sup>17</sup> Thus, in order to quantify reliability accurately, studies have to provide both relative and absolute indices.

### **Data Extraction**

Results for reliability (relative and absolute) were recorded for each study. To compare all studies, the ICC or the SEM were calculated for each study, as recommended, by the following equations:<sup>17</sup>  $SEM = SD \times \sqrt{(1-ICC)}$ ;  $ICC = 1 - (SEM/SD)^2$ , when data used in the two equations above were available.

### **Levels of Evidence and Strength of Recommendation**

The Oxford Centre for Evidence-based Medicine Levels of Evidence taxonomy, developed by Phillips et al,<sup>37</sup> was used as to characterize the quality, quantity, and consistency of the included studies. The level of evidence for the included studies and strength of recommendation for the use of each position for the isokinetic assessment of shoulder internal and external rotator strength was determined using these algorithms.

### **Synthesis of Evidence**

#### **Study Selection**

The search strategy retrieved 46 studies, from which 16 studies were finally retained with our inclusion criteria. These different studies dealing with the reliability of isokinetic assessment

of the shoulder internal and external rotator strength are reported in Table 1.

### **Homogeneity**

All populations of the included studies were similar at baseline. Healthy subjects were evaluated with a similar mean age ranging from 20 to 30 years. Only three studies<sup>2,32,35</sup> reported results in subjects of more than 45 years, while two studies<sup>32,38</sup> evaluated reliability in pathological subjects.

The design of the studies was similar. The test-retest procedures were similar: 2 repetitions at intervals of 2-7 days. Angular velocities were similar with high and low speed. However, different models of dynamometer were used.

The characteristics of the individual studies are reported in Table 1.

### **Methodological Quality of the Studies**

Each investigator independently scored the remaining studies utilizing Quality Appraisal of Diagnostic Reliability (QAREL) Checklist.<sup>30</sup> There was total agreement for QAREL scores of all reviewed studies. The overall quality of the included studies was poor; with only one<sup>38</sup> of the 16 studies meeting our criteria for high quality studies, and 6<sup>2,15,21,32,35,39</sup> of the 16 studies received 5 scores of “yes”. The highest QAREL rating was 6/11 and with an average of  $4.2 \pm 1$  (range from 2 to 6) among the included studies. Numbers and methodological quality of studies dealing with supine and standing positions were poor; 6 studies<sup>11,20,26,33,34,40</sup> for three positions, with QAREL scores from 2 to 4. Individual QAREL scores for each included study are reported in Table 2.

All 16 studies reported the number of subjects, the model of isokinetic dynamometer, and the tests used for statistical analysis and the reliability results. Three studies<sup>20,21,27</sup> did not report the plane of the shoulder position. Seven studies<sup>2,15,21,27,32,35,38</sup> reported both relative and absolute indices of reliability, but seven studies<sup>11,25,33,34,39-41</sup> reported only relative indices. Although the methodological quality of the included studies was poor, their methodological quality seemed to be sufficient to perform systematic review.

### **Data Synthesis**

The reliability of isokinetic evaluation of peak torque in shoulder internal and external rotators and the ratio according to the shoulder position is reported in Table 3. Two studies<sup>20,26</sup> reported only absolute indices (CV); means and SD were not available, so relative indices (ICC) could not be calculated.

### ***Influence of position on reliability***

Eight studies<sup>2,15,25-27,32,35,38,39</sup> reported low to high reliability in the seated position in the scapular plane with 45° of shoulder abduction. The ICC ranged from 0.44 to 0.98 for IR and



ER peak torque. One study<sup>21</sup> reported low reliability in the seated position with 90° of shoulder abduction (ICC were 0.09 to 0.77).

Three studies<sup>20,26,40</sup> reported moderate to high reliability in the supine position with 90° of shoulder abduction: ICC were 0.86 to 0.99 for IR and ER peak torque, and CV were 7.5 to 29.8% for IR and ER peak torque.

Two studies<sup>11,26</sup> reported moderate to high reliability in the supine position with 45° of shoulder abduction. ICC were 0.82 to 0.84, and CV were 7.1 to 8.2% for IR and ER peak torque.

Two studies<sup>33,34</sup> reported moderate to high reliability of IR and ER peak torque in the standing position (ICC from 0.75 to 0.94).

***Reliability of the isokinetic variables (contraction mode, and use of peak torque or ratios)***

For concentric IR peak torque (PT), low to high reliability was reported (ICC were 0.53 to 0.98). Low to high reliability was reported for ER concentric PT (ICC were 0.62 to 0.97). Low to high reliability was reported for IR eccentric PT (ICC were 0.70 to 0.96). Low to high reliability was reported for ER eccentric PT (ICC were 0.09 to 0.97).

For the concentric ER/IR ratio, the ICC was 0.24 to 0.84.

**Levels of Evidence and Strength of Recommendations**

A summarization of evidence of these lower quality studies is limited to level 3-b and 4 Evidence. The Strength of Recommendation for the use of each position for the isokinetic assessment of shoulder internal and external rotator strength was grade B. We based this recommendation on the poor methodological quality of the included studies.

**Discussion**

The evidence is unclear as to whether intersession reliability is dependent on test position; according to the positions and the modes of contraction used, low to excellent reliability were reported (ICC from 0.09 to 0.99). However, from the studies included, it does appear that position may be a factor affecting the reliability of isokinetic assessment of shoulder internal and external rotator strength, and some positions seem to be the most reliable position. Indeed, the seated position with 45° of shoulder abduction in the scapular plane seems to be the best, and the reliability has been the most studied in correct methodological quality studies.<sup>2,5,15,25,27</sup> This position has many advantages,<sup>5,6,24</sup>: it is more physiological, safe, and comfortable; it elicits optimal torque, and showed good to excellent reliability for ER and IR peak torque. A shoulder posture with 90° of shoulder abduction and in the frontal plane generated low reliability,<sup>20,21,33</sup> and the standing position was not recommended.<sup>3,5,6</sup> The



supine position with 45° of shoulder abduction in the scapular plane could be a relevant position in clinical practice. However, only two studies, with poor methodological quality, have reported results on its reliability.<sup>11,26</sup>

### ***Influence of position on reliability***

The low reliability of some isokinetic measurements of shoulder strength could be due to the difficulty to control the various degrees of freedom of this joint.<sup>20,38</sup> In isokinetic dynamometry the axis of the joint has to be aligned with the axis of the dynamometer. Although the axis of the glenohumeral joint moves about 8 cm in flexion/extension and abduction/adduction movements,<sup>43</sup> there is no displacement of the joint axis in the external/internal rotational movement.<sup>27</sup> Isokinetic measurements of the shoulder joint are done in several different positions (e.g. sitting, standing, supine) and with different angles of abduction and flexion of the shoulder.<sup>6,22,24</sup> Although isokinetic strength was different according to positions,<sup>22</sup> the influence of the position used on the reliability of the measurements and the most reliable position are not known.<sup>27</sup> Only two studies compared the influence of position on reliability.<sup>26,33</sup> Forthomme et al.<sup>26</sup> reported lower reliability of ER peak torque in the seated position than in the supine position. Greenfield et al.<sup>33</sup> reported higher reliability for isokinetic evaluation of shoulder strength in the scapular plane than in the frontal plane.

The angle of shoulder abduction could also have an influence on reliability. Indeed, low reliability was reported in studies using shoulder posture with 90° of shoulder abduction.<sup>20,21</sup> Mayer et al.<sup>20</sup> and Kimura et al.<sup>21</sup> also reported low reliability in this position: variability ranging from 16.5 to 29.8% and ICC from 0.09 to 0.89. Mayer et al.<sup>20</sup> suggested that more physiological baseline positions, for example 45° abduction in a seated posture, might permit more stable measurements of shoulder rotation. Indeed, several authors<sup>2,5,15,25,27</sup> reported good reliability with shoulder assessment in the seated position with 45° of shoulder abduction. This position may be of particular clinical importance for older individuals who may have difficulty achieving 90° shoulder flexion or abduction and for patients who have pain or apprehension in certain shoulder positions or arcs of movement.<sup>15,27,32,42</sup>

According to several authors, isokinetic shoulder evaluation in the scapular plane, that is with an orientation of the shoulder joint at 30-45° anterior to the frontal plane,<sup>35</sup> is a more natural and functional movement, as opposed to movements in the sagittal or frontal plane.<sup>2,11,33,38,40</sup> Greenfield et al.<sup>33</sup> advocated its superior reliability compared to the frontal plane (ICC: 0.92 vs. 0.92 for IR peak torque, and 0.94 vs. 0.81 for ER peak torque). The biomechanically advantageous scapular plane position allows higher performance functional movements, and

may provide the patient with maximal safety and comfort of testing.<sup>35,38</sup> Glenohumeral movements performed in the scapular plane afford more stability because of the greater congruity of joint surfaces.<sup>40</sup> Additionally, the joint is in a more neutral position, thus relaxing the capsular structures, providing the optimum length-tension relationship for the arm elevators, and placing the musculature in a more advantageous position.<sup>42</sup> Thus, these results suggest that the scapular plane may be a more desirable position for the assessment and rehabilitation of shoulder rotator musculature.<sup>33</sup>

Concerning the subject's position, despite the large number of studies on athletes or pathological subjects using the supine position,<sup>22,23,44</sup> few studies<sup>20,26</sup> have reported results on reliability. Forthomme et al.<sup>26</sup> reported higher reliability in the supine position with 90° or 45° of shoulder abduction (CV: 7.1 to 12.1%) than in the seated position (CV: 9.5 to 19.1%). They suggested that stabilization of the trunk and especially the scapula were greater in the supine position. This could limit compensations and improve the reliability of the assessment.<sup>26</sup> However, low reliability in the seated position was reported only for ER peak torque (CV of ER peak torque: 16.6 to 19.1%; and CV of IR peak torque: 9.5 to 9.8%). Only absolute indices of reliability (coefficient of variation) were reported, which made it difficult to compare the reliability of the two positions. Peak torque values were calculated without correction for gravity, which seems to be important in the isokinetic evaluation of shoulder strength.<sup>16,45</sup> Finally, methodological quality of this study appears poor according to the QAREL checklist. There were only two studies concerning the standing position.<sup>33,34</sup> Despite the good reliability reported, this position was abandoned because of the many compensations.<sup>3,5,6</sup>

### ***Reliability of isokinetic parameters***

The reported reliability of concentric PT was higher than that of eccentric PT. The technical difficulty of the eccentric contraction mode and patient anxiety could explain these results.<sup>3,5,6</sup> The concentric ER/IR ratio is often used to define muscular imbalance in the shoulder.<sup>2,3</sup> Kramer and Ng<sup>35</sup> suggested that if muscle balance ratios, like the concentric ER/IR ratio, are to be used as a basis for clinical decisions, knowledge of reliability of the relevant ratios would allow the clinician to better assess the degree of confidence to place in these scores. Only four studies<sup>2,25,26,35</sup> that estimated the reliability of concentric ER/IR ratios were found in the available literature. These studies showed low reliability for the concentric ER/IR ratio (ICC: 0.48 to 0.76;<sup>2,35</sup> PCC: 0.24 to 0.84;<sup>25</sup> SEM: 13 to 27%;<sup>2,35</sup> CV%: 7.5 to 12.9%<sup>26</sup>). Only Dauty et al.<sup>2</sup> reported results about the reliability of ER(eccentric)/IR(concentric) with an ICC between 0.55 and 0.83. They suggested that shoulder strength assessments were more reliable

when based on measurements of peak torque (Nm) than when based on concentric ER/IR ratios (%).<sup>2,25,35</sup> This may be partially attributable to the fact that the ratio is composed of two measurements, each of which may vary in two directions with repeated testing or not change at all.<sup>35</sup> The low reliability could be attributed to accumulated errors in the measurement process, especially when used without correction for gravity.<sup>2,16,45</sup> Because ratio data were characterized by lower reliability coefficients and greater variation with repeated testing, Kramer and Ng<sup>35</sup> and Dauty et al.<sup>2</sup> suggested that caution is necessary when using ratio data as the basis for individual patient-related decisions.

### ***Clinical practical implications of reliability of isokinetic shoulder rotator strength assessment***

Isokinetic evaluation of IR and ER muscle strength can help to determine a functional strength profile in patients suffering from shoulder disorders (rotator cuff overuse, anterior instability, recovery after surgery or a peripheral neurological pathology),<sup>2,3,10</sup> to guide diagnosis, therapy and rehabilitation,<sup>2,3,5,6</sup> Modifications in this strength balance and in the ER/IR ratio could lead to shoulder musculoskeletal dysfunctions. For the healthy nonathlete, any modification in this ER/IR ratio (ranging from 0.60 to 0.80<sup>1,3,6,7,9-11</sup>) considered to be an indication of impingement or instability pathology.<sup>1,7,8</sup> However, intragroup variability seems to be higher than intergroup variability. Indeed, onto one group of subjects with identical sports or pathological solicitations on the shoulder muscle, interindividual variability of ER/IR ratio is important compared to the variation of the ER/IR ratio between different groups.<sup>10</sup> The low reliability of the ER/IR ratio could explain this results. The knowledge of isokinetic assessment reliability helps in the potential diagnostic to determine which value appears pathological value. Thus, in clinical practice, to interpret a single measurement or to detect a real change between two measurements of one patient in IR and ER peak torque and ER/IR ratio, the standard error of measurement (SEM) is more interesting and meaningful. For a single measurement, the SEM “is the typical amount by which any single observed value is different from the true value”.<sup>17</sup> For a change between two measurements, the change in the parameter value should be compared with the SEM according to the smallest clinically important change (the smallest "signal"), to determine if the observed change is true.<sup>17</sup>

### **Recommendations for Future Research**

This systematic review found that the seated with 45° of shoulder abduction in the scapular plane provided high reliability for IR and ER strength assessment. The supine position with

45° of shoulder abduction in the scapular plane could be relevant, however few results on its reliability are available. Thus, a study comparing the reliability of these two positions should be conducted to identify which of them is the most reliable. This study should include approximately 50 participants and at least 3 trials, using absolute and relative indices of reliability, to achieve reasonable precision in the evaluation of reliability.<sup>17</sup> Methodological quality of future research could be improved including details concerning the blinding of examiners related to measurements and reliability.

Although the reliability of isokinetic instruments is generally good for shoulder testing,<sup>5,6,15</sup> our review found that the testing position including the posture of subjects,<sup>22,23</sup> joint axis alignment,<sup>16</sup> and stabilization, must be considered to ensure reliable results when testing muscular performance.<sup>19,21</sup> Other factors should be taken into account in future studies, namely mechanical reliability, calibration of the dynamometer, testing procedures (including subject familiarization, subject set-up, warm-up, angular velocities,<sup>41</sup> gravity correction,<sup>45</sup> training effects<sup>19</sup>), influence of the subject on reliability, especially concerning subject motivation,<sup>19</sup> influence of the body region (in general, motions of easily isolated joints, such as the knee, tend to provide better reliability coefficients than do joints that allow involvement of accessory muscle groups, such as those around the shoulder).

The reliability of the ER/IR ratio is low for all positions of assessment. The reliability of bilateral ratios (dominant/non-dominant ratios) used in clinical practice is currently not known. Further studies are also needed to determine the reliability of concentric ER/IR ratios with absolute and relative indices on larger homogenous populations including pathological populations, to understand why the reliability of the ER/IR ratio is low, and to identify positions or protocols to improve the reliability of ratios.

## Conclusions

This review found variable reliability of ER and IR peak torque according to the subject's position, shoulder posture and the contraction mode. The standing position or shoulder posture with 90° of shoulder abduction or in the frontal plane have to be used with caution given the low reliability for peak torque. The supine position could be relevant for the higher stabilization of the scapula. Shoulder position in the scapular plane seems to be more physiological and gives good reliability. The seated position with 45° of shoulder abduction in the scapular plane showed good to excellent reliability to assess IR and ER peak torque. However, even though this position appears to be safer for patients, caution is necessary when using ER/IR ratio data as the basis for individual patient-related decisions.

### Practical Recommendations

In clinical practice, knowledge about reliability is essential to detect any significant change in strength due to pathologies or rehabilitation programs.

The seated position with 45° of shoulder abduction in the scapular plane seemed to be the most reliable position for IR and ER strength assessment.

The reported reliability of ER and IR PT was generally good. However, the reliability of the ER/IR ratio is low.

### References

- 1 Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, et al. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am J Sports Med.* 1990;18:366-375.
- 2 Dauty M, Delbrouck C, Huguet D, et al. Reproducibility of concentric and eccentric isokinetic strength of the shoulder rotators in normal subjects 40 to 55 years old. *Isokinet Exerc Sci.* 2003;11:95-100.
- 3 Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Herisson C. [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results]. *Ann Readapt Med Phys.* 2005;48:80-92.
- 4 Chandler TJ, Kibler WB, Stracener EC, et al. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *Am J Sports Med.* 1992;20:455-458.
- 5 Davies G. *A Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques.* 4th Edition ed. Onalaska, Wisconsin, USA: S & S Publishers; 1992.
- 6 Dvir Z. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications.* 2nd edition ed. Tel-Aviv Univ., Israel.; 2004.
- 7 Codine P, Bernard PL, Pocholle M, et al. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29:1400-1405.
- 8 Wilk KE, Andrews JR, Arrigo CA, et al. The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1993;21:61-66.
- 9 Ivey FM, Jr., Calhoun JH, Rusche K, Bierschenk J. Isokinetic testing of shoulder strength: normal values. *Arch Phys Med Rehabil.* 1985;66:384-386.
- 10 Edouard P, Frize N, Calmels P, et al. Influence of rugby practice on shoulder internal and external rotators strength. *Int J Sports Med.* 2009. 2009;30:863-867.

- 11 Kuhlman JR, Iannotti JP, Kelly MJ, et al. Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74:1320-1333.
- 12 Sirota SC, Malanga GA, Eischen JJ, Laskowski ER. An eccentric- and concentric-strength profile of shoulder external and internal rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1997;25:59-64.
- 13 Mikesky AE, Edwards JE, Wigglesworth JK, Kunkel S. Eccentric and concentric strength of the shoulder and arm musculature in collegiate baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1995;23:638-642.
- 14 Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 1998;26:217-238.
- 15 Plotnikoff NA, MacIntyre DL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin J Sport Med.* 2002;12:367-372.
- 16 Rothstein JM, Lamb RL, Mayhew TP. Clinical uses of isokinetic measurements. Critical issues. *Phys Ther.* 1987;67:1840-1844.
- 17 Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.* 2000;30:1-15.
- 18 Impellizzeri FM, Bizzini M, Rampinini E, et al. Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex NORM dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2008;28:113-119.
- 19 Chan KM, Maffulli N, Korkia P, Li RCT. Principles and Practice of Isokinetics in Sports Medicine and Rehabilitation. *Hong Kong: Williams & Wilkins.* 1996:37.
- 20 Mayer F, Horstmann T, Kranenberg U, et al. Reproducibility of isokinetic peak torque and angle at peak torque in the shoulder joint. *Int J Sports Med.* 1994;15 Suppl 1:S26-31.
- 21 Kimura IF, Gulick DT, Alexander DM, Takao SH. Reliability of peak torque values for concentric and eccentric shoulder internal and external rotation on the biodex, kinetic communicator, and lido dynamometers. *Isokinet Exerc Sci.* 1996;6:95-99.
- 22 Soderberg GL, Blaschak MJ. Shoulder Internal and External Rotation Peak Torque Production through a Velocity Spectrum in Differing. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;8:518-524.
- 23 Walmsley RP, Szybbo C. A comparative study of the torque generated by the shoulder internal and external rotators in different positions and at varying speeds. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;9:217-222.

- 24 Edouard P, Calmels P, Degache F. [Proposition of the isokinetic assessment position of the rotators muscle shoulder]. *Sci Sports*. 2009;24:207-209.
- 25 Codine P, Bernard PL, Sablayrolles P, Herisson C. Reproducibility of isokinetic shoulder testing. *Isokinet Exerc Sci*. 2005;13:61-62.
- 26 Forthomme B, Maquet D, Crielaard J, Croisier J. Shoulder isokinetic assessment: A critical analysis. *Isokinet Exerc Sci*. 2005;13:59-60.
- 27 Meeteren J, Roebroek ME, Stam HJ. Test-retest reliability in isokinetic muscle strength measurements of the shoulder. *J Rehabil Med*. 2002;34:91-95.
- 28 Rothstein JM, Mayhew TP. Measurement of muscle performance with instruments. In: Rothstein JM, ed. *Measurement in Physical Therapy*; 1985:57-102.
- 29 Walmsley RP, Amell TK. The application and interpretation of intraclass correlations in the assessment of reliability in isokinetic dynamometry. *Isokinet Exerc Sci*. 1996;6:117-124.
- 30 Lucas NP, Macaskill P, Irwig L, Bogduk N. The development of a quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability (QAREL). *J Clin Epidemiol*.
- 31 van Trijffel E, Anderegg Q, Bossuyt PM, Lucas C. Inter-examiner reliability of passive assessment of intervertebral motion in the cervical and lumbar spine: a systematic review. *Man Ther*. 2005;10:256-269.
- 32 Anderson VB, Bialocerkowski AE, Bennell KL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotation strength in chronic rotator cuff pathology. *Phys Ther Sport*. 2006;7:115-121.
- 33 Greenfield BH, Donatelli R, Wooden MJ, Wilkes J. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane. *Am J Sports Med*. 1990;18:124-128.
- 34 Frisiello S, Gazaille A, O'Halloran J, et al. Test-retest reliability of eccentric peak torque values for shoulder medial and lateral rotation using the Biodex isokinetic dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1994;19:341-344.
- 35 Kramer JF, Ng LR. Static and dynamic strength of the shoulder rotators in healthy, 45- to 75-year-old men and women. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996;24:11-18.
- 36 Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*. 1979;86:420-428.
- 37 Philipps B, Ball C, Sackett D, et al. Oxford Centre for Evidence-based Medicine Levels of Evidence. *Available on-line*. 2009;Accessed January, 2010.
- 38 Malerba JL, Adam ML, Harris BA, Krebs DE. Reliability of dynamic and isometric



- testing of shoulder external and internal rotators. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;18:543-552.
- 39** Leggin BG, Neuman RM, Iannotti JP, et al. Intrarater and interrater reliability of three isometric dynamometers in assessing shoulder strength. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5:18-24.
- 40** Tis LL, Maxwell T. The effect of positioning on shoulder isokinetic measures in females. *Med Sci Sports Exerc.* 1996;28:1188-1192.
- 41** Hageman PA, Mason DK, Rydlund KW. Effects of position and speed on eccentric and concentric isokinetic testing of the shoulder rotators. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1989;11:64-69.
- 42** Ellenbecker TS, Davies GJ. The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *J Athl Train.* 2000;35:338-350.
- 43** Walmsley RP. Movemeny of the axis of rotation of the glenohumeral joint while working on the Cybex II dynamometer. Part II. Abduction/Adduction. *Isokinet Exerc Sci.* 1993;3:21-26.
- 44** Hinton RY. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength in high school baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1988;16:274-279.
- 45** Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinet Exerc Sci.* 2009;17:35-39.



**Table 1**  
**Studies dealing with the reliability of isokinetic shoulder internal and external rotators peak torque.**

Studies (year)	Population			Machine/ model	Position of shoulder evaluation			Angular velocities and contraction mode	Gravity corrected	Test-retest			Results				
	Number of subjects	Sex	Mean age (years)		Posture	Plane	Shoulder Abduction			Rep.	Interval (days)	Statistic tests used	IR Conc.	ER Conc.	Ratio ER/IR	IR Ecc.	ER Ecc.
Anderson et al. <sup>32</sup> (2006)	10	M & F	62.4	Kin-Com	seated	scapular plane	45°	60°/s Conc.	Yes	2	2	ICC	0.86- 0.96	0.75- 0.90			
												SEM (Nm)	1.4-3.3	2.0- 4.1			
Codine et al. <sup>25</sup> (2005)	22	M & F	31.6	Biodex	seated	scapular plane	45°	60°/s and 180°/s Conc.; and 30°/s Ecc.	NC	2	7	PCC	0.95- 0.98	0.83- 0.95	0.24- 0.84	0.94- 0.96	0.91- 0.92
												SEM (Nm)	2.3-3.1*	2.5- 5.1*	14-23 (%)*	4.1- 4.3*	5.3- 6.2*
Dauty et al. <sup>2</sup> (2003)	14	M & F	47.5	Cybex Norm	seated	scapular plane	45°	60°/s and 120°/s; Conc. and Ecc.	NC	2	26 ± 4	ICC	0.93- 0.98	0.91- 0.95	0.53- 0.76		0.94- 0.96
												SEM (Nm)	2.3-4.9*	1.7- 3.1*	6.5-8.5 (%)*		2.8- 3.2*
Forthomme et al. <sup>26</sup> (2005)	12	M	24.4	Cybex Norm	seated	scapular plane	45°	60 and 240 Conc.	No	2	10	CV (%)	9.5-9.8	16.6- 19.1	12.2- 12.9		
					supine	frontal plane	90°						10.5- 11.8	7.5- 8.9	7.5-7.8		
					supine	frontal plane	45°						7.9-8.2	7.1- 7.9	11.5- 12.1		
Frisiello et al. <sup>34</sup> (1994)	18	M & F	18.3	Biodex	standing	frontal plane	0°	90°/s and 120°/s Ecc.	NC	2	7	ICC				0.75- 0.83	0.78- 0.86
Greenfield et al. <sup>33</sup> (1990)	20	M & F	25.3	Merac	standing	scapular plane	45°	60°/s Conc.	No	2	7	PCC	0.92	0.94			
												SEM (Nm)	1.6*	0.7*			

					standing	frontal plane	45°					PCC	0.92	0.81			
												SEM (Nm)	1.4*	1.2*			
Hageman et al. <sup>41</sup> (1989) <sup>5</sup>	6	M & F	21-33	Kin-Com	seated	45° of flexion	0°	60°/s and 180°/s, Conc. and Ecc.	No	2	7	PCC	0.91-0.93	0.89-0.90	0.88-0.90	0.85-0.88	
					seated	frontal plane	45°						0.90-0.92	0.85-0.87	0.88-0.90	0.83-0.85	
Kimura et al. <sup>21</sup> (1996)	22	M	21.6	Biodex B-2000								ICC	0.75	0.71	0.44	0.76	
												SEM (Nm)	1.5*	1.5*	4.2*	1.5*	
				Kin-Com	seated	NC	90°	120°/s Conc. and Ecc	Yes	2	6	ICC	0.89	0.70	0.73	0.41	
												SEM (Nm)	3.1*	3.5*	4.0*	9.8*	
				Lido								ICC	0.53	0.67	0.39	0.09	
												SEM (Nm)	4.1*	2.6*	5.4*	7.8*	
Kramer and Ng <sup>35</sup> (1996)	40	M & F	58.5	Kin-Com	seated	scapular plane	45°	60°/s and 120°/s, Conc. and Ecc.	Yes	2	4 to 6	ICC	0.87-0.91	0.89-0.91	0.48-0.52	0.83-0.89	0.90-0.96
												SEM (Nm)	5.0-7.0	2.0-4.0	25-27%	6.0-7.0	4.0
Kuhlman et al. <sup>11</sup> (1992) <sup>5</sup>	21	M	24.0	Lido	supine	scapular plane	45°	90°/s and 210°/s Conc.	NC	2	2h or 7-10	ICC		0.82-0.83			
														0.83-0.84			
														SEM (Nm)		2.4-3.4*	
Leggin et al. <sup>39</sup> (1996)	17	M & F	30.5	Biodex	seated	scapular plane	45°	NC	NC	2	6	ICC <sup>f</sup>	0.93-0.98	0.96-0.97			
Malerba et al. <sup>38</sup> (1993)	24	M & F	31.8	Biodex MJ	seated	scapular plane	45°	60°/s and 120°/s Conc., and 60°/s Ecc.	No	2	7	ICC	0.79-0.95	0.62-0.76	0.70-0.90	0.44-0.68	
												SEM	1.1-4.6*	3.1-	3.0-	5.8-	

													(Nm)	4.8*	8.4*	10.8*	
Mayer et al. <sup>20</sup> (1994)	29	M & F	26.1	Lido	supine	NC	90°	60, 180, 240 and 300°/s Conc.; 60, 120, 180 and 240°/s Ecc.	NC	2	2	V (%)	19.0	16.5	29.8	29.0	
van Meeteren et al. <sup>27</sup> (2002)	20	M & F	29.5	Biodex MJ 2	seated	NC	21.5°	60°/s and 180°/s Conc.	Yes	2	14	ICC	0.81- 0.92	0.74- 0.81			
													SEM (Nm)	3.3-3.9*	2.1- 2.6*		
Plotnikoff et al. <sup>15</sup> (2002)	14	M & F	29.9	Kin-Com	seated	scapular plane	50°	30°/s Conc. and Ecc.	Yes	3	2 to 21	PCC	0.82- 0.95	0.90- 0.95	0.83- 0.94	0.85- 0.97	
													ICC	0.88- 0.90	0.90- 0.94	0.87- 0.91	0.89- 0.94
													SEM (Nm)	2.4-2.9	1.7- 2.1	3.1- 3.7	2.0- 2.6
Tis et al. <sup>40</sup> (1996) <sup>§</sup>	7	F	24.9	Cybex 6000	supine	scapular plane	90°	60 and 120 Conc.	NC	2	7	PCC	0.86-0.99				
														0.5-1.9*			

Rep., numbers of testing sessions; IR, internal rotators peak torque; ER, external rotators peak torque; Conc., concentric contraction mode; Ecc., eccentric contraction mode; M, male; F, female; NC, non communicated; ICC, intraclass correlation coefficient; PCC, Pearson correlation coefficients; SEM, standard error of measurement; CV, coefficient of variation;

V, variability =  $100 \times (\text{measurement 1} - \text{measurement 2}) / [(\text{measurement 1} + \text{measurement 2}) / 2]$ .

\* Values of reliability was calculated with following equation:  $SEM = SD \times \sqrt{(1-ICC)}$  ;  $ICC = 1 - (SEM/SD)^2$ ;

<sup>§</sup> = test-retest was not the first objective; <sup>£</sup> = intrarater and interrater reliability.

**Table 2 Methodology quality results of studies included evaluated by the Quality Appraisal of Diagnostic Reliability (QAREL) Checklist<sup>30</sup> and the Oxford Centre for Evidence-based Medicine Levels of Evidence (Oxford).<sup>37</sup>**

Studies (year)	QAREL Checklist											Total	Oxford
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11		
Anderson et al. <sup>32</sup> (2006)	Y	Y	N/A	?	N/A	N	?	N/A	Y	Y	Y	5	3-b
Codine et al. <sup>25</sup> (2005)	Y	?	N/A	?	N/A	?	?	?	Y	Y	N	3	3-b
Dauty et al. <sup>2</sup> (2003)	Y	?	N/A	?	N/A	?	?	Y	Y	Y	Y	5	3-b
Forthomme et al. <sup>26</sup> (2005)	Y	?	N/A	?	N/A	?	?	?	N	Y	N	2	3-b
Frisiello et al. <sup>34</sup> (1994)	Y	?	N/A	?	N/A	?	?	N	Y	Y	Y	4	3-b
Greenfield et al. <sup>33</sup> (1990)	Y	Y	N/A	?	N/A	N	?	N/A	Y	Y	N	4	3-b
Hageman et al. <sup>41</sup> (1989) <sup>§</sup>	?	Y	N/A	?	N/A	?	?	N	Y	Y	N	3	4
Kimura et al. <sup>21</sup> (1996)	Y	Y	N/A	?	N/A	?	?	N/A	Y	Y	Y	5	3-b
Kramer and Ng <sup>35</sup> (1996)	Y	?	N/A	?	N/A	?	?	Y	Y	Y	Y	5	3-b
Kuhlman et al. <sup>11</sup> (1992) <sup>§</sup>	N	?	N/A	?	N/A	?	?	N	Y	Y	Y	3	4
Leggin et al. <sup>39</sup> (1996)	?	Y	N/A	?	N/A	?	?	Y	Y	Y	Y	5	3-b
Malerba et al. <sup>38</sup> (1993)	Y	Y	N/A	?	N/A	?	?	Y	Y	Y	Y	6	3-b
Mayer et al. <sup>20</sup> (1994)	Y	Y	N/A	?	N/A	?	?	N	Y	Y	N	4	3-b
van Meeteren et al. <sup>27</sup> (2002)	Y	?	N/A	?	N/A	?	?	N	Y	Y	Y	4	3-b
Plotnikoff et al. <sup>15</sup> (2002)	Y	Y	N/A	?	N/A	?	?	N	Y	Y	Y	5	3-b
Tis et al. <sup>40</sup> (1996) <sup>§</sup>	Y	Y	N/A	?	N/A	?	?	N	Y	Y	N	4	4

Y, yes; N, no; N/A, not applicable; ?, unclear.

Total represented total score of “Yes”.

**Table 3 Reliability of shoulder internal and external rotators according to the shoulder position of isokinetic evaluation.**

Position of shoulder evaluation	Number of studies	QAREL Checklist scores	Statistic tests used	IR Conc.	ER Conc.	Ratio ER/IR	IR Ecc.	ER Ecc.
Seated position in scapular plane with 45° of shoulder abduction	8	3 to 6	ICC or PCC	0.79-0.98	0.62-0.97	0.24-0.84	0.70-0.96	0.44-0.97
			SEM (Nm)	1.4-7.0	1.5-5.1	6.5-27%	3.0-8.4	2.0-6.3
			CV (%)	9.5-9.8 <sup>δ</sup>	16.6-19.1 <sup>δ</sup>	12.2-12.9 <sup>δ</sup>		
Seated position with 90° of shoulder abduction	1	5	ICC	0.53-0.89 <sup>δ</sup>	0.67-0.71 <sup>δ</sup>		0.39-0.73 <sup>δ</sup>	0.09-0.76 <sup>δ</sup>
			SEM (Nm)	2.9-9.2 <sup>δ</sup>	2.8-6.4 <sup>δ</sup>		5.6-7.8 <sup>δ</sup>	3.1-12.8 <sup>δ</sup>
Seated position with 21° of shoulder abduction	1	4	ICC	0.81-0.92 <sup>δ</sup>	0.74-0.81 <sup>δ</sup>			
			SEM (Nm)	3.3-3.9 <sup>δ</sup>	2.1-2.6 <sup>δ</sup>			
Supine position with 90° of shoulder abduction	3	2 to 4	PCC	0.86-0.99 <sup>δ</sup>				
			CV (%)	10.5-19.0	7.5-16.5	7.5-7.8 <sup>δ</sup>	29.8 <sup>δ</sup>	29.0 <sup>δ</sup>
Supine position with 45° of shoulder abduction	2	2 to 3	ICC or PCC		0.82-0.84 <sup>δ</sup>			
			CV%	7.9-8.2 <sup>δ</sup>	7.1-7.9 <sup>δ</sup>	11.5-12.1 <sup>δ</sup>		
Standing position	2	4	ICC or PCC	0.92	0.81-0.94		0.75-0.83 <sup>δ</sup>	0.78-0.86 <sup>δ</sup>

IR, internal rotators peak torque; ER, external rotators peak torque; Conc., concentric contraction mode; Ecc., eccentric contraction mode ; ICC, intraclass correlation coefficient; PCC, Pearson correlation coefficients; SEM, standard error of measurement; CV, coefficient of variation; QAREL, Quality Appraisal of Diagnostic Reliability;

<sup>δ</sup> = Results from one study

ETUDE 3

**The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength**

(L'effet de la correction de gravité sur la force des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule)

**Pascal Edouard, Paul Calmels, Francis Degache**

Isokinetics and Exercise Science, 2009 ; 17 (1) : 35-39.

**Résumé**

*Objectif : Etudier l'influence de la correction de gravité sur la force des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule.*

*Méthodologie : La force isocinétique des muscles rotateurs médiaux et rotateurs latéraux de l'épaule a été mesurée, en position assise à 45° d'abduction dans le plan de la scapula, aux deux épaules (dominante et non-dominante), en mode concentrique à 60 et 240°/s et en mode excentrique à 60°/s, sur un dynamomètre de type Con-Trex®, chez 33 sujets sains volontaires. Pour chaque variable, la mesure de force était exprimée avec correction de gravité et sans correction de gravité.*

*Résultats : Avec l'application de la correction de gravité, il y avait une diminution significative des valeurs de la force des rotateurs médiaux, et une augmentation significative des valeurs de la force des rotateurs latéraux, par rapport aux valeurs sans application de la correction de gravité. Le ratio RL/RM était aussi modifié avec l'application de la correction de gravité : avec correction de gravité le ratio RL/RM était en moyenne à 0,70 aux côtés dominant et non-dominant, et sans la correction de gravité il était en moyenne à 0,40 au côté dominant et 0,60 au côté non-dominant.*

*Conclusion : La procédure de correction de gravité a une influence significative sur la force des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule. Si le poids du bras du sujet n'est pas pris en compte, la force des rotateurs médiaux est sur-estimée, et celle des rotateurs latéraux est sous-estimée. Ces résultats indiquent l'importance de l'utilisation de la correction de la gravité dans l'évaluation isocinétique des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule.*

**Abstract.**

*Objective: To study the influence of gravitational correction on the internal (IR) and external rotators (ER) shoulder strength.*

*Methods: The IR and ER isokinetic strength, measured in 30° scapation, was evaluated*

*concentrically at 60 and 240°/s and eccentrically at 60°/s in 33 healthy volunteers. Strength scores were expressed either by incorporating gravitational correction (GC) or without it.*

*Results: With GC, IR strength was significantly lower and ER strength significantly higher than without incorporation of this procedure.*

*Conclusion: The GC procedure has a significant influence on IR and ER strength and should be incorporated when strength deficits of the rotator cuff are concerned.*

## **1. Introduction**

The importance of considering the influence of gravity on dynamometric measurements has been argued by several authors [13, 17, 21]. During isokinetic tests involving movements in the vertical plane (e.g. knee extension-flexion) the forces acting on the limb-lever system are the muscular force and the gravitational force generated by the mass of the limb and the lever arm. The torque registered by the dynamometer is not the actual muscular torque but the torque generated by the resultant of the muscular and gravitational forces [1, 12, 21]. Winter et al. [21] introduced a correction factor to eliminate the gravitational error in the calculation of isokinetic strength in the vertical plane. When gravitational forces were not considered the error varied 26-43% in extension and 55-510% in flexion [21].

In knee isokinetic evaluation the effects of gravitational force is important and some studies have quoted gravitationally corrected (GC) values [1, 8, 10]. As far as isokinetic shoulder strength evaluation is concerned, the use of GC is inconsistent; some authors have applied GC values [15, 16, 19] whereas others did not include this procedure [2, 5, 11]. The objective of this study was therefore to systematically explore the effect of GC on shoulder IR and ER strength values.

## **2. Material and methods**

### *2.1. Subjects and instrumentation*

Thirty-three healthy volunteers participated in this study. Informed consent was obtained from all participants before the study. All subjects were free of musculoskeletal shoulder injuries (no musculoskeletal pain, no sign of discomfort and no prior evidence of shoulder pathology or instability) based on medical and physical examinations. The age range was 19- 34 years (mean, 23; SD,  $\pm 4$ ); their mean height was 181 cm (SD,  $\pm 7$ ) and their mean weight was 80 kgf

(SD,  $\pm 12$ ) kg. All subjects were right-handed.

An upper body ergometer (ergotonic 4000; Sopur GmbH, Heidelberg, Germany) was used for the warm up. An isokinetic dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland) (Fig. 1), which allows the operator to calculate the stress exerted on the dynamometer by the upper limb weight, were used. All isokinetic values were expressed: with or without GC.

## 2.2. Testing Procedures

All subjects were tested by the same examiner, in the concentric (60 and 240°/s) and eccentric (60°/s) mode. The outcome values were expressed as either with or without gravitational correction, GC and GUC, respectively.

*Procedure.* Subjects warmed up on the upper body ergometer for 6min, performing 50 kg-m/min of work at 75 to 90 revolutions per minute. The testing apparatus was set up and the subjects positioned, seated, and stabilized uniformly. Testing was conducted at the scapular plane with 30° scapation and a Range of Motion (RoM) of 70° (Fig. 1). The rotational axis of the humerus was aligned with the rotational axis of the dynamometer. The elbow was supported in 90° of flexion and the forearm was in neutral pronation/supination. Velcro straps were placed horizontally across the chest and pelvis to stabilize the trunk. The upper trunk was firmly strapped to the seat. The RoM in IR was 15° and in ER - 55°, relative to a horizontal arm reference position [14]. This position induces the least constraint on the rotator cuff and thus prevents pain, which could alter the findings [6, 7, 20].

Prior to testing, each subject was briefed about the procedure, effort required, and uniform commands that would be used to begin and at the end of each testing sequence. The subject's arm and the testing apparatus were statically weighed to provide gravity compensation data [16, 19]. In order to calculate these efforts, the subject first stood in a relaxed position. The weight of the subject's arm and the testing apparatus were weighed passively and later added/subtracted, as necessary, in order to allow GC. The tests were conducted on both shoulders in random order. Subjects performed two series of six graded submaximal repetitions at 120°/s as an initial isokinetic familiarization and warmup. After these training series, the subject rested for about 2min.

Data were obtained at three testing velocities, 60 and 240°/s concentrically, with 3 and 5 repetitions, respectively, and 60°/s eccentrically, with 4 repetitions (Table 1). Before each test velocity subjects were familiarized using 3 submaximal repetitions at that velocity. One minute separated each series of movements, although 5 minutes were needed to prepare for



the evaluation of the opposite side. Each subject followed the same standardized procedure. Athletes were verbally supported and not allowed to watch the displayed curves. They were neither told of their results until the test series was completed.

*Statistical analysis.* Mean (SD) values were calculated for all variables. The differences in Peak Torque (PT) between Gravity Corrected (GC) and Uncorrected (GUC) values were identified by paired *t*-tests. Significance was set at the  $P < 0.05$ .

### 3. Results

Comparison of the PT relating to GUC and GC is outlined in Table 2 and Figure 2. Findings revealed that when gravitational correction was applied, IR performance decreased whereas the opposite applied for ER. Consequently the ER/IR ratios were bilaterally close to 0.7.

### 4. Discussion

The main finding of this study was that results were significantly influenced by taking into account the effect of the upper limb weight on the dynamometer. The GC ER/IR ratios ranged from 0.72 to 0.67 on the dominant shoulder and from 0.76 to 0.67 on the nondominant shoulder. The GUC ER/IR ratios ranged from 0.44 to 0.39 on the dominant shoulder and from 0.67 to 0.60 on the nondominant shoulder.

Wilk and Arrigo [20] suggested that standardization to ensure proper gravity compensation prior to testing was an important parameter to control. Furthermore, it was contended [8] that in many tests positions, gravity significantly influenced the torque produced. However, Bygott et al [3] suggested caution in the use of gravity correction because this procedure could introduce a significant error. But this study used a KinCom dynamometer and gravity correction measures were expressed as a polynomial regression from a percentage of the anthropometric estimate of the body weight.

Significant differences have been demonstrated during isokinetic testing of muscle groups that were gravity compensated when compared with those that were not [1, 11, 18, 21]. However, Chan et al. [4] thought that GC was not required for the measurement of shoulder internal/external rotation movements. Although no specific investigations have demonstrated this fact during shoulder testing, it is generally accepted that when GC is not utilized, muscles assisted by gravity will show higher torque values. Additionally, as the isokinetic angular velocity increases, so does the relative effect of gravity on torque values [20, 21]. Because of those facts some authors advocate that GC should be performed prior to each test on every subject. In documenting the results clinicians must report the device used during testing as

well as the method of GC to allow replication in further testing and ensure the proper interpretation of all reported isokinetic test data [20].

Our results are also in agreement with previous findings. In our study, the measure of gravity and its integration with the results favoured the external rotators at the expense of the internal rotators, particularly in the dominant shoulder. On this shoulder, the ER/IR ratios were considerably modified and increased to 0.70 after GC. The difference amounted to some 40% compared to the uncorrected values. In the non-dominant shoulder, the ER/IR ratios still increased after GC, amounting in this case to about 10% compared to the uncorrected values. This difference between the dominant and non-dominant sides was found in sports where the constraints are different for both sides [6, 19]. Subjects assessed could have practiced asymmetrical physical activity. Similar situation of laterality difference were found in other muscle groups on the upper limb (elbow and wrist) [9], but not on lower limb. This difference was present without gravitational correction, so it may exist a weight difference between both sides to explain this difference.

Keating and Matyas [13] suggested that GC-based strength scores theoretically provided a better estimation of torque generated by muscles than the uncorrected values. Moreover, Vanhée et al. [18] indicated that GC was more sensibly reflected in pathological subjects than in normal people, because non-normal people has a muscular deconditionning. In that case, the forces exerted by the shoulder weight under the action of gravity, represent an important proportion of the total force. This proportion is lower in the healthy subjects whose total force is more important.

Limitations to this study were the small population, the tested RoM within the full shoulder RoM and its relationship to gravity. These findings were limited for evaluation with few repetitions, but it could be similar for endurance testing. Only one position was used. We didn't test the effect of gravitational correction on other isokinetic dynamometer.

## 5. Conclusion

Gravitational correction has a significant influence on shoulder internal and external rotators strength. If the arm weight is not taken into account, the internal rotators strength is overestimated, and the external rotators strength underestimated. The shoulder ER/IR ratios are close to 0.7 following GC. The results of this study indicate the importance of GC in the assessment of shoulder muscle function with isokinetic dynamometers in a not strictly vertical plane.

**References**

- [1] V. Baltzopoulos and D.A. Brodie, Isokinetic dynamometry. Applications and limitations, *Sports Med* **8** (1989), 101-116.
- [2] I.A. Bayios, et al., Relationship between isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators and ball velocity in team handball, *J Sports Med Phys Fitness* **41** (2001), 229-235.
- [3] I.L. Bygott, et al., A preliminary analysis of the validity of gravity correction procedures applied in trunk dynamometry., *Isokinet Exerc Sci* **9** (2001), 53-64.
- [4] K.M. Chan and N. Maffulli, Principles and Practice of Isokinetics in Sports Medicine and Rehabilitation, *Williams & Wilkins Asia-Pasific Ltd.*, 1996.
- [5] T.J. Chandler, et al., Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players, *Am J Sports Med* **20** (1992), 455-458.
- [6] P. Codine, et al., Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance, *Med Sci Sports Exerc* **29** (1997), 1400-1405.
- [7] P. Codine, et al., [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results], *Ann Readapt Med Phys* **48** (2005), 80-92.
- [8] G. Davies, *A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation technique, 4th Edition*, S & S Publishers - Onalaska, 1992.
- [9] Z. Dvir, Isokinetics of elbow, forearm, wrist and hand muscles, *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. Ed. Churchill Livingstone, 2004.
- [10] Z. Dvir, Physiological and biomechanical aspects of isokinetics, *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. Ed. Churchill Livingstone, 2004.
- [11] B.H. Greenfield, et al., Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane, *Am J Sports Med* **18** (1990), 124-128.
- [12] W. Herzog, The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer, *J Biomech* **21** (1988), 5-12.
- [13] J.L. Keating and T.A. Matyas, The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles, *Phys Ther* **76** (1996), 866-889.
- [14] D.G. Mandalidis, et al., Reliability of isokinetic internal and external rotation of the shoulder in the scapular plane, *Isokinetics and Exercice Science* **9** (2001), 65-72.
- [15] F. Mayer, et al., Reproducibility of isokinetic peak torque and angle at peak torque in the shoulder joint, *Int J Sports Med* **15 Suppl 1** (1994), S26-31.
- [16] S.C. Sirota, et al., An eccentric- and concentric-strength profile of shoulder external and internal rotator muscles in professional baseball pitchers, *Am J Sports Med* **25** (1997),

59-64.

- [17] G.H. van der Leeuw, H.J. Stam, and J.F. van Nieuwenhuyzen, Correction for gravity in isokinetic dynamometry of knee extensors in below knee amputees, *Scand J Rehabil Med* **21** (1989), 141-145.
- [18] J.L. Vanhee, et al., Isokinetic trunk flexors and extensors performance with and without gravity correction, *Isokinet Exerc Sci* **6** (1996), 89-94.
- [19] K.E. Wilk, et al., The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers, *Am J Sports Med* **21** (1993), 61-66.
- [20] K.E. Wilk, C.A. Arrigo, and G. Davies, Isokinetic Testing and Rehabilitation of Microtraumatic Shoulder Injuries. *A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation technique, 4th Edition, S & S Publishers - Onalaska, 1992.*
- [21] D.A. Winter, R.P. Wells, and G.W. Orr, Errors in the use of isokinetic dynamometers, *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* **46** (1981), 397-408.

**Table 1**  
Test protocol

Angular velocity (°/s)	Trials (rep.)	Test (rep.)	Rest time (s)
60 Conc	3	3	60
240 Conc	3	5	60
60 Ecc	4	4	60

Conc = Concentric contraction mode; Ecc = Eccentric contraction mode; rep = Repetitions

**Table 2**  
Comparison between Mean Peak Torque Gravity-corrected (GC) and Gravity-UnCorrected (GUC) data ( $\pm$  SD) during shoulder external-internal rotation isokinetic evaluation

	Angular velocity (°/s)	GC	GUC	Difference GC-GUC <sup>a</sup>	
				Absolute Value	%
<b>Dominant Shoulder</b>					
IR	60 Conc	55.0 $\pm$ 14.1	63.8 $\pm$ 13.3	- 8.80	- 16
	240 Conc	46.8 $\pm$ 10.8	56.9 $\pm$ 10.1	- 10.10	- 21
	60 Ecc	66.1 $\pm$ 19.2	74.3 $\pm$ 18.6	- 8.20	- 12
ER	60 Conc	38.6 $\pm$ 6.6	27.8 $\pm$ 7.1	10.80	28
	240 Conc	30.9 $\pm$ 5.5	22.3 $\pm$ 6.3	8.60	28
	60 Ecc	42.9 $\pm$ 7.5	32.7 $\pm$ 7.8	10.20	24
ER/IR	60 Conc	0.72 $\pm$ 0.12	0.44 $\pm$ 0.08	0.28	39
	240 Conc	0.67 $\pm$ 0.11	0.39 $\pm$ 0.09	0.28	42
<b>Nondominant Shoulder</b>					
IR	60 Conc	51.6 $\pm$ 14.6	53.6 $\pm$ 14.8	- 2.00	- 4
	240 Conc	45.6 $\pm$ 10.5	49.0 $\pm$ 10.8	- 3.40	- 7
	60 Ecc	62.9 $\pm$ 19.5	64.1 $\pm$ 19.9	- 1.20	- 2
ER	60 Conc	38.1 $\pm$ 7.5	34.6 $\pm$ 7.1	3.50	9
	240 Conc	29.9 $\pm$ 6.9	29.1 $\pm$ 6.1	0.80	3
	60 Ecc	42.9 $\pm$ 6.9	39.7 $\pm$ 6.2	3.20	7
ER/IR	60 Conc	0.76 $\pm$ 0.14	0.67 $\pm$ 0.13	0.09	12
	240 Conc	0.67 $\pm$ 0.13	0.60 $\pm$ 0.11	0.07	11

Conc = Concentric contraction mode; Ecc = Eccentric contraction mode

Fig. 1. Isokinetic testing of the internal and external rotator muscles of the shoulder was performed in the position of Davies modified on isokinetic Con-Trex® dynamometer.

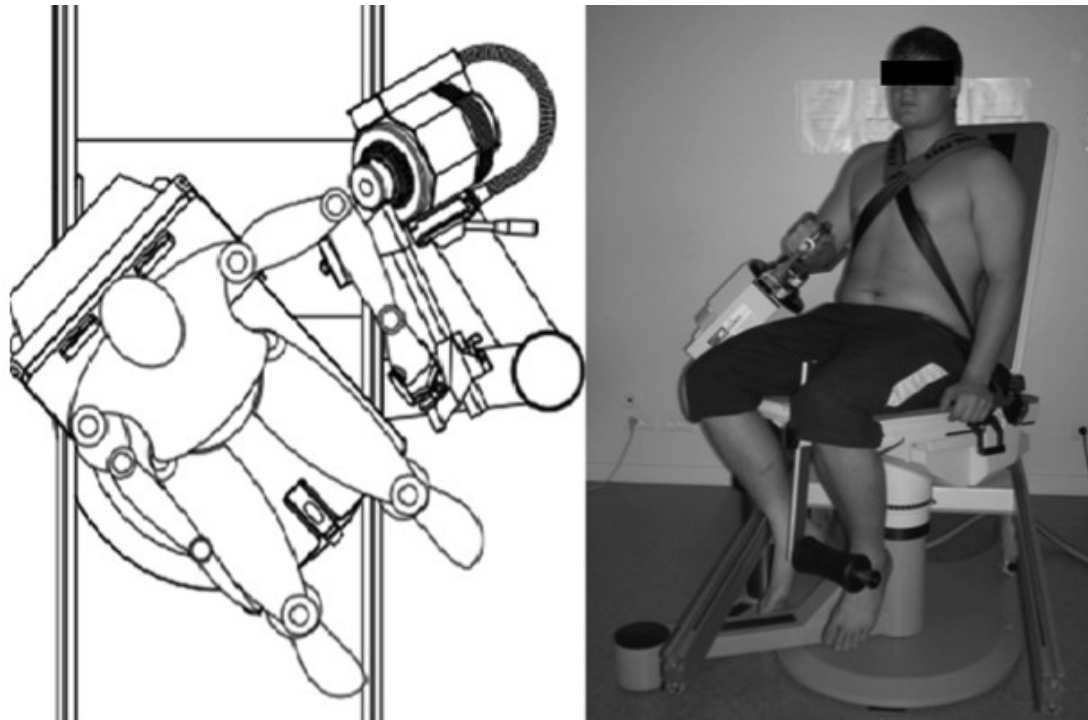
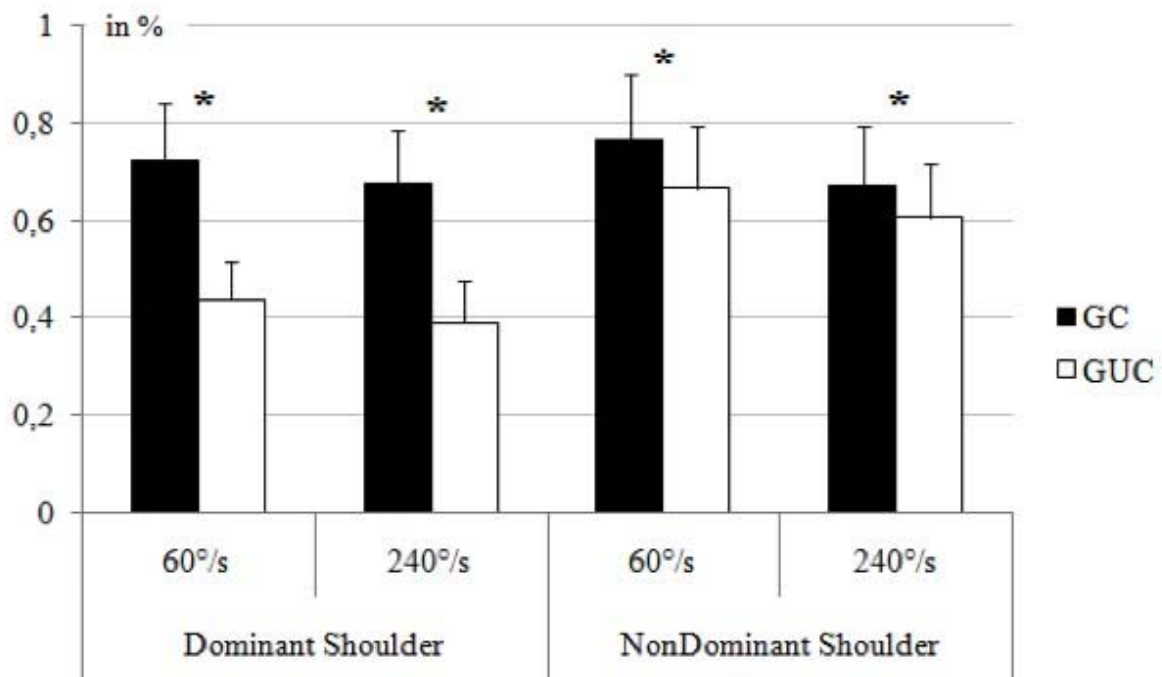


Fig. 2. Effect of gravity correction on ER/IR Peak Torque (PT) ratios of the shoulder at two speeds (60°/s and 240°/s). Asterisk (\*) indicates gravity corrected (GC) ratios significantly higher than uncorrected (GUC) ratios (\* $p < 0.05$ ).



ETUDE 4

**Cardiovascular and metabolic responses during isokinetic shoulder rotators strength testing in healthy subjects** (Réponses cardio-vasculaires et métaboliques durant une évaluation de la force musculaire isocinétique des rotateurs de l'épaule chez des sujets sains)

**Pascal Edouard, Josiane Castells, Paul Calmels, Frédéric Roche, Francis Degache**

Isokinetics and Exercise Science, 2010 ; 18 (1) : 23-29.

**Résumé**

*Objectif : Bien que l'outil isocinétique soit beaucoup utilisé en évaluation et en rééducation pour les muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule, les réponses cardio-vasculaires et métaboliques d'exercices isocinétiques concernant ces groupements musculaires ne sont pas connues.*

*Objectif : Analyser les réponses cardiovasculaires et métaboliques durant un test standard utilisé pour évaluer la force maximale isocinétique des muscles rotateurs médiaux (RM) et des muscles rotateurs latéraux (RL) de l'épaule.*

*Méthodologie : Quatre jours après une épreuve d'effort sur cycloergomètre, 10 sujets sains ont réalisé une évaluation isocinétique des RM et RL de l'épaule, avec une mesure de la fréquence cardiaque et de la  $VO_2$ . La force isocinétique des RM et RL, mesurée en position assise avec  $45^\circ$  d'abduction de l'épaule dans le plan de la scapula, a été évaluée en mode concentrique à 60, 120 and 240°/s et en mode excentrique à 60°/s, pour les deux épaules. Un test d'endurance avec 30 répétitions à 240°/s a été réalisé en fin de test pour chacune des deux épaules.*

*Résultats : Il y avait une augmentation significative de la fréquence cardiaque avec les exercices isocinétiques ( $P < 0.05$ ). La fréquence cardiaque à 60°/s correspondait à 72-73% de la fréquence cardiaque maximale mesurée lors de l'épreuve d'effort. Durant le test d'endurance l'augmentation de la fréquence cardiaque était de 77-105% au-dessus de la valeur de repos, et correspondait à 85-86% de la fréquence cardiaque maximale. La  $VO_2$  augmentait avec les exercices isocinétiques de 6-11 ml/min/kg à 20-43 ml/min/kg.*

*Conclusion : Cette étude a révélé des réponses cardiovasculaires et métaboliques significatives lors d'une évaluation isocinétique des muscles rotateurs de l'épaule. Même si les groupes musculaires en jeu sont de faible volume, le retentissement de ce type d'exercice au niveau cardio-vasculaire et métabolique reste majeur. Nos résultats indiquaient que la surveillance voire le monitoring des patients durant un test et/ou une rééducation isocinétique*



*pourrait être pertinent, spécialement chez les patients à risque de pathologies cardiovasculaires.*

**Abstract**

*Background: Although there have been many studies on isokinetic shoulder exercises in evaluation and rehabilitation programs, the cardiovascular and metabolic responses of those modes of muscle strength exercises have been poorly investigated.*

*Objective: To analyze cardiovascular and metabolic responses during a standardized test used to study the internal (IR) and external (ER) rotators maximal isokinetic strength.*

*Methods: Four days after an incremental exercise test on cycle ergometer, ten healthy subjects performed an isokinetic shoulder strength evaluation with cardiovascular (Heart rate, HR) and metabolic gas exchange ( $\dot{V} O_2$ ) analysis. The IR and ER isokinetic strength, measured in seated position with 45° of shoulder abduction in scapular plane, was evaluated concentrically at 60, 120 and 240°/s and eccentrically at 60°/s, for both shoulder sides. An endurance test with 30 repetitions at 240°/s was performed at the end of each shoulder side testing.*

*Results: There was a significant increase of mean HR with isokinetic exercise ( $P < 0.05$ ). Increases of HR was 42-71% over the resting values. During endurance testing, increases of HR was 77-105% over the resting values, and corresponded to 85-86% of the maximal HR during incremental test. Increase of  $\dot{V} O_2$  during isokinetic exercises was from 6-11 ml/min/kg to 20-43 ml/min/kg.*

*Conclusion: This study performed significant cardiovascular and metabolic responses to isokinetic exercise of rotators shoulder muscles. A warm-up should be performed before maximal high-intensity isokinetic shoulder testing. Our results indicated that observation and supervision are important during testing and/or training sessions, especially in subjects with risk for cardiovascular disorders.*



## 1. Introduction

There have been many studies on the effects of isokinetic exercise on muscle performance in training and rehabilitation programs [2-4,7,10,13]. On the other hand, few studies have investigated the cardiovascular and metabolic responses of those modes of muscle strength exercises [4,6,13,14]. Some studies reported findings on cardiovascular and metabolic responses of isokinetic exercises on the knee flexion/extension [4,6,13], the trunk flexion/extension [16], the shoulder flexion/extension [14], and the elbow flexion/extension [12]. High cardiovascular solicitations were imposed by isokinetic exercises. Indeed, during isokinetic exercises heart rate was 71 to 97.6% of maximal heart rate according to muscle groups, angular velocity and number of repetition [4,19]. These increase of cardiovascular responses were particularly important when individuals at risk are involved (deconditioning resulting from sedentarity or disease) [4,5].

On the shoulder, many studies reported results on the internal (IR) and external (ER) rotators shoulder strength, and their valid and reliable isokinetic assessments [2,3,7,8,10,15]. However, the exact nature of the cardiovascular and metabolic responses to orthopaedic rehabilitation may have considerable clinical importance. Isokinetic exercises of IR and ER shoulder muscles are increasingly common in the treatment of rotator cuff disorders by evaluation and/or physical therapy [3,7,10,15]. Patients with rotator cuff disorders may be older and have cardiorespiratory pathologies. Thus, in this population of patients cardiovascular risk might be higher than in an athletic population. Despite the small muscle mass of the shoulder [14], if significant cardiovascular and metabolic reactions can be demonstrated in patients with cardiovascular disorders these responses should be known because the benefits and risks of isokinetic testing should be discussed before using it [4,6]. To our knowledge, there is no data available on the cardiovascular and metabolic responses of isokinetic rotators shoulder strength.

The aim of this study was to analyze cardiovascular and metabolic responses in healthy subjects during a standardized test used to study the IR and ER maximal isokinetic strength.

## 2. Material and methods

### 2.1. Subjects and instrumentation

Ten healthy volunteers participated in this study. All subjects were free of musculoskeletal shoulder injuries (no musculoskeletal pain, no sign of discomfort and no prior evidence of shoulder pathology or instability) based on medical and physical examinations. No subject practiced overhead sports. They were normotensive and free of cardiovascular pathology. The

age range was 19-28 years (mean, 23; SD,  $\pm 3$ ); their mean height was 182 cm (SD,  $\pm 6$ ) and their mean weight was 83 kg (SD,  $\pm 17$ ) kg. All subjects were men, 8 were right-handed and 2 were left-handed. They volunteered as subjects in the study, in accordance with ethical standards on human experimentation and with the Helsinki Declaration of 1975, as revised in 1983, and were informed about the test's conditions and the purpose of the study before giving consent.

An electronically calibrated cycle ergometer (Monark 818E, Stockholm, Sweden) and the Medisoft cardiopulmonary exercise test system (Ergocard, Medisoft, Dinant, Belgium) were used for the exercise test with cardiac and gas exchange analyses. An upper body ergometer (ergotonic 4000; Sopur GmbH, Heidelberg, Germany) was used for the warm up. An isokinetic dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland) (Fig. 1) was used to assess isokinetic exercises.

## 2.2 Testing Procedures

On the first session, subjects performed an incremental exercise test with cardiovascular and metabolic gas exchange analyses on a cycle ergometer. During the second session four days later at the same time as the initial session, all subjects performed an isokinetic rotators shoulder strength test in internal and external rotators muscle groups. The incremental testing was used as a comparison for the cardiovascular and the metabolic responses to isokinetic testing.

### 2.2.1 Exercise test with cardiovascular and gas exchange analysis

Patients are setting on an electronically calibrated cycle ergometer and pedaled at an imposed rate of 75 rpm. The rate of pedaling was available on the Monark® cycle ergometer and controlled by the examiner. Starting with a workload of 80 W during 6-minutes as a warm-up, resistance power was progressively increased every 2 minutes by 30-W. Standard 12-lead electrocardiograms were recorded at rest, every minute during exercise and during the recovery phase. Blood pressure was monitored using a standard sphygmomanometer, at rest and every 2 minutes during exercise and the recovery phase. Levels of mixed expired oxygen ( $O_2$ ), mixed expired carbon dioxide ( $CO_2$ ), and expired volume were analyzed breath by breath at rest and during exercise using the Medisoft cardiopulmonary exercise test system. All instruments were calibrated before each test. Peak  $\dot{V} O_2$  was defined as the average  $\dot{V} O_2$  obtained during the last 30 seconds of maximal exercise, and the anaerobic threshold was defined according to the Beaver protocol [1]. Blood lactate concentration (YSI 2300 Stat plus,

Yellow Springs Instrument, Yellow Springs, Ohio, US) was determined in capillary fingertip blood at 2-minutes after the end of the incremental test.

Each subject was verbally supported to exercise to exhaustion. The test was considered a true maximum measure of the subject's maximal aerobic capacity if at least two of the following four criteria were met: 1) Maximum heart rate (MHR) = +/- 10 of age predicted MHR (with predicted MHR determined by the formula  $220 - \text{age}$ ), 2) Respiratory exchange ratio (RER) > 1.1 (RER =  $CO_2/O_2$ ), 3) Blood lactate concentration 2 min after the end of the test > 9 mmol.l-1, and 4) Plateau in  $\dot{V} O_2$  between final two work-loads.

### 2.2.2 Shoulder strength testing procedures

Subjects warmed up on the upper body ergometer for 6min, performing 50 kg-m/min of work at 75 to 90 revolutions per minute. The testing apparatus was set up and the subjects positioned, seated, and stabilized uniformly [8,9,15]. Testing was conducted at the scapular plane with 30° scapation and a Range of Motion (RoM) of 70° (Fig. 1). The rotational axis of the humerus was aligned with the rotational axis of the dynamometer. The elbow was supported in 90° of flexion and the forearm was in neutral pronation/supination. Velcro straps were placed horizontally across the chest and pelvis to stabilize the trunk. The upper trunk was firmly strapped to the seat. The RoM in IR was 15° and in ER - 55°, relative to a horizontal arm reference position. This position induces the least constraint on the rotator cuff and thus prevents pain, which could alter the findings [2].

Prior to testing, each subject was briefed about the procedure, effort required, and uniform commands that would be used to begin and at the end of each testing sequence. The subject's arm and the testing apparatus were statically weighed to provide gravity compensation data [9]. The tests were conducted on both shoulders in random order. Subjects performed two series of six graded submaximal repetitions at 120°/s as an initial isokinetic familiarization and warm-up. After these training series, the subject rested for about 1min.

Data were obtained at four testing velocities, 60, 120 and 240°/s concentrically, with 3, 3 and 5 repetitions, respectively, and 60°/s eccentrically, with 3 repetitions. The last test exercise (endurance test) was performed with 30 repetitions at 240°/s. Before each test velocity subjects were familiarized using 3 submaximal repetitions at that velocity, except before 120°/s and the last test of 30 repetitions. The protocol is presented in Table 1. One minute separated each series of movements, although 5 minutes were needed to prepare for the evaluation of the opposite side. Each subject followed the same standardized procedure. Subjects were verbally supported and not allowed to watch the displayed curves. They were

neither told of their results until the test series was completed.

During the muscle strength exercises, cardio-vascular and metabolic analyses were performed (Fig. 1):

- Heart rate (HR) was continuously monitored using the Medisoft ECG.
- $O_2$  was continuously monitored using the Medisoft cart gas exchange system.
- Blood pressure measurement: systolic and diastolic blood pressure (SBP, DBP) was taken after the last test exercise of 30 repetitions at  $240^\circ/s$  on the opposite arm by auscultation, using a mercury manometer and a stethoscope.
- Blood lactate concentration (YSI 2300 Stat plus, Yellow Springs Instrument, Yellow Springs, Ohio, US) was determined in capillary fingertip blood 2-minutes after the end of the 30 repetitions at  $240^\circ/s$ .

For each exercise, three values were selected [6]:

- the resting values corresponding to the values measured with subject in seated position at the beginning of the procedure,
- the starting values corresponding to the lower values measured between each exercise,
- the highest values corresponding to the values measured at the peak or at the end of exercise.

### 2.3 Statistical analysis

Mean (SD) values were calculated for all variables. The paired student *t*-tests was used to analyze the differences between the resting values and the highest values, and the started testing values and the highest values for each angular velocities. Significance was set at the  $P < 0.05$ .

## 3. Results

None of the patients experienced medical complications (angina, syncope, dizziness, hypotension...) during the aerobic and isokinetic tests.

Mean values of the MHR,  $\dot{V} O_2$ , SBP from the incremental exercise test on a cycle ergometer are reported in Table 2. Mean peak torque values for IR and ER muscles of the dominant and nondominant shoulder are reported in Table 3.

Mean values of the HR, percentage of the MHR and  $\dot{V} O_2$  as a function of the different velocities are given in Table 4. The increases of HR for each exercise in the study population are given in Table 5. There was a significant increase of mean HR with isokinetic exercise ( $P$

< 0.05) (Table 4). The SBP increased during isokinetic exercise: after 30 repetitions at 240°/s SBP was  $159 \pm 19$  and  $151 \pm 20$  mmHg, respectively for the first and the second side. Blood lactate concentration increased during isokinetic exercise: after 30 repetitions at 240°/s it was  $6.5 \pm 1.6$  mmol/l and  $7.5 \pm 1.6$  mmol/l, respectively for the first and the second side.

#### 4. Discussion

The main finding of this study was that cardiovascular (HR and SBP) and metabolic ( $\dot{V} O_2$ ) responses increased during a maximal isokinetic shoulder rotators muscles strength testing on a sample population of 10 healthy subjects. Indeed, after internal and external rotational movements, the HR increase corresponded to 61-87% of the MHR measured during an incremental exercise test. To our knowledge, one study [14] reported results on cardiovascular and metabolic responses during isokinetic shoulder testing. However, they explored responses on the shoulder flexion/extension movements [14]. In agreement with Mayer et al. [14], our results showed that despite the small muscle mass of the shoulder cardiovascular and metabolic reactions were significant, this should not be ignored in conservative therapy. However, a large interindividual variability occurs.

##### 4.1 Cardiovascular responses

Cardiac responses to testing depend on the relative intensity of the force developed, contraction mode, muscle mass, and the duration and repetitions of dynamic exercise [5].

In our protocol, in agreement with Duvallet et al. [6] cardiovascular and metabolic responses were independent of the relative intensity of the force because all tests were performed at the maximal voluntary contraction.

In our protocol, contrary to Mayer et al. [14], there was no significant difference of cardiovascular responses between the concentric and eccentric contraction mode. This difference could be explained by the differences in aim and protocols between the two studies. In their study, cardiovascular reactions were measured during a 1-minute local muscle endurance test at 180°/s in concentric mode or at 60°/s in eccentric mode. However, many studies [14,18] reported that eccentric exercises produced less cardiopulmonary demands than concentric exercises, in spite of higher peak torque and less fatigue, and may thus be beneficial in therapy, especially for patients with chronic disorders.

In agreement with previous findings during trunk [16] and knee [13] or elbow [12] isokinetic exercise, no effect of angular velocity was observed in our study.

In agreement with Mayer et al. [14], our results showed that despite the small muscle mass of

the shoulder, cardiovascular reactions were important. However, some studies reported that cardiac responses and HR increase are related to the active muscle mass [11,12,17]. Isokinetic exercises can be considered as dynamic exercises, and the cardiovascular response is then a function of the duration and number of movements [4,6]. In agreement with Degache et al. [4], HR increased during isokinetic testing without coming back to HR at rest, according to a rest period of 60 s between each serie of exercise. So, we think that the accumulation of workload during isokinetic test protocol leads to a high peak HR. Thus, the rest period should probably be adapted, in particular for older subjects or subject with cardiovascular disorders [4]. The cardiovascular response is significantly different between a serie of three or five movements and a serie of thirty movements. HR therefore increased with the duration of exercise [4,6]. In agreement with others studies [4-6,19], our results show that the cardiovascular system was most engaged during endurance testing:  $172 \pm 16$  bpm and  $175 \pm 16$  bpm for the two shoulders, respectively. These values correspond to respective increases of 105 and 77% over the resting values, and correspond to 85 and 86% of the MHR, respectively.

#### *4.2 Metabolic demand*

The  $\dot{V} O_2$  increased during isokinetic exercises from 6-11 ml/min/kg to 20-43 ml/min/kg. However, interpretations of metabolic responses were difficult because there was no steady-state in the short isokinetic exercises (< 6 sec) [13]. Our results showed the feasibility of cardiovascular and metabolic gas exchange analyses during an isokinetic rotators shoulder testing. These results were not too far from those that have previously been reported for maximal isokinetic exercises on the knee [13] and on the shoulder [14]. In the present study, blood lactate concentration at the end of the 30 repetitions at 240°/s were increased above the physiological resting value, reaching about 6.5 and 7.5 mmol/l for the two shoulder, respectively. These results were not far from those that have previously been reported for maximal knee isokinetic exercises [13].

### **5. Conclusion**

In conclusion, our study demonstrated significant cardiovascular and metabolic responses to isokinetic exercise of the rotators shoulder muscles and the feasibility of their measurements. Increases of HR was 42-71% over the resting values. During endurance testing, increases of HR corresponded to 85-86% of the maximal HR during incremental test. Our results suggested that observation and supervision are important during testing and/or training

sessions, especially for subjects with risks of cardiovascular disorders. Moreover, the duration of resting period between two isokinetic exercises could be an important parameter influencing the muscular fatigue and strength, and a warm-up should be performed before maximal high-intensity testing. Further study could be interesting on different populations: patients with shoulder disorders and overhead athletes, to evaluate the different cardiovascular and metabolic adaptations with disorders and sports training.

## References

- [1] W.L. Beaver, K. Wasserman and B.J. Whipp, A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange, *J Appl Physiol* **60** (1986), 2020-2027.
- [2] P. Codine et al., [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results], *Ann Readapt Med Phys* **48** (2005), 80-92.
- [3] G. Davies. *A Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques*, (4th Edition), S & S Publishers - Onalaska, 1992.
- [4] F. Degache et al., Cardiovascular responses during isokinetic knee extension testing in chronic heart failure patients, *Isokinet Exerc Sci* **17** (2009), 63-67.
- [5] P.C. Douris, Cardiovascular responses to velocity-specific isokinetic exercise, *J Orthop Sports Phys Ther* **13** (1991), 28-32.
- [6] A. Duvallet et al., Heart rate during fonctionnal isokinetic testing of muscle, *Isokinet Exerc Sci* **3** (1993), 188-194.
- [7] Z. Dvir. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*, (2nd Edition), Churchill Livingstone - Tel-Aviv Univ, 2004.
- [8] P. Edouard, P. Calmels and F. Degache, [Proposition of the isokinetic assessment position of the rotators muscle shoulder], *Sci Sports* **24** (2009), 207-209.
- [9] P. Edouard, P. Calmels and F. Degache, The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength, *Isokinet Exerc Sci* **17** (2009), 35-39.
- [10] P. Edouard et al., Influence of rugby practice on shoulder internal and external rotators strength, *Int J Sports Med* (2009), In press.
- [11] J.M. Galvez et al., Effect of muscle mass and intensity of isometric contraction on heart rate, *J Appl Physiol* **88** (2000), 487-492.
- [12] R.G. Haennel et al., Changes in blood pressure and cardiac output during maximal isokinetic exercise, *Arch Phys Med Rehabil* **73** (1992), 150-155.
- [13] M. Marzorati et al., Metabolic and cardiorespiratory responses to maximal intermittent knee isokinetic exercise in young healthy humans, *Eur J Appl Physiol* **81** (2000), 275-



280.

- [14] F. Mayer et al., Metabolic and cardiocirculatory reactions after concentric and eccentric exercise of the shoulder, *Int J Sports Med* **20** (1999), 527-531.
- [15] J. Meeteren, M.E. Roebroek and H.J. Stam, Test-retest reliability in isokinetic muscle strength measurements of the shoulder, *J Rehabil Med* **34** (2002), 91-95.
- [16] C. Peel and M.J. Alland, Cardiovascular responses to isokinetic trunk exercise, *Phys Ther* **70** (1990), 503-510.
- [17] J. Smolander et al., Heart rate and blood pressure responses to isometric exercise in young and older men, *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* **77** (1998), 439-444.
- [18] A.F. Vallejo et al., Cardiopulmonary responses to eccentric and concentric resistance exercise in older adults, *Age Ageing* **35** (2006), 291-297.
- [19] S. Vinson et al., Cardiovascular response to isokinetic endurance exercise testing, *J Sports Med Phys Fitness* **30** (1990), 93-96.



**Table 1**  
Test protocol

Angular velocity (°/s)	Trials (rep.)	Test (rep.)	Rest time (s)
60 Conc	3	3	60
120 Conc		3	60
240 Conc	3	5	60
60 Ecc	3	3	60
240 Conc		30	60

Conc = Concentric contraction mode; Ecc = Eccentric contraction mode; rep = Repetitions

**Table 2**  
Maximum aerobic capacity test results

Variables	Mean ± SD
$\dot{V} O_2$ max (ml/kg/min)	45.4 ± 8.9
Lactate (mM/l) at max	13.4 ± 0.4
HR (bpm) at rest	59 ± 6.2
HR (bpm) at max	200 ± 10.7
SBP (mmHg) at rest	130 ± 11
SBP (mmHg) at max	164 ± 30

**Table 3**  
Mean values ± SD of the IR and ER peak torque (in Nm)

Test speed / Muscle group	Dominant side	Nondominant side
Conc 60°/s		
IR	59.6 ± 14.2	55.4 ± 17.1
ER	42.0 ± 8.4	38.7 ± 7.3
Conc 120°/s		
IR	57.1 ± 12.7	53.9 ± 15.6
ER	38.9 ± 7.8	36.3 ± 7.2
Conc 240°/s		
IR	53.6 ± 13.4	48.3 ± 12.3
ER	33.4 ± 6.4	31.1 ± 5.5
Ecc 60°/s		
IR	62.2 ± 17*	56.2 ± 19.6*
ER	44.1 ± 11.0	42.5 ± 8.4

\* =  $P < 0.05$ : significant difference between the dominant and the nondominant side.

IR = internal rotators; ER = external rotators; Conc = concentric contraction mode; Ecc = eccentric contraction mode.

**Table 4**Heart rate (mean  $\pm$  SD, bpm), percentage of maximal heart rate (%), and  $\dot{V} O_2$  (mean  $\pm$  SD, ml/min/Kg) in the study population (n = 10)

Protocol of isokinetic testing	First shoulder side			Second shoulder side		
	HR	% of MHR	$\dot{V} O_2$	HR	% of MHR	$\dot{V} O_2$
Resting seated	84 $\pm$ 8.9 <sup>a</sup>	42 $\pm$ 4.3	6.0 $\pm$ 1.9 <sup>a</sup>	101 $\pm$ 16.4 <sup>a</sup>	50 $\pm$ 7.9	7.1 $\pm$ 1.5 <sup>a</sup>
Submaximal warm-up at 120°/s						
Start	89 $\pm$ 8.9			103 $\pm$ 13.6		
End	112 $\pm$ 11.5	56 $\pm$ 5.3		114 $\pm$ 16.0	57 $\pm$ 6.6	
Submaximal warm-up at 120°/s						
Start	90 $\pm$ 11.0			100 $\pm$ 19.5		
End	112 $\pm$ 11.3	56 $\pm$ 4.5		117 $\pm$ 18.7	58 $\pm$ 7.7	
Submaximal warm-up at 60°/s						
Start	94 $\pm$ 7.4			102 $\pm$ 15.9		
End	115 $\pm$ 22.9	45 $\pm$ 25.4		115 $\pm$ 19.2	52 $\pm$ 19.5	
Testing at 60°/s						
Start	102 $\pm$ 14.4 <sup>b</sup>	51 $\pm$ 6.6	6.7 $\pm$ 1.4 <sup>b</sup>	111 $\pm$ 19.0 <sup>b</sup>	55 $\pm$ 8.6	7.6 $\pm$ 1.5 <sup>b</sup>
End	144 $\pm$ 17.6 <sup>ab</sup>	72 $\pm$ 6.6	26.3 $\pm$ 6.9 <sup>ab</sup>	146 $\pm$ 14.9 <sup>ab</sup>	73 $\pm$ 6.9	23.1 $\pm$ 6.3 <sup>ab</sup>
Testing at 120°/s						
Start	100 $\pm$ 17.8 <sup>b</sup>	50 $\pm$ 8.2	9.8 $\pm$ 2.7 <sup>b</sup>	108 $\pm$ 19.7 <sup>b</sup>	54 $\pm$ 9.4	10.7 $\pm$ 4.2 <sup>b</sup>
End	138 $\pm$ 17.0 <sup>ab</sup>	61 $\pm$ 22.3	22.3 $\pm$ 4.7 <sup>ab</sup>	142 $\pm$ 18.0 <sup>ab</sup>	71 $\pm$ 7.2	23.2 $\pm$ 4.0 <sup>ab</sup>
Submaximal warm-up at 240°/s						
Start	97 $\pm$ 16.2			105 $\pm$ 24.6		
End	111 $\pm$ 16.8	50 $\pm$ 18.8		117 $\pm$ 24.3	52 $\pm$ 21.0	
Testing at 240°/s						
Start	95 $\pm$ 14.8 <sup>b</sup>	47 $\pm$ 6.7	7.4 $\pm$ 1.9 <sup>b</sup>	108 $\pm$ 20.5 <sup>b</sup>	54 $\pm$ 9.8	8.0 $\pm$ 2.2 <sup>b</sup>
End	135 $\pm$ 17.9 <sup>ab</sup>	67 $\pm$ 6.9	20.3 $\pm$ 3.7 <sup>ab</sup>	144 $\pm$ 20.3 <sup>ab</sup>	72 $\pm$ 8.4	22.5 $\pm$ 6.1 <sup>ab</sup>
Submaximal warm-up at 60°/s Ecc						
Start	98 $\pm$ 19.5			108 $\pm$ 19.2		
End	108 $\pm$ 14.7	54 $\pm$ 6.9		117 $\pm$ 18.1	58 $\pm$ 7.6	

Testing at 60°/s Ecc						
Start	97 ± 17.1 <sup>b</sup>	48 ± 8.5	7.6 ± 2.0 <sup>b</sup>	107 ± 22.8 <sup>b</sup>	53 ± 10.3	7.8 ± 1.6 <sup>b</sup>
End	135 ± 20.1 <sup>ab</sup>	67 ± 7.9	21.7 ± 6.9 <sup>ab</sup>	142 ± 21.7 <sup>ab</sup>	71 ± 8.5	22.8 ± 9.0 <sup>ab</sup>
Testing at 30x240°/s						
Start	106 ± 26.3 <sup>b</sup>	53 ± 12.6	10.1 ± 3.1 <sup>b</sup>	115 ± 21.0 <sup>b</sup>	57 ± 9.8	11.1 ± 4.5 <sup>b</sup>
End	172 ± 16.0 <sup>ab</sup>	86 ± 5.0	38.4 ± 9.5 <sup>ab</sup>	175 ± 15.7 <sup>ab</sup>	87 ± 4.1	43.1 ± 13.9 <sup>ab</sup>
1st min of recovery	120 ± 15.0	60 ± 7.4		127 ± 17.6	63 ± 8.2	
2nd min of recovery	104 ± 18.6	52 ± 9.2		110 ± 21.3	55 ± 10.1	
3rd min of recovery	104 ± 16.6	41 ± 22.9		108 ± 20.0	47 ± 19.9	

<sup>a</sup> =  $P < 0.05$ : significant difference between the resting seated values and the values at end of isokinetic testing;

<sup>b</sup> =  $P < 0.05$ : significant difference between the pretest resting values and the values at end of isokinetic testing;

Ecc = eccentric contraction mode; HR = heart rate; MHR = maximal heart rate.

**Table 5**

Increase in heart rate for each exercise in the study population (n = 10)

	Increase in heart rate				
	Percentage of MHR	Compared with the resting seated HR		Compared with the started testing HR	
		%	bpm (mean ±SD)	%	bpm (mean ±SD)
First shoulder side testing					
3 x 60°/s	72	60 ± 13.3	71	42 ± 9.6	42
3 x 120°/s	61	55 ± 13.0	66	39 ± 14.0	42
5 x 240°/s	67	51 ± 15.1	62	40 ± 9.5	43
3 x 60°/s Ecc	67	51 ± 18.7	62	38 ± 18.5	41
30 x 240°/s	86	88 ± 11.9	105	66 ± 20.7	70
Second shoulder side testing					
3 x 60°/s	73	45 ± 15.1	47	35 ± 14.5	35
3 x 120°/s	71	42 ± 14.1	43	34 ± 11.9	34
5 x 240°/s	72	44 ± 14.4	45	36 ± 14.1	36
3 x 60°/s Ecc	71	41 ± 12.8	42	35 ± 13.0	35
30 x 240°/s	87	74 ± 14.1	77	61 ± 12.1	56

Increase expressed as the difference between rates (HR<sub>n</sub> - HR<sub>0</sub>) and as a percentage increase ((HR<sub>n</sub> - HR<sub>0</sub> / HR<sub>0</sub>)). HR<sub>n</sub> was the highest values, HR<sub>0</sub> was the resting seated HR or the started testing HR.

Ecc = eccentric contraction mode; HR = heart rate; MHR = maximal heart rate.

Fig. 1. Isokinetic testing of the internal and external rotator muscles of the shoulder was performed in the position of Davies modified on isokinetic Con-Trex® dynamometer. During the isokinetic exercises, cardio-vascular and metabolic analyses were performed using the Medisoft cart gas exchange system.

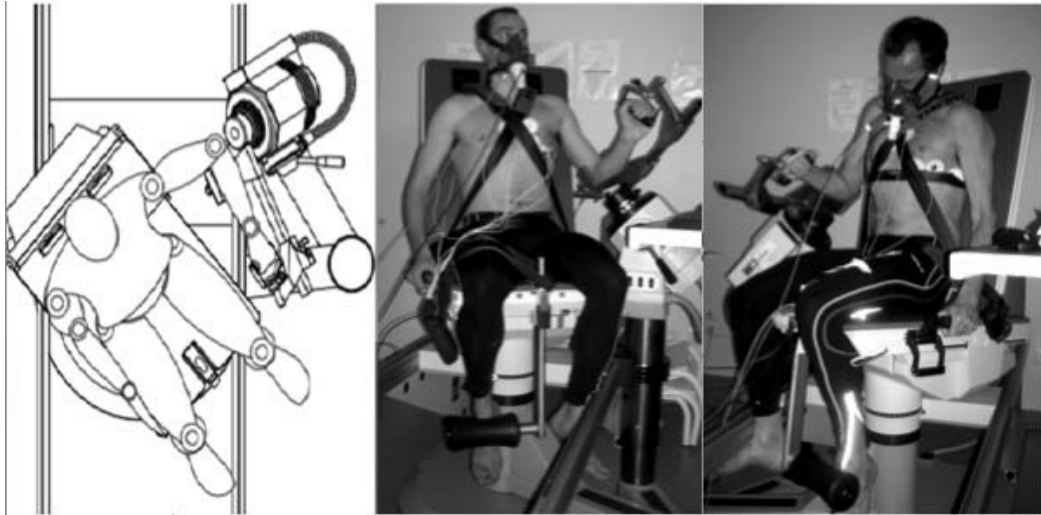
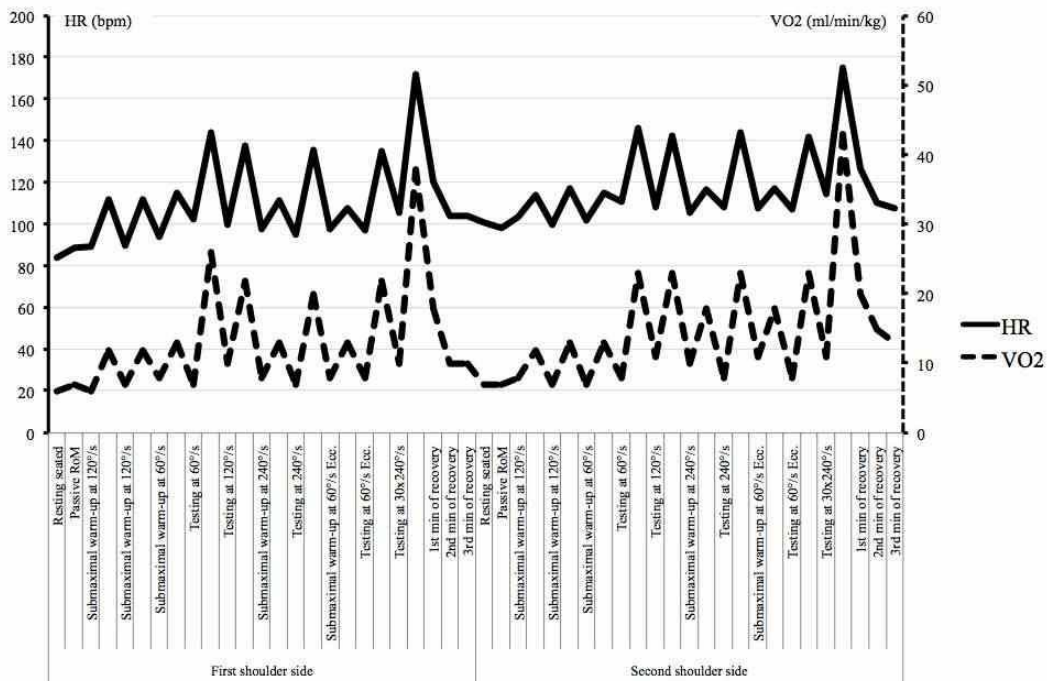


Fig. 2. Evolution of the mean values of the heart rate (HR) and  $\dot{V}O_2$  during the isokinetic rotators shoulder strength testing procedure.



## **II.3. Discussion et conclusion sur l'évaluation isocinétique de la force musculaire des rotateurs de l'épaule**

### ***II.3.1. Résumé des principaux résultats***

L'épaule étant un complexe articulaire à 3 degrés de liberté, il existe plusieurs plans de mobilité, donc plusieurs positions possibles pour envisager une évaluation de la force musculaire en mode dynamique isocinétique. Parmi toutes les positions décrites dans la littérature, il semble que, pour l'évaluation des muscles rotateurs médiaux et latéraux, il soit actuellement conseillé d'utiliser : la position assise avec 45° d'abduction de l'épaule dans le plan de la scapula (dite position de Davies modifiée) dans les contextes pathologiques, et par contre la position en décubitus dorsal avec une abduction de 90° de l'épaule chez les sportifs d'armer (Etude 1).

La position assise avec 45° d'abduction de l'épaule dans le plan de la scapula semble être la position offrant la meilleure reproductibilité pour l'évaluation des muscles rotateurs médiaux et latéraux. Alors que la position debout, ou les postures avec 90° d'abduction de l'épaule, ou dans le plan frontal, doivent être utilisées avec précaution ; elles ne garantissent qu'une faible reproductibilité. Concernant les paramètres retenus usuellement, le moment de force maximum est généralement d'une bonne reproductibilité, à l'inverse des ratios RL/RM (Etude 2).

L'application de la correction de gravité a une influence significative sur la valeur déterminée du moment de force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule, qu'il convient donc d'utiliser. Si le poids du bras du sujet n'est pas pris en compte, la force des rotateurs médiaux est sur-estimée, et celle des rotateurs latéraux est sous-estimée. Le ratio RL/RM se situe en moyenne à 0,70 avec l'application de la correction de gravité (Etude 3).

Enfin, même si les groupes musculaires mis en jeu sont de faible volume, le retentissement des exercices dynamiques en mode isocinétique effectués selon les procédures habituelles de répétition et de temps de récupération reste majeur au niveau cardio-vasculaire et métabolique, et doit être connu et pris en compte selon les sujets testés (Etude 4).

### ***II.3.2. Limites méthodologiques et perspectives***

Ce travail de thèse a donc consisté dans un premier temps à définir une position fiable et reproductible d'évaluation isocinétique des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule, et d'améliorer les connaissances en terme de physiologie de l'exercice de ce type d'évaluation au niveau biomécanique et sur le retentissement cardiaque et métabolique.

Même s'il ressort de notre travail de thèse que l'évaluation musculaire isocinétique semble être à ce jour la méthode d'évaluation de la force musculaire la plus fiable, il n'en reste pas moins que cette méthode n'est pas encore parfaite. Premièrement, le mode de contraction isocinétique n'est pas un mode physiologique. Cette technique permet de mesurer la force angulaire maximale en tout point de la course angulaire, mais cela est donc réalisé dans une situation non « écologique ». Deuxièmement, cette méthode isocinétique permet l'évaluation d'une fonction ou d'un groupe musculaire plus que d'un muscle précis. Ainsi, dans le cadre de l'évaluation des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule, cette évaluation n'est probablement pas spécifique du muscle sub-scapulaire et du muscle infra-épineux, mais plus des groupements musculaires permettant la rotation médiale (muscle sub-scapulaire, grand pectoral, grand dorsal) et la rotation latérale (muscle infra-épineux, muscle petit rond). De plus, des potentielles compensations peuvent exister lors de la réalisation des mouvements d'évaluation. En effet, durant les mouvements de rotation de l'épaule, le sujet peut réaliser des mouvements d'antépulsion et rétropulsion du moignon de l'épaule, ainsi que des mouvements du tronc, qui pourraient fausser les valeurs de force spécifique des rotateurs de l'épaule. Troisièmement, le fait de définir une position précise dans laquelle se fait le mouvement implique que les mesures de force ne seront applicables que dans cette position, ce plan et ce mouvement précis. Or, dans le cadre de l'épaule, complexe articulaire à 3 degrés de liberté, des valeurs de force enregistrées dans un mouvement et un plan de l'espace donné, ne seront peut être pas les mêmes dans un autre plan. Enfin, la reproductibilité de la mesure a été reportée comme excellente pour les moments de force maximum, mais très faible pour les ratios RL/RM. Il paraît pertinent de s'interroger sur les causes de cette faible reproductibilité des ratios.

Dans la pratique clinique et de recherche scientifique, ces aspects doivent être pris en considération dans l'interprétation des résultats.

Ces différentes limites ouvrent donc de nouvelles perspectives de réflexion et de recherche concernant l'évaluation musculaire isocinétique. Ainsi, pour mieux comprendre quels sont les groupes musculaires concernés lors de l'évaluation des rotateurs de l'épaule, celle-ci pourrait être couplé à un enregistrement électromyographique. De plus, l'étude des modifications de la force musculaire et des ratios agonistes/antagonistes en fonction de la position du sujet et du plan du mouvement pourrait être intéressante. Ensuite, pour limiter les compensations, l'addition de sangles supplémentaires pourrait se discuter. Concernant les ratios RL/RM, il semble pertinent de s'interroger sur la cause de leur faible reproductibilité, afin de tenter de l'améliorer. Enfin, comme pour la position d'évaluation, une uniformisation des pratiques concernant le choix des vitesses angulaires pourrait être intéressante. Cela pose la question suivante : pourquoi utiliser plusieurs vitesses angulaires et quelles sont les vitesses les plus fiables et les plus pertinentes ?

### ***II.3.3. Conclusion***

L'évaluation de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux par dynamomètre isocinétique apparaît correspondre au cahier des charges nécessaire pour la réalisation d'une évaluation précise et reproductible de la qualité de la force musculaire, la quantification d'anomalies, de déficits et de déséquilibres.

A la lumière des études méthodologiques présentées ci-dessus, dans ce travail de thèse sur les adaptations de la force musculaire de l'épaule en situation pathologique et sportive, nous avons choisi d'utiliser la position d'évaluation la plus reproductible et la plus adaptée pour l'évaluation de sujets pathologiques : la position assise avec 45° d'abduction dans le plan de la scapula. Les valeurs ont été utilisées avec la correction de la gravité.



**PARTIE III :**  
**ADAPTATIONS DE LA FORCE MUSCULAIRE**  
**DES ROTATEURS MEDIAUX ET LATERAUX**  
**DE L'ARTICULATION SCAPULO-HUMERALE**  
**A DES SITUATIONS PATHOLOGIQUES**  
**ET SPORTIVES**



### **III.1. Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux dans les situations pathologiques d'instabilité scapulo-humérale**

Nous avons précédemment rapporté la fréquence et le retentissement fonctionnel des pathologies d'instabilité de l'articulation scapulo-humérale, notamment chez les sujets jeunes et/ou sportifs ayant des sollicitations importantes de l'épaule. L'instabilité scapulo-humérale peut survenir dans les suites d'une lésion ou d'une déficience osseuse, ligamentaire ou du bourrelet glénoïdien. En cas de défaillance de ces moyens de stabilisation passive, les moyens de stabilisation dynamique, et notamment les muscles de la coiffe des rotateurs et l'équilibre agoniste/antagoniste des muscles rotateurs médiaux et latéraux, semblent avoir un rôle primordial dans la stabilité de l'articulation scapulo-humérale. Ces muscles pourraient aussi avoir un rôle dans la prévention primaire et la prévention secondaire des phénomènes d'instabilité scapulo-humérale. Ainsi, leur exploration et notamment l'évaluation de la force et de la puissance musculaire, et l'équilibre agoniste/antagoniste de ce couple, apparaît pertinent dans l'analyse des stratégies de stabilisation.

C'est dans ce contexte que nous avons orienté nos travaux, visant à établir :

- dans un premier temps, une revue de la littérature sur « force musculaire et pathologie d'instabilité scapulo-humérale » ;
- dans un second temps, nous rapporterons nos travaux sur l'exploration de la force musculaire des muscles rotateurs médiaux et latéraux par dynamométrie isocinétique en situation d'instabilité antérieure chronique post-traumatique de l'articulation scapulo-humérale.

#### ***III.1.1. Force musculaire des rotateurs de l'épaule et instabilité scapulo-humérale***

##### ***III.1.1.1. Instabilité d'épaule non opérée***

Classiquement on associe un déficit de la force des muscles rotateurs médiaux à l'instabilité antérieure d'épaule : lors du mouvement d'abduction - rotation latérale, la déficience des rotateurs médiaux entraînerait la luxation antérieure de la tête humérale (Tsai et al., 1991; Chanussot & Danowski, 2005; Codine et al., 2005; Gremeaux et al., 2007). Dans une revue de la littérature, Codine et al. (2005) rapportaient que dans l'instabilité de l'épaule, les valeurs

publiées de force musculaire des rotateurs étaient homogènes, et l'anomalie la plus constante était une diminution de la force des rotateurs médiaux avec une augmentation du ratio RL/RM voisin ou supérieur à 1 (pour des valeurs considérées comme physiologiques au niveau d'une épaule saine entre 0,60 et 0,80 (Ivey et al., 1985; Davies, 1992; Dvir, 2004; Codine et al., 2005)). Warner et al. (1990) ont retrouvé un déficit significatif de la force des muscles rotateurs médiaux chez des sujets présentant une instabilité d'épaule non opérée. Cette étude a porté sur 53 sujets dont 28 ayant une instabilité antérieure de l'épaule non opérée, 10 ayant un « impingement syndrome » et 15 volontaires sains ; la force des muscles rotateurs de l'épaule avait été évaluée en mode isocinétique concentrique avec un dynamomètre de type Biodex® aux vitesses angulaires de 90°/s et 180°/s. Tsai et al. (1991) ont également retrouvé un déficit de force des muscles rotateurs médiaux chez 26 patients (23 hommes et 3 femmes) ayant une instabilité antérieure de l'épaule non opérée. Le bilan avait été réalisé en moyenne à 7 ans du premier épisode de luxation ; aucun patient n'avait suivi de programme de rééducation. Cependant, Rupp et al. (1995) ont rapporté une augmentation de la force des rotateurs médiaux chez des nageurs présentant une appréhension à l'armer du bras comparés à des sujets contrôles sains. De Palma (1950) avait développé la théorie de la « neuromuscular imbalance » pour expliquer l'instabilité de l'épaule. Dans cette théorie, un déséquilibre au profil du muscle sub-scapulaire était supposé responsable de l'instabilité antérieure. Enfin, Bak et al. (1997) et Dauty et al. (2007) n'ont rapporté aucune différence de force des rotateurs médiaux et latéraux entre le côté lésé et le côté sain chez des sujets présentant une instabilité d'épaule unilatérale.

Les méthodologies et les valeurs de force des muscles rotateurs des études pré-citées ont été rapportées dans le Tableau I de l'Etude 5. Ainsi, de ces données, ce lien « classique » entre l'instabilité antérieure d'épaule non opérée, et un déficit de force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux n'apparaît pas clairement au regard des signes cliniques retrouvés et encore moins parmi les facteurs de risque prédisposant à une instabilité scapulo-humérale. L'hétérogénéité des méthodes d'évaluation utilisées, mais surtout des populations et des physiopathologies (macro- et micro-traumatique) des instabilités d'épaule étudiées, pourrait expliquer la difficulté à définir ce lien.

#### *III.1.1.2. Instabilité d'épaule opérée*

Après une stabilisation chirurgicale, connaître l'évolution de la force musculaire semble pertinente, compte tenu de l'importance et de la participation des stabilisateurs dynamiques.

En France, la technique chirurgicale la plus fréquemment utilisée est la butée antérieure osseuse selon la technique de Latarjet (ou Bristow-Latarjet).

A notre connaissance, seulement deux études prospectives (Dauty et al., 2007; Amako et al., 2008) se sont intéressées à l'évolution et à la récupération de la force musculaire des rotateurs de l'épaule dans les suites d'une stabilisation chirurgicale par butée antérieure osseuse selon la technique de Latarjet. Dauty et al. (2007) ont retrouvé une récupération quasi-totale de la force musculaire des rotateurs à 3 mois postopératoires. Les évaluations avaient été réalisées en préopératoire et à 3 mois postopératoires, sur 25 patients, aux vitesses angulaires de 60°/s et 120°/s. La récupération de la force musculaire avait été mesurée en comparant les valeurs pré- et post-opératoires. Amako et al. (2008) ont retrouvé une récupération de la force musculaire des rotateurs vers 4,5 mois après la chirurgie de stabilisation. Les évaluations musculaires en mode isocinétique avaient été réalisées en préopératoire et à 1,5 mois, 3 mois, 4,5 mois, 6 mois, 9 mois et 12 mois postopératoires, sur 40 patients, aux vitesses angulaires de 60°/s et 180°/s. D'autres études rapportaient des valeurs de force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux dans les suites d'une stabilisation chirurgicale par butée antérieure selon la technique de Latarjet, mais les mesures étaient réalisées uniquement en postopératoire, sans valeur de référence préopératoire, en comparant les valeurs uniquement au côté controlatéral sain. Ainsi, à 30 mois en moyenne après une chirurgie stabilisatrice selon la technique de Latarjet, Forthomme et al. (2005b) ont constaté un déficit systématique des muscles rotateurs latéraux par rapport à l'épaule saine chez 23 sujets opérés. Les évaluations avaient été réalisées sur dynamomètre isocinétique selon deux positions (bras à 90° d'abduction ou à 45° d'abduction) et aux vitesses angulaires de 60°/s et 240°/s. Forthomme et al. (2005b) ont constaté aussi un lien entre l'incision, la dégénérescence graisseuse du muscle sub-scapulaire et un déficit de force musculaire des rotateurs médiaux. Felicetti et al. (2000) ont retrouvé une différence de force faible, et non significative, entre les deux épaules, chez 12 patients évalués en moyenne à 18 mois (de 1 à 3 ans) après une stabilisation selon la technique de Latarjet. Les sujets avaient été évalués sur dynamomètre isocinétique uniquement à une vitesse angulaire de 60°/s, en position d'abduction de l'épaule à 90°. Sabourin et al. (1993) ont retrouvé un déficit des muscles rotateurs médiaux de 30 à 60 % et des rotateurs latéraux de 20 à 35%, selon les vitesses utilisées, entre 3 et 6 mois après une butée antérieure type Latarjet. Cette évaluation avait porté sur 6 patients sportifs âgés en moyenne de 29 ans. Les vitesses angulaires utilisées étaient de 180°/s et 240°/s. De même, Wredmard et al. (1992) ont retrouvé un déficit de force musculaire en mode isocinétique 6 ans après cette même chirurgie, sans préciser le groupe musculaire déficitaire. Cette évaluation avait porté sur 44 patients, aux

vitesses de 30°/s et 90°/s, l'épaule opérée étant comparée à l'épaule controlatérale saine. Enfin, Regan et al. (1989) ont retrouvé un déficit des rotateurs latéraux chez 27 sujets évalués en moyenne 6,75 ans après une stabilisation chirurgicale par butée antérieure selon la technique de Latarjet.

### ***III.1.2. Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux dans les situations pathologiques d'instabilité scapulo-humérale : Contributions personnelles***

Avec l'objectif de déterminer les liens éventuels existant entre la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux et l'instabilité scapulo-humérale, nous avons envisagé :

- une évaluation de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux chez les sujets présentant une instabilité antérieure chronique post-traumatique non opérée (Etude 5),
- une étude prospective sur l'évolution de cette force musculaire avant et après stabilisation chirurgicale selon la technique de Latarjet (Etude 6),
- l'intérêt de l'évaluation musculaire isocinétique de l'épaule vis-à-vis du résultat fonctionnel de la chirurgie de l'épaule instable (Etude 7).

Pour l'ensemble de cette partie sur les liens éventuels entre force musculaire des rotateurs et instabilité scapulo-humérale, nous avons rapporté l'intégralité de la contribution personnelle par les études publiées et/ou acceptées pour publication, précédées d'un bref résumé en français lors de la publication d'articles en anglais.

ETUDE 5

**Rotator Cuff Strength in Recurrent Anterior Shoulder Instability** (Force musculaire de la coiffe des rotateurs dans l'instabilité antérieure récurrente de l'épaule)

**Pascal Edouard**, Francis Degache, Laurent Beguin, Pierre Samozino, Giorgio Gresta, Isabelle Fayolle-Minon, Frédéric Farizon, Paul Calmels

The Journal of Bone and Joint Surgery (American volume), 2011 ; 93 (8) : 759-765.

**Résumé**

*Objectif : Bien que les contractions des muscles de la coiffe des rotateurs jouent un rôle important dans la stabilisation de l'articulation scapulo-humérale, le rôle précis de ces muscles dans la physiopathologie de l'instabilité scapulo-humérale n'est pas bien connu. L'objectif de cette étude a été d'analyser l'association entre la force musculaire isocinétique des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule et l'instabilité de l'articulation scapulo-humérale chez des patients ayant une instabilité antérieure chronique non opérée de l'épaule.*

*Méthodologie : Trente-sept patients avec une instabilité antérieure chronique unilatérale post-traumatique non opérée de l'épaule et 11 sujets sains non sportifs ont été inclus dans cette étude contrôlée. L'association entre la force musculaire isocinétique des rotateurs médiaux et latéraux et l'instabilité de l'épaule a été analysée par la comparaison entre le côté sain et le côté lésé, et par la comparaison au groupe contrôle. La force musculaire isocinétique des muscles rotateurs médiaux et rotateurs latéraux a été mesurée avec un dynamomètre isocinétique de type Con-trex®, en position assise, avec 45° d'abduction de l'épaule et dans le plan de la scapula, à 180°/s, 120°/s et 60°/s en mode concentrique, pour les deux épaules. Les valeurs du moment de force maximum ont été rapportées au poids (en Nm.kg<sup>-1</sup>) pour l'analyse statistique. Les évaluations cliniques et isocinétiques ont été réalisées par le même médecin de Médecine Physique et de Réadaptation.*

*Résultats : L'association entre l'instabilité de l'épaule et la force musculaire isocinétique des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule était significativement associée aux différences entre les côtés dominant et non-dominant (P < 0,05). En comparaison avec le groupe contrôle, les valeurs de force étaient plus faibles au niveau de l'épaule pathologique des sujets présentant une instabilité d'épaule qu'au niveau de l'épaule homolatérale saine chez les sujets contrôles, à 180°/s et 120°/s (P < 0,05). Les différences entre les côtés dominant et non-dominant étaient augmentées si le côté non-dominant était atteint, et diminuées si le côté*

dominant était atteint. Il n'y avait pas d'association entre l'instabilité de l'épaule et les ratios RL/RM.

*Conclusion :* Le déficit de la force musculaire des rotateurs médiaux et rotateurs latéraux de l'épaule était associé à l'instabilité antérieure chronique de l'épaule et les différences entre le côté sain et lésé dépendaient de la dominance des patients. Les différences entre les deux côtés étaient augmentées si le côté non-dominant était atteint et diminuées si le côté dominant était atteint. Il n'existait pas d'association entre l'instabilité antérieure chronique de l'épaule et le ratio RL/RM. Nos résultats suggéraient que l'utilisation d'un groupe contrôle pourrait aider l'analyse de l'influence des contraintes sur la force musculaire de l'épaule, en diminuant le biais induit par la latéralité.

### **Abstract**

*Background:* Although rotator cuff contractions play an important role in stabilizing the glenohumeral joint, little is known about the role of these muscles in pathophysiological recurrent anterior instability. We aimed to analyze the association between isokinetic internal rotator (IR) and external rotator (ER) muscle strength and glenohumeral joint instability in patients with nonoperated recurrent anterior instability.

*Methods:* We enrolled 37 patients with unilateral recurrent anterior post-traumatic shoulder dislocation and 11 healthy nonathletic subjects in this controlled study. The association between IR and ER strength and shoulder instability was analyzed by side-to-side comparisons and comparisons to a control group. Isokinetic strength of the IR and ER strength was evaluated with use of a Con-Trex® dynamometer, with the subject in a seated position and 45° shoulder abduction in the scapular plane. Tests were performed at 180, 120 and 60°/s in concentric mode for both sides. Peak torque normalized to body weight and ER/IR ratio were calculated for each angular velocity. Clinical and isokinetic evaluation was by the same physical and medical rehabilitation physician.

*Results:* The association between shoulder instability and IR and ER strength was associated with side-to-side differences ( $p < 0.05$ ). By comparisons to a control group, strength values were lower on the pathological shoulder side than on the healthy homolateral shoulder side of controls at 180°/s and 120°/s ( $P < 0.05$ ). The side-to-side differences were increased when the nondominant side was involved and were decreased when dominant side was involved. We found no association between glenohumeral joint instability and ER/IR ratio.

*Conclusions:* IR and ER strength weakness was associated with recurrent anterior instability and side-to-side differences depended on the dominance of the side. Use of a control group



*may help analyze the influence of constraints on shoulder strength. Further prospective studies are necessary to determine whether the strength weakness is a cause or an effect of the instability.*

## **Introduction**

The glenohumeral joint is the most commonly dislocated diarthroidal joint<sup>1</sup>. Glenohumeral instability can occur with deficiency in bony, soft tissue or with dynamic muscular restraints of translation of the humeral head on the glenoid<sup>1</sup>. An intricate balance between the static and dynamic stabilizers confers stability of the glenohumeral joint<sup>1-9</sup>.

The isokinetic torque of the internal rotator (IR) and external rotator (ER) muscles and the ER/IR ratio can represent the rotator cuff strength and dynamic stabilizer components to glenohumeral stability<sup>5-8,10-12</sup>. Many studies have reported on the contribution of the loss of isokinetic muscle strength to recurrent anterior instability (Table I)<sup>6,7,9,11,13-15</sup>. Muscular strength weakness and/or imbalance of the dynamic stabilizers could lead to recurrent anterior instability<sup>3,4,7,8,13,16</sup>. Some studies reported IR weakness<sup>2,6,11,13</sup>, whereas other studies reported high IR strength or no weakness on the involved shoulder side. These results are controversial because of differences in study aims, populations, strength assessment, protocol designs and methodological aspects. The heterogeneity of the populations in terms of sex, age, and side-to-side differences (e.g., right- and left-handed, physical activity level) could explain inconclusive results. Moreover, the side-to-side differences between the involved and noninvolved shoulder side have been classically analyzed; however, in many patients with impingement or instability, the contralateral shoulder cannot be considered a referent side<sup>9,13,15,17</sup>. Additionally, the 10% to 15% difference in strength considered not pathological<sup>16,18-20</sup> is often reported as statistically significant, so side-to-side comparisons must be interpreted with caution<sup>15,17</sup>. A comparison to a control group may reduce errors associated with side-to-side analysis<sup>15</sup>.

Although rotator cuff strength plays an important role in stabilizing the glenohumeral joint<sup>2-9</sup>, no strong evidence suggests a role in recurrent anterior instability pathophysiology. Assessing the influence of rotator cuff strength in recurrent anterior instability pathophysiology is of interest to optimize rehabilitation programs with nonoperative treatment or before surgical stabilization<sup>1,4,9,14,21-23</sup>. We aimed to analyze the association between isokinetic IR and ER



muscle strength and glenohumeral joint instability in patients with nonoperated recurrent anterior instability.

## **Materials and Methods**

### ***Study Design***

To analyze the association between rotator cuff strength and glenohumeral joint instability and decrease the risk of bias induced by other variables, such as practice of upper-limb sports or side-to-side differences, we included a homogeneous population of patients with shoulder instability and a homogeneous representative sample from the normal population as controls.

We used 2 groups for this observational controlled study: patients with recurrent anterior posttraumatic glenohumeral instability group (recurrent anterior instability group) selected prospectively from a physical medicine and rehabilitation outpatient unit (from 2005 to 2008) and a representative matched control group of nonathletic healthy subjects (control group). Informed written consent was provided by each subject before their participation in the study. The local ethics committee approved all procedures used in this study. The variable of sex was omitted by including only men, and the variable of age was represented by including subjects between 18 and 45 years old. This age interval corresponds to the period during which glenohumeral instability is the most frequent<sup>1</sup>. Only right-handed subjects were included to decrease the risk of bias from differences in strength between the dominant and nondominant sides.

Patients included in the recurrent anterior instability group were men with symptomatic recurrent anterior unidirectional posttraumatic glenohumeral dislocation who were between 18 and 45 years old, right-handed, scheduled for stabilizing surgery, had a first posttraumatic dislocation (group IV from classification system of Kvitne and Jobe<sup>2</sup>), a healthy contralateral shoulder, no reported associated injury on CT arthrography (rotator cuff injury, bone injury), no prior participation in upper-limb sports such as those involving throwing or swimming, and no contraindications to isokinetic shoulder testing<sup>24</sup>. Diagnosis of shoulder instability was based on medical and physical examinations by the same surgeon (LB) following the senior authors' recommendations<sup>1</sup>. Our study focused on traumatic anterior glenohumeral instability because dislocations are more frequently in the anterior direction and traumatic injury represents approximately 95% of anterior shoulder dislocations<sup>1</sup>. The indication for surgical stabilization seemed an important inclusion criterion because it indicated that the impact of recurrent anterior instability was major. Patients with voluntary instability or rotator cuff disease, as determined by medical examinations following the senior authors'

recommendations<sup>1</sup> and on CT arthrography, were excluded.

Participants in the control group were recruited from hospital staff members. Inclusion criteria were chosen so that the only variable different between the 2 groups was the shoulder instability abnormality. Indeed, apart from the shoulder instability, both groups showed no other constraints on the shoulder (no strengthening, upper-limb sports, or other shoulder abnormalities). The participants in the control group were voluntary participants, between 18 and 45 years of age, men, right-handed, and without prior history of shoulder pain or dysfunction and had no prior participation in upper-limb sports such those involving throwing or swimming.

### ***Demographic Data***

Between 2005 and 2008, one surgeon (LB) indicated the need for shoulder stabilization for 63 patients. Twenty-six patients were excluded: 6 women, 4 with bilateral instability, 5 left-handed and 11 who did not agree to participate. Thus, 37 patients were included in the recurrent anterior instability group. The mean age at surgery was 24.5 (SD  $\pm$ 7.5) years, the mean height was 178.8 (SD  $\pm$ 6.4) cm and the mean weight was 73.6 (SD  $\pm$ 9.1) kg. In 20 patients, the dominant side was involved and in 17, the nondominant side. The average number of dislocation before surgery was 3 (SD,  $\pm$ 2; range, 1-10). The average time between the first dislocation and the surgery was 4 (SD,  $\pm$ 5) years (range, 0.5-20). No patient underwent rehabilitation before the study. The recurrent anterior instability group was divided into 2 groups for purposes of comparison: patients with recurrent anterior instability on the dominant shoulder side (dominant recurrent anterior instability group) and the nondominant shoulder side (nondominant recurrent anterior instability group). The controls were a representative group because they matched the study group in terms of age, weight, and height, with no significant differences between the 2 groups. The characteristics of the recurrent anterior instability group and control group are presented in Table II.

### ***Isokinetic Testing Procedure***

IR and ER shoulder muscle dynamic strength was evaluated by use of an isokinetic Con-Trex® dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland). The same examiner (PE) conducted the tests for all subjects. Data were acquired by use of a PC computer with the Con-Trex® software, and peak torque and range of motion were recorded. The isokinetic dynamometer with the computing software was calibrated with certified weight before data collection.

The testing apparatus was set up, and subjects were positioned in the seated position and stabilized uniformly as described in the Con-Trex® owner's manual for IR and ER, with 45°

shoulder abduction in the scapular plane and 70° range of motion (Fig. 1)<sup>25</sup>. The humerus was aligned with the rotational axis of the dynamometer. The elbow was supported in 90° flexion, and the forearm was in neutral pronation/supination. Auto adhesive straps were placed horizontally across the chest and pelvis to stabilize the trunk to the seat<sup>15</sup>. The range of motion was 15° for internal rotation and 55° for external rotation, from a reference position of the forearm horizontal at 0°<sup>25</sup>. Isokinetic assessments of IR and ER shoulder muscles in this seated position were shown to be valid and reliable<sup>16,25</sup>. This seated position (modified position of Davies) was chosen to minimize stress and injury to the anterior capsule and rotator cuff and to decrease the apprehension of the subject and the risk of shoulder dislocation, which may occur in testing above the horizontal level with 90° abduction of the shoulder<sup>5,6,24,26</sup>.

Before testing, each subject was informed about the procedure, the effort required, and uniform commands that would be used to begin and finish each testing sequence. A global warm-up was performed on the upper-body ergometer (ergotonic 4000; Sopur GmbH, Heidelberg, Germany) for 6 min at 50 kg-m/min of power with a frequency of 75 to 90 revolutions per minute. The subject's arm and the testing apparatus were statically weighed to provide gravity compensation data, and corrections were incorporated<sup>27</sup>. Artifacts were controlled during testing<sup>28</sup>.

Both shoulders were tested beginning with the uninvolved shoulder side<sup>24</sup> to establish a database for the involved shoulder side, to practice initial isokinetic familiarization, and to decrease the subject's apprehension<sup>24</sup>. As an initial familiarization with isokinetic movements and specific warm-up, subjects performed 3 series of 6 graded submaximal repetitions at an intermediate angular velocity of 120°/s. Data were recorded at three different angular velocities: an high angular velocity of 180°/s, an intermediate angular velocity of 120°/s and a low angular velocity of 60°/s. Ten repetitions were performed at 180°/s, 5 at 120°/s and 3 at 60°/s. A 1-min rest separated each series of movements. Subjects were orally supported without visual feedback. Each subject followed the same standardized procedure.

At each angular velocity, dynamic strength of the IR and ER muscles was evaluated by the peak torque normalized to body weight (peak torque to body weight). Use of a normalized measure such as peak torque to body weight allows for comparison between subjects of different morphological conditions within similar test populations<sup>12,16,29-31</sup>. Previous isokinetic research examining normative values in various muscle groups in men and women expressed peak torque values as a percentage of body weight<sup>29</sup>. The ratio of ER peak torque to IR peak torque (ER/IR ratio) was then calculated for each angular velocity.

### ***Statistical Analysis***

Means and standard deviations (SD) were calculated for all variables. The association between isokinetic IR and ER muscle strength and glenohumeral joint instability was analyzed by both side-to-side comparisons and comparisons to a control group. At each angular velocity, two-way ANOVA (the 2 factors analyzed were side-to-side differences and recurrent anterior instability) was used to test the effect of the side-to-side differences (dominant vs. nondominant shoulder side) and the effect of recurrent anterior instability (dominant recurrent anterior instability group vs. nondominant recurrent anterior instability group vs. control group) on the IR and ER peak torque to body weight and ER/IR ratio. When a main effect of the 2 factors (side-to-side differences  $\times$  recurrent anterior instability) or an interaction between the 2 factors was significant, additional statistical analyses were performed: one-way ANOVA and Fischer's Protected Least Significant Difference (PLSD) post-hoc test; to determine the side-to-side differences effect in each group (dominant recurrent anterior instability group, nondominant recurrent anterior instability group and control group) and to determine the recurrent anterior instability effect for each shoulder side in comparison with a control group. Concerning the recurrent anterior instability effect, for dominant recurrent anterior instability group, the dominant pathological shoulder side was compared with the healthy dominant shoulder side of control subjects, and for nondominant recurrent anterior instability group, the nondominant pathological shoulder side was compared with the healthy nondominant shoulder side of control subjects. These analyses involved use of Statview® software. The level of significance was fixed at  $P < 0.05$ .

### **Results**

The interaction between the 2 factors (side-to-side differences and recurrent anterior instability) was significant for the IR and ER peak torque to body weight for all angular velocities ( $P < 0.05$ ). The effect of the side-to-side differences on the IR and ER peak torque to body weight and ER/IR ratios was significant for all angular velocities ( $P < 0.05$ ). The effect of recurrent anterior instability on the IR and ER peak torque to body weight and ER/IR ratios was not significant at each velocity. Peak torque to body weight values for the IR and ER and ER/IR ratios are reported in Table III. The differences (in percentage) between the nondominant and dominant sides are in Table IV for the IR and ER strength.

Concerning the effect of the side-to-side differences (side-to-side comparisons), for the control group, both IR and ER peak torque to body weight were significantly higher on the dominant side than on the nondominant side at all angular velocities ( $P < 0.05$ ) (Tables III

and IV), with no significant difference for the ER/IR ratios. For the dominant side recurrent anterior instability group, the ER peak torque to body weight were significantly lower on the dominant pathological shoulder side than on the healthy controlateral nondominant side at 180°/s and 120°/s, and the ER/IR ratios were significantly lower on the dominant pathological shoulder side at 180°/s ( $P < 0.05$ ) (Tables III and IV). For the nondominant side recurrent anterior instability group, the IR and ER peak torque to body weight were significantly lower on the nondominant pathological shoulder side than on the healthy controlateral dominant side at all angular velocities ( $P < 0.05$ ), and the ER/IR ratios were significantly higher on the involved nondominant pathological shoulder side than on the healthy controlateral dominant side at all angular velocities ( $P < 0.05$ ) (Tables III and IV).

Concerning the effect of recurrent anterior instability (comparisons to a control group), one-way ANOVA revealed a significant effect on the IR and ER peak torque to body weight at 180°/s and 120°/s ( $P < 0.05$ ). IR and ER peak torque to body weight were significantly lower on the pathological shoulder side than on the healthy homolateral shoulder side of controls (Table III and Fig. 2).

## Discussion

The main finding of this study was that patients with recurrent anterior instability have rotator cuff weakness. This relative value of this weakness as a function of side-to-side comparison was dependant on whether the dominant side or the nondominant were involved. Side-to-side differences were increased when the nondominant side was involved and decreased when the dominant side was involved.

For healthy subjects in control group, the IR peak torque to body weight values ranged from 0.65 to 0.78, and the ER peak torque to body weight values ranged from 0.43 to 0.56, were comparable to the results on healthy subjects from other studies<sup>5,6,11,15,17,26,32,33,34,36</sup>. The ER/IR ratio ranged from 0.66 to 0.75 was comparable to the usual ratio of 0.60 to 0.80 on the healthy shoulder<sup>2,11,13</sup>. Thus, our control group was representative to healthy subjects.

Classically, recurrent anterior instability is often associated with IR strength deficit, because during external rotation and abduction movements, the humeral head cannot be maintained in the glenoid fossa<sup>2,11,13</sup>. In a review of isokinetic shoulder strength assessment, Codine et al.<sup>11</sup> reported a more consistent IR/ER ratio close to 1 in glenohumeral instability (for a usual ratio of 0.60 to 0.80 on the healthy shoulder<sup>5,6,11,15,17,32,33</sup>) that showed a trend of IR strength deficit. Our results are in agreement with this common state. Warner et al.<sup>6</sup> and Tsai et al.<sup>13</sup> reported

an IR strength deficit in patients with nonoperated recurrent anterior instability. Moreover, our results reveal a global weakness of the rotator cuff strength concerning IR and ER strength. In contrast, Rupp et al.<sup>7</sup> reported higher IR strength in swimmers with apprehension as compared with healthy control subjects. Bak et al.<sup>15</sup> and Dauty et al.<sup>9</sup> reported no side-to-side difference in IR and ER strength in patients with unilateral shoulder instability. These results were controversial because of differences in study aims, populations, and strength assessment. Our study may have avoided the confounding influence of the side-to-side comparisons by use of a control group, because for many patients with impingement or instability, the contralateral shoulder cannot be considered a normal referent side<sup>17</sup>. Additionally, the 10% to 15% side-to-side strength difference considered not pathological<sup>16,18-20</sup> can constitute statistical bias for side-to-side comparisons<sup>15,17</sup>.

Concerning the relationship between the ER/IR ratio and recurrent anterior instability, our results reported no differences for the ER/IR ratios between the recurrent anterior instability group and the control group although the study may have lacked sufficient statistical power. This results agreed with those of Codine et al.<sup>5</sup> and Edouard et al.<sup>12</sup> who suggested that a modification in the ratio should not be systematically considered a pathophysiologic factor<sup>12</sup>. The interindividual variability of ER/IR ratios in one group of subjects with identical demands or stresses on the shoulder muscle was greater than the intergroup variability<sup>5,6,10,15,24</sup>. Caution should be taken in interpreting the ER/IR ratio because of less reliability<sup>18,34</sup>.

There were several limitations of our study. First, the number of patients and controls could be considered as too small. Second, an 18 to 45-year-old age group could be considered as a too wide distribution. Thirdly, concerning the link between glenohumeral instability and rotator cuff strength, determining whether the strength weakness is a cause or a consequence of the instability is difficult. Causes of this weakness are unclear: they could be due to atrophy with disuse, pain, limited range of motion, apprehension, and/or anxiety<sup>19</sup>. Fourthly, the IR and ER muscles are not the exclusive muscles contributing to the glenohumeral stability; deltoid and scapular muscles also have a significant role in the stability<sup>3,23</sup>. The strength of dynamic stabilizers cannot be considered the exclusive or major factor of dynamic stability. Muscular activation, coordination and coactivation may be important<sup>4</sup>. The coordination function of the rotator cuff muscles provides a net vector of compression to stabilize the humeral head in the glenoid<sup>4</sup>. The disruption of the rotator cuff strength balance could cause a deficient centering of the humeral head and could promote shoulder instability in case of insufficient passive stabilizers<sup>4,11</sup>. Determining and analyzing the centre of rotation<sup>35</sup> could be of interest to better understand the pathophysiology of glenohumeral joint instability and for

rehabilitation; however, in clinical practice, isokinetic rotator cuff strength assessment can be relevant to guide and optimize the strength rehabilitation and probably help in the decision to return to sports<sup>9,36</sup>. Moreover, although surgical stabilization is currently considered the standard treatment for recurrent anterior instability to restore the static stabilizer components<sup>1,9,37</sup>, rehabilitation programs may optimize dynamic stabilization to help avoid pre- or postsurgical dislocations<sup>1,4,9,14,21-23</sup>.

### Conclusions

Our results showed that IR and ER strength weakness was associated with recurrent anterior instability. Shoulder instability was associated with side-to-side differences of rotator cuff strength. The side-to-side differences were increased when the nondominant side was involved and decreased when the dominant side was involved. We found no association between the recurrent anterior instability and the ER/IR ratio. Our results suggest that a control group is most appropriate in analyzing the influence of constraints on shoulder strength because the opposite side often cannot be a normal reference. Further prospective studies are necessary to determine whether the weakness is a contributing etiology or consequence of recurrent instability. Other dynamic variables, such as muscular activation, coordination, coactivation and the centre of rotation displacement should be analyzed as factors of glenohumeral joint dynamic stabilization.

### References

1. Dodson CC, Cordasco FA. Anterior glenohumeral joint dislocations. *Orthop Clin North Am.* 2008;39:507-18.
2. Kvitne RS, Jobe FW. The diagnosis and treatment of anterior instability in the throwing athlete. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;107-23.
3. Levine WN, Flatow EL. The pathophysiology of shoulder instability. *Am J Sports Med.* 2000;28:910-7.
4. Myers JB, Lephart SM. The Role of the Sensorimotor System in the Athletic Shoulder. *J Athl Train.* 2000;35:351-63.
5. Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Benaim C, Brun V. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29:1400-5.
6. Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am J Sports Med.* 1990;18:366-75.



7. Rupp S, Berninger K, Hopf T. Shoulder problems in high level swimmers--impingement, anterior instability, muscular imbalance? *Int J Sports Med.* 1995;16:557-62.
8. Forthomme B, Willems S, Hurllet S, Berger J, Houben G, Croisier J. Shoulder isokinetic profile after Latarjet's technique. *Isokinet Exerc Sci.* 2005;13:71-6.
9. Dauty M, Dominique H, Helena A, Charles D. [Evolution of the isokinetic torque of shoulder rotators before and after 3 months of shoulder stabilization by the Latarjet technique.]. *Ann Readapt Med Phys.* 2007;50:201-8.
10. Chandler TJ, Kibler WB, Stracener EC, Ziegler AK, Pace B. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *Am J Sports Med.* 1992;20:455-8.
11. Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Herisson C. [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results]. *Ann Readapt Med Phys.* 2005;48:80-92.
12. Edouard P, Frize N, Calmels P, Samozino P, Garet M, Degache F. Influence of rugby practice on shoulder internal and external rotators strength. *Int J Sports Med.* 2009;30:863-7.
13. Tsai L, Wredmark T, Johansson C, Gibo K, Engstrom B, Tornqvist H. Shoulder function in patients with unoperated anterior shoulder instability. *Am J Sports Med.* 1991;19:469-73.
14. Ide J, Maeda S, Yamaga M, Morisawa K, Takagi K. Shoulder-strengthening exercise with an orthosis for multidirectional shoulder instability: quantitative evaluation of rotational shoulder strength before and after the exercise program. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12:342-5.
15. Bak K, Magnusson SP. Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *Am J Sports Med.* 1997;25:454-9.
16. Ellenbecker TS, Davies GJ. The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *J Athl Train.* 2000;35:338-50.
17. Kuhlman JR, Iannotti JP, Kelly MJ, Riegler FX, Gevaert ML, Ergin TM. Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74:1320-33.
18. Forthomme B, Maquet D, Crielaard J, Croisier J. Shoulder isokinetic assessment: A critical analysis. *Isokinet Exerc Sci.* 2005;13:59-60.
19. Amako M, Imai T, Okamura K. Recovery of shoulder rotational muscle strength after a combined Bankart and modified Bristow procedure. *J Shoulder Elbow Surg.*



- 2008;17:738-43.
20. Chan KM, Maffulli N, Korkia P, Li RCT. Principles and Practice of Isokinetics in Sports Medicine and Rehabilitation. Hong Kong: Williams & Wilkins. 1996.
  21. Aronen JG, Regan K. Decreasing the incidence of recurrence of first time anterior shoulder dislocations with rehabilitation. *Am J Sports Med.* 1984;12:283-91.
  22. McCluskey GM, Getz BA. Pathophysiology of Anterior Shoulder Instability. *J Athl Train.* 2000;35:268-72.
  23. Wuelker N, Korell M, Thren K. Dynamic glenohumeral joint stability. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998;7:43-52.
  24. Wilk KE, Arrigo CA, Davies G. Isokinetic Testing and Rehabilitation of Microtraumatic Shoulder Injuries. In: Davies G, editor. A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation technique. Onalaska: S & S Publishers; 1992. p 387-431.
  25. Plotnikoff NA, MacIntyre DL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin J Sport Med.* 2002;12:367-72.
  26. Dvir Z. Isokinetics of the shoulder muscles. In Livingstone C, editor. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications.* Tel-Aviv: Tel-Aviv Univ; 2004. p 213-33.
  27. Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinet Exerc Sci.* 2009;17:35-9.
  28. Brown L. Isokinetics in Human Performance. Brown LE, editor. Davie: Human Kinetics; 2000.
  29. Greenfield BH, Donatelli R, Wooden MJ, Wilkes J. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane. *Am J Sports Med.* 1990;18:124-8.
  30. Wilk KE, Andrews JR, Arrigo CA, Keirns MA, Erber DJ. The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1993;21:61-6.
  31. Sirota SC, Malanga GA, Eischen JJ, Laskowski ER. An eccentric- and concentric-strength profile of shoulder external and internal rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1997;25:59-64.
  32. Ivey FM, Jr., Calhoun JH, Rusche K, Bierschenk J. Isokinetic testing of shoulder strength: normal values. *Arch Phys Med Rehabil.* 1985;66:384-6.
  33. McMaster WC, Long SC, Caiozzo VJ. Shoulder torque changes in the swimming

- athlete. *Am J Sports Med.* 1992;20:323-7.
34. Dauty M, Delbrouck C, Huguet D, Rousseau B, Potiron-Josse M, Dubois C. Reproducibility of concentric and eccentric isokinetic strength of the shoulder rotators in normal subjects 40 to 55 years old. *Isokinet Exerc Sci.* 2003;11:95-100.
  35. Lempereur M, Leboeuf F, Brochard S, Rousset J, Burdin V, Remy-Neris O. In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods: accuracy and repeatability assessment. *J Biomech.*43:370-4.
  36. Gill TJ, Zarins B. Open repairs for the treatment of anterior shoulder instability. *Am J Sports Med.* 2003;31:142-53.
  37. Hiemstra LA, Sasyniuk TM, Mohtadi NG, Fick GH. Shoulder strength after open versus arthroscopic stabilization. *Am J Sports Med.* 2008;36:861-7.

TABLE I.

## Literature review of studies on rotator strength in patients with nonoperated anterior shoulder instability

Authors (years)	Population				Procedure of isokinetic testing				Conclusions	
	Number of patients and pathologies	Sex (F/M)	Age (range) (years)	Involved shoulder (D/ND)	Type dynamometer	Position	Angular speeds; and Contraction modes	Measures	Comparisons of isokinetic strength	Results
Bak et al. <sup>20</sup> (1997)	7 swimmers with unilateral instability and shoulder pain 8 asymptomatic healthy swimmers	3F/4M	18.5 (15-25)		KinCom	Seated position, with shoulder in 80° of abduction in the frontale plane	30°/s; Conc. and Ecc.	IR, ER and ER/IR ratio	side-to-side and between-group differences	no significant difference
Dauty et al. <sup>10</sup> (2007)	25 patients with unoperated anterior posttraumatic unidirectional recurrent shoulder dislocation	5F/20M	23 (± SD 6)	17D/8ND	Cybex Norm	Seated position in scapular plane	60°/s and 120°/s; Conc. and Ecc.	IR and ER	side-to-side differences	no significant difference in IR and ER; significant difference in ER/IR ratio
Ide et al. <sup>13</sup> (2003)	46 patients with involuntary multidirectional shoulder instability; 73 pathological shoulders	34F/12M	20 (10-46)	27 Bi, 10 R, 9 L	Rehamate	Standing position with their elbows at their sides	60°/s; Conc.	IR, ER and ER/IR ratio	before and after rehabilitation program	ER/IR ratio decreased from 0.84 to 0.70, (0.70 is the normalized value according to literature)

Rupp et al. <sup>8</sup> (1995)	22 competitive healthy swimmers (11 with apprehension sign) 22 subjects in control group	12F/10M	17.7 (14-26)	All right-handed	KinCom H-2	Supine position at 90° of shoulder abduction	60°/s and 180°/s; Conc.	IR, ER and ER/IR ratio	side-to-side and between-group differences	IR significantly higher than control group
Tsai et al. <sup>19</sup> (1991)	26 patients with unoperated anterior posttraumatic shoulder instability	3F/23M	23 (20-49)	11D/13ND; 2 Bi	Cybox II	Standing position at 0° of shoulder abduction	30°/s; Conc.	IR	side-to-side differences	IR significantly lower
Warner et al. <sup>6</sup> (1990)	15 asymptomatic volunteers 28 with macro- or microtraumatic glenohumeral instability 10 with impingement syndrome	7F/9M 8F/20M 2F/8M	27 (20-41) 24 (16-43) 31 (17-47)	 11D/20ND 8D/2ND	Biodex Multi-Joint Testing and Exercise	standing position in a modified abducted position in scapular plane	90°/s and 180°/s; Conc.	IR/ER ratio	between-group differences	significant differences between groups (decreased of ratio in instability shoulder)

R, right; L, left; F, Female; M, Male; Bi, Bilateral involved shoulders; IR, Internal Rotators; ER, External Rotators; Conc., Concentric mode of contraction; Ecc., Eccentric mode of contraction.

**TABLE II.**  
**Characteristics of Recurrent anterior instability group and Control group populations.**

	<b>Recurrent anterior instability group, n=37</b>	<b>Control group, n=11</b>
<b>Age (years)</b>	24.5 ± 7.5	23.8 ± 1.4
<b>Weight (kg)</b>	73.6 ± 9.1	69.5 ± 9.4
<b>Height (cm)</b>	178.8 ± 6.4	178.4 ± 5.3
<b>Elapsed time since first dislocation (years)</b>	4.2 ± 4.9	NA
<b>Circumstances of the first dislocation</b>		
<b>(Sports/Others)</b>	26/11	NA
<b>Shoulder side involved</b>		
<b>(Dominant/Nondominant)</b>	20/17	NA
		<b>NA</b>
<b>Number of dislocation</b>	3.1 ± 2.3	

NA, not applicable.

**TABLE III.**  
**IR and ER peak torque / body weight (in Nm.kg-1) and ER/IR ratios (%)**

Angular velocities / Muscle group	Dominant side			Nondominant side		
	Control group (n=11)	DomRAIG (n=20)	NDomRAIG (n=17)	Control group (n=11)	DomRAIG (n=20)	NDomRAIG (n=17)
<b>Conc. 180°/s</b>						
<b>IR</b>	0.76 ± 0.10*†	0.62 ± 0.14†	0.70 ± 0.14*	0.65 ± 0.09*	0.62 ± 0.12§	0.53 ± 0.11*§
<b>ER</b>	0.49 ± 0.04*†	0.42 ± 0.07*†	0.45 ± 0.07*	0.43 ± 0.06*	0.46 ± 0.09*§	0.37 ± 0.07*§
<b>ER/IR ratio</b>	0.66 ± 0.08	0.70 ± 0.12*	0.66 ± 0.09*	0.67 ± 0.09	0.75 ± 0.11*	0.70 ± 0.08*
<b>Conc. 120°/s</b>						
<b>IR</b>	0.78 ± 0.11*	0.66 ± 0.15	0.74 ± 0.14*	0.68 ± 0.09*	0.67 ± 0.15	0.58 ± 0.12*
<b>ER</b>	0.54 ± 0.05	0.48 ± 0.08*	0.49 ± 0.07*	0.48 ± 0.08	0.52 ± 0.09*§	0.42 ± 0.07*§
<b>ER/IR ratio</b>	0.69 ± 0.10	0.74 ± 0.15	0.68 ± 0.11*	0.70 ± 0.10	0.79 ± 0.11	0.72 ± 0.09*
<b>Conc. 60°/s</b>						
<b>IR</b>	0.77 ± 0.12*	0.69 ± 0.17	0.74 ± 0.15*	0.69 ± 0.10*	0.65 ± 0.12	0.60 ± 0.13*
<b>ER</b>	0.56 ± 0.05*	0.50 ± 0.09	0.52 ± 0.07*	0.50 ± 0.07*	0.52 ± 0.11§	0.45 ± 0.08*§
<b>ER/IR ratio</b>	0.73 ± 0.12	0.76 ± 0.17	0.72 ± 0.11*	0.75 ± 0.08	0.81 ± 0.12	0.75 ± 0.10*

\*  $P < 0.05$ : significant difference between the dominant and the nondominant side.

†  $P < 0.05$ : significant difference between control group and DomRAIG.

‡  $P < 0.05$ : significant difference between control group and NDomRAIG.

§  $P < 0.05$ : significant difference between DomRAIG and NDomRAIG.

DomRAIG, patients with dominant shoulder side involved; NDomRAIG, patients with nondominant shoulder side involved; IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode.

TABLE IV.

Differences between the ER and IR strength (in %) of the nondominant shoulder and dominant shoulder side,

(percentage = [(Nondominant strength – Dominant strength) / Dominant strength])

Angular velocities / Muscle group	Control group (n=11)	DomRAIG (n=20)	NDomRAIG (n=17)
<b>Conc. 180°/s</b>			
IR	-13.7 ± 12.6 <sup>†</sup>	1.9 ± 13.9 <sup>†§</sup>	-22.8 ± 8.4 <sup>‡§</sup>
ER	-13.2 ± 9.5 <sup>†</sup>	11.0 ± 17.8 <sup>†§</sup>	-17.3 ± 11.3 <sup>§</sup>
<b>Conc. 120°/s</b>			
IR	-12.0 ± 9.8 <sup>†</sup>	2.2 ± 11.5 <sup>†§</sup>	-21.2 ± 8.9 <sup>‡§</sup>
ER	-9.8 ± 16.9 <sup>†</sup>	9.3 ± 17.2 <sup>†§</sup>	-15.2 ± 12.1 <sup>§</sup>
<b>Conc. 60°/s</b>			
IR	-11.3 ± 10.4	-3.7 ± 14.4 <sup>§</sup>	-18.3 ± 13.2 <sup>§</sup>
ER	-9.0 ± 10.2 <sup>†</sup>	5.5 ± 16.7 <sup>†§</sup>	-14.0 ± 12.6 <sup>§</sup>

<sup>†</sup>  $P < 0.05$ : significant difference between control group and DomRAIG.

<sup>‡</sup>  $P < 0.05$ : significant difference between control group and NDomRAIG.

<sup>§</sup>  $P < 0.05$ : significant difference between DomRAIG and NDomRAIG.

DomRAIG, patients with dominant shoulder side involved; NDomRAIG, patients with nondominant shoulder side involved; IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode

Fig. 1

Isokinetic testing of the internal rotator (IR) and external rotator (ER) muscles of the shoulder with the subject in a seated position and 45° shoulder abduction in the scapular plane with use of an isokinetic Con-Trex® dynamometer.

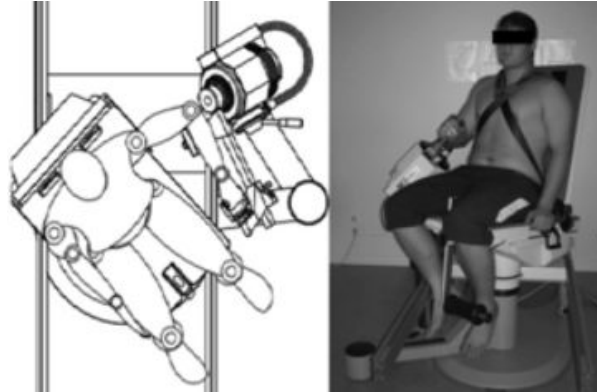
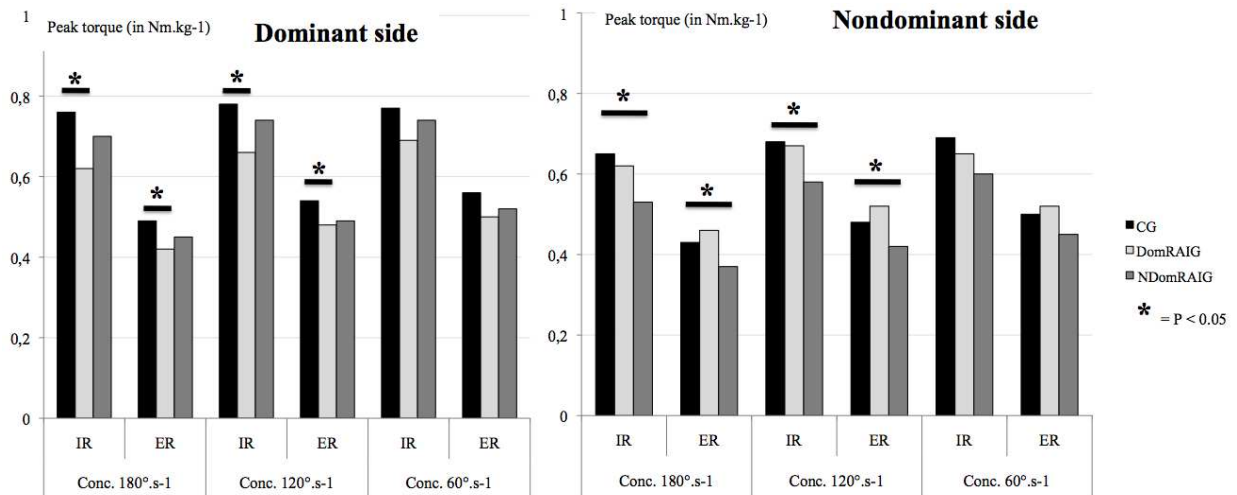


Fig. 2

IR and ER peak torque/body weight in the recurrent anterior posttraumatic glenohumeral instability on the dominant shoulder side (DomRAIG) group, non-dominant shoulder side (NDomRAIG) group and control group (CG).





ETUDE 6

**Recovery of the Isokinetic Rotator Cuff Strength Following the Bristow-Latarjet Procedure Performed without a Subscapularis Tenotomy** (Récupération de la force musculaire isocinétique de la coiffe des rotateurs après stabilisation chirurgicale par la technique de Bristow-Latarjet.)

**Pascal Edouard**, Laurent Beguin, Francis Degache, Isabelle Fayolle-Minon, Frédéric Farizon, Paul Calmels

The Journal of Bone and Joint Surgery (British volume), En soumission.

**Résumé**

*Objectif* : Dans les suites d'une stabilisation chirurgicale selon la technique de Bristow-Latarjet chez des patients présentant une instabilité antérieure chronique post-traumatique de l'épaule, la récupération de la force musculaire de la coiffe des rotateurs apparaît importante, car les stabilisateurs dynamiques sont essentiels dans le maintien de la stabilité scapulo-humérale. L'objectif de cette étude a été de déterminer de manière prospective les changements dans la force musculaire de la coiffe des rotateurs avant et après chirurgie, le délai optimal de récupération de la force musculaire de la coiffe des rotateurs, et la pertinence des évaluations musculaires de l'épaule après ce type de chirurgie.

*Méthodologie* : Vingt patients avec une instabilité antérieure chronique post-traumatique de l'épaule ont bénéficié, en préopératoire, et à 3 mois, 6 mois et 21 mois postopératoires : d'une évaluation isocinétique de la force musculaire des rotateurs médiaux et rotateurs latéraux ; d'une évaluation fonctionnelle de l'épaule opérée par le score de Rowe. La force musculaire isocinétique des muscles rotateurs médiaux (RM) et rotateurs latéraux (RL) a été mesurée avec un dynamomètre isocinétique de type Con-trex®, en position assise, avec 45° d'abduction de l'épaule et dans le plan de la scapula, à 180°/s, 120°/s et 60°/s en mode concentrique, pour les deux épaules.

*Résultats* : Trois mois après la chirurgie, la force des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule opérée était significativement plus faible qu'avant la chirurgie (-28% pour RM, -16% pour RL). Six et 21 mois après la chirurgie, elle était comparable à la force préopératoire. Il existait une augmentation significative du ratio RL/RM à 3 mois postopératoires, sans différence entre les valeurs de ratio préopératoire, à 6 mois et 21 mois

postopératoires. Il n'existait pas de corrélation significative entre la force musculaire et la fonction.

*Conclusions : Si à 3 mois postopératoires, il existait un déficit de force des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule opérée, à 6 mois on notait une récupération de la force préopératoire, et un maintien à 21 mois. Le déficit de force musculaire transitoire prédominait sur les rotateurs médiaux avec une modification transitoire du ratio RL/RM. Six mois après la chirurgie, cela apparaissait être un délai optimal pour la récupération de la force musculaire de la coiffe des rotateurs, et pourrait être un bon délai pour la reprise des activités sportives, notamment celles sollicitant les membres supérieurs (sports de contact ou d'armer-lancer). Une évaluation préopératoire, constituant une mesure de référence, contribuait à la fiabilité des comparaisons postopératoires. L'évaluation de la force musculaire apparaissait pertinente pour déterminer l'orientation de la rééducation, et pour aider la décision de la poursuite ou de l'arrêt de la rééducation.*

### **Abstract**

*Background: After surgical stabilization by Bristow-Latarjet procedure for patients with recurrent traumatic anterior shoulder instability, the rotator cuff strength recovery would appear to be paramount, because these dynamic stabilizers are essential to maintain stability of the glenohumeral joint. The purpose of this study was to determine prospectively the change in rotator cuff strength before and after this surgery, the optimal time of rotator cuff strength recovery, and the relevance of rotator cuff isokinetic strength evaluation after this surgery.*

*Methods: Twenty patients with anterior recurrent post-traumatic shoulder dislocation underwent internal (IR) and external (ER) rotators isokinetic evaluation before and at 3, 6 and 21 months after Bristow-Latarjet surgery. Both shoulders were evaluated concentrically with a Con-Trex® isokinetic dynamometer, in seated position, at 180°/s, 120°/s and 60°/s. The shoulder function was evaluated with the Rowe score.*

*Results: Three months after surgery, IR and ER strength of surgical shoulder were significantly lower than before surgery (-28% for IR, -16% for ER). Six and 21 months after surgery, IR and ER strength were comparable to the strength before surgery. There was no correlation between isokinetic strength and function after surgery.*

*Conclusions: At three months post-surgery there is a significant reduction in rotator cuff strength, the strength recovery is seen at 6 months post-surgery with long-term maintenance by 21 months. Six months after surgery appears to be an optimal time for rotator cuff strength*

*recovery, and may be the point at which an athlete may resume practicing sports (overhead and contact sports included). Isokinetic strength evaluation appears to be relevant in helping to determine the value of continuing strength rehabilitation. A pre-surgical evaluation, constituting a reference measurement, contributes to the significance of later comparisons.*

## **Introduction**

Surgical stabilization is considered to be the gold standard treatment for patients with recurrent traumatic anterior shoulder instability<sup>1,2</sup>. The Bristow-Latarjet procedure, involving the transfer of a bony block to the front of the glenoid rim, has provided some advantages in young patient populations with traumatic recurrent anterior shoulder instability who practice contact sports<sup>2-7</sup>. After this surgical shoulder stabilization procedure, violation of the subscapularis tendon and/or muscle during the open surgical approach, tendency towards post-surgical muscle atrophy, shoulder immobilization, and pain may all lead to dysfunction and reduction in rotator cuff strength<sup>1,4,6,8</sup>. However, rotator cuff strength represents an important part of optimal shoulder stabilization and function<sup>9-13</sup>. Indeed, dynamic stabilizers corresponding to the balance between the antagonist muscle groups of the rotator cuff, often represented by the internal (IR) and external (ER) rotator muscles<sup>6,8,10,12-18</sup>, are essential in order to maintain stability of the glenohumeral joint and to more effectively maintain centering of the humeral head<sup>4,6,8,10-13</sup>.

Among the relevant factors (such as pain free, functional range of motion and no apprehension) necessary to allow safe resumption of normal daily, professional and sports activities, normal strength status appears to be a significant indicator<sup>6,19</sup>. Indeed, recovery of rotator cuff strength after surgical stabilization by the Bristow-Latarjet procedure seems important in order to allow patients to truly benefit from the surgical therapy and to resume normal daily activity<sup>6,9,19,20</sup>. Although recurrent anterior shoulder instability and surgical shoulder stabilization are common in sports<sup>2</sup>, there is little available information regarding an effective time to cease rehabilitation and to allow the patient to resume sports following surgical stabilization<sup>4,6</sup>. To our knowledge, only two studies<sup>4,6</sup> have reported prospective strength changes before and after shoulder stabilization surgery using a coracoid transfer. These studies, however, reported only short-term results at 6<sup>4</sup> and 12<sup>6</sup> months. In keeping with this context, the objectives of the current study were: (1) to confirm previous results and

to report long-term prospective results of all dynamic rotator cuff strength changes after shoulder surgical stabilization by the Bristow-Latarjet procedure, (2) to determine the optimal time for rotator cuff strength recovery following this surgery, and (3) to determine the relevance of rotator cuff isokinetic strength evaluation in surgical shoulder stabilization.

## **Materials and Methods**

### ***Study Design***

Before surgery and at 3, 6 and 21 months post-surgery, IR and ER isokinetic strength evaluations and shoulder functional evaluations were performed in patients who received a shoulder surgical stabilization by the Bristow-Latarjet procedure.

Inclusion criteria were as follows: men, with symptomatic anterior unidirectional recurrent posttraumatic glenohumeral dislocation, an initial posttraumatic dislocation (group IV from classification system of Kvitne and Jobe<sup>21</sup>) diagnosis by clinical and radiographic means<sup>2</sup>, with clinical manifestation of recurrent anterior dislocation and/or subluxation, a healthy contralateral shoulder, and who were scheduled for stabilizing surgery specifically by the Bristow-Latarjet procedure. Patients with voluntary instability, previous shoulder surgeries, associated injury on CT arthrography (rotator cuff injury, bone injury and/or bone loss with the exception of Hill-Sachs lesions), a pathological contralateral shoulder (defined by pain, impingement, instability, rotator cuff disease), and/or contraindications to isokinetic shoulder testing (patients suffering from heart disease, limited range of motion, severe pain, acute shoulder trauma) were not included. The decision to perform surgical shoulder stabilization was made mutually by the patient and the surgeon (LB) after a detailed discussion about the alternatives and risks of the procedure. Informed written consent was provided by each subject before their participation in the study. The local ethics committee approved all procedures used in this study. Because this investigation was not a clinical trial, it was not necessary to register it in a public trials registry.

### ***Demographic Data***

Between 2005 and 2008, one surgeon (LB) indicated the need for shoulder stabilization by the Bristow-Latarjet procedure for 63 patients. Twenty-six patients were excluded: 6 women, 4 with bilateral instability, 5 left-handed and 11 who did not agree to participate. Seventeen patients did not perform all four evaluations or contact was lost. Thus, twenty consecutive patients with anterior recurrent post-traumatic shoulder dislocation were included in this prospective study between 2005 and 2008. The mean age at surgery was 27 (SD,  $\pm 8$ ) years, the mean height was 179 (SD,  $\pm 7$ ) cm and the mean weight was 73 (SD,  $\pm 9$ ) kg. Eighteen

patients were right-handed, two patients were left-handed. The dominant side was involved in 8 patients. The average number of dislocations prior to surgery was 4 (SD,  $\pm 3$ ; range, 1-10). The average time between the first dislocation and the surgery was 4.7 (SD,  $\pm 5$ ) years (range, 0.5-20). No patient underwent formal rehabilitation prior to the study.

### ***Operative Technique***

Surgical shoulder stabilization by the Bristow-Latarjet procedure was performed by the same surgeon (LB) as described previously by the senior author<sup>3,22</sup>. The surgery was performed under either regional or general anesthesia in the seated position. The open procedure was performed using a 5-cm standard deltopectoral incision. The conjoined tendon was identified and then retracted medially. The underlying subscapularis tendon was then identified and incised horizontally in the midportion. The shoulder capsule was entered by performing a T-shaped arthrotomy and retractors were placed to allow for full exposure of the glenoid. Any capsulolabra detachment (Bankart lesion) was then sought and noted. The osteotomy of the coracoid process was then performed. The transferred coracoid fragment was 15 to 20 mm large. The transferred coracoid fragment was then set vertically at the front of the glenoid rim (i.e. at the 5 o'clock position) not offset, prominent or flush. The coracoid fragment was secured with two screws. For the complete approach, the shoulder injury was treated with suture anchor repair of any capsulolabra detachment (Bankart lesion), and a capsular plication was performed in order to repair any existing capsular redundancy. The capsule was closed superficial to the coracoacromial ligament on the coracoid. A standard deep and superficial soft-tissue closure was performed, a sterile dressing was placed over the wound, and the operated shoulder was placed in a shoulder immobilizer device.

### ***Postoperative rehabilitation***

Patients were allowed to practice ambulatory physiotherapy with a physiotherapist of their choice. The rehabilitation protocol was provided as a guideline; the patients and therapists were permitted to modify the program based on the patient's progress. In the operating room, patients' shoulders were placed in a shoulder immobilizer at an internal rotation that was worn for 2 to 4 weeks. At 3 to 4 weeks, passive- and active-assisted range of motion exercises were allowed for anterior elevation only. External rotation was limited at 60° during the first 3 weeks. At 6 weeks, active shoulder exercises in all planes of motion were allowed with progression to strengthening exercises of the external and internal rotators. Return to sports was allowed upon completion of the program and at least 4 months after surgery. Compliance to the rehabilitation protocol and patient attendance (at physiotherapy) were not recorded.

### ***Shoulder functional evaluation***

Shoulder functional evaluations were performed in all 20 patients before surgery (BS) and at 3 (3PS), 6 (6PS) and 21 (21PS) months post-surgery by use of the Rowe score<sup>23</sup>, by a single examiner (PE).

### ***Isokinetic Testing Procedure***

Isokinetic muscle strength evaluations were performed in all 20 patients BS and at 3PS, 6PS and 21PS. The isokinetic testing procedure was performed by the same single examiner (PE) for all patients and all tests. Shoulder muscle dynamic strength was evaluated by use of an isokinetic Con-Trex® dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland). Data were acquired by use of a PC computer with the Con-Trex® software. Both peak torque and range of motion were recorded. The isokinetic dynamometer with the computing software was calibrated with certified weight before data collection.

The testing apparatus was set up and patients were positioned in the seated position and stabilized uniformly, as described in the Con-Trex® owner's manual for IR and ER, with 45° of shoulder abduction in the scapular plane and a 70° range of motion (Fig. 1)<sup>24</sup>. The humerus axis was aligned with the rotational axis of the dynamometer. The elbow was supported in 90° flexion, and the forearm was in neutral pronation/supination positions. Auto adhesive straps were placed horizontally across the chest and pelvis to stabilize the trunk to the seat<sup>25</sup>. The range of motion was 15° for internal rotation and 55° for external rotation, from a reference position of the forearm horizontally at 0°. This position and protocol have previously been shown to be reliable<sup>24,26</sup>. This seated position (or modified position of Davies) was chosen to minimize stress and injury to the anterior capsule and rotator cuff and to decrease the apprehension of the patient and the risk of shoulder dislocation which may occur in testing above the horizontal level of 90° of shoulder abduction<sup>4,10,13,27</sup>.

Before testing, each patient was informed about the procedure, the effort required, and uniform commands that would be used to begin and finish each testing sequence. A global warm-up was performed on the upper-body ergometer (ergotonic 4000; Sopur GmbH, Heidelberg, Germany) for 6 min at 50 kg-m/min of work with a frequency of 75 to 90 revolutions per minute. The patient's arm and the testing apparatus were statically weighted to provide gravity compensation data and corrections were incorporated<sup>28</sup>. Artifacts were controlled for during testing.

Both shoulders were tested beginning with the uninjured side<sup>27</sup> in order to establish a database for the injured side, to practice initial isokinetic familiarization, and to decrease the subject's apprehension<sup>13,27</sup>. Patients performed three series of six graded submaximal repetitions at 120°./s as an initial isokinetic familiarization and specific warm-up. Data were obtained in



concentric contraction mode successively at 180, 120 and 60°/s, with 10, 5 and 3 repetitions respectively. A 1-min rest separated each series of movements. Subjects were orally supported without visual feedback. Each subject followed the same standardized procedure. At each angular velocity, dynamic strength of the IR and ER muscles was evaluated by the peak torque. The ratio of ER peak torque to IR peak torque (ER/IR ratio) was then calculated for each angular velocity.

### ***Statistical Analysis***

Mean values and standard deviations (SD) were calculated for all variables. Normal distribution of the data was checked by the Shapiro-Wilk normality test. At each angular velocity, the repeated measures ANOVA was used to test the effect of time (BS, 3PS, 6PS and 21PS) on *i*) the Rowe score and *ii*) the IR and ER peak torques and the ER/IR ratios. When this effect was significant, Fischer's Protected Least Significant Difference (PLSD) post-hoc test was performed to determine the time effect for each variable. The percentage of increase or decrease of the IR and ER peak torque compared with pre-surgical values was calculated for each variable ((post-surgical value – pre-surgical value) / pre-surgical value). A Student's *t*-test between the injured shoulder side and the uninjured shoulder side was used to determine the side-to-side differences. Analysis of the correlation between the Rowe score and the IR and ER peak torques was performed using the Pearson correlation coefficient. These analyses were made with Statview® software (Version 5.0, SAS Institute Inc., Cary, NC). The level of significance was fixed at  $P < 0.05$ .

### **Results**

The BS isokinetic muscle strength evaluations were performed  $29 \pm 32$  days (range, 1–133) before surgery. 3PS isokinetic muscle strength evaluations were performed at  $85 \pm 11$  days, 6PS at  $203 \pm 31$  days, and 21PS at  $21 \pm 6$  months. All 20 patients performed the four evaluations. There were no postoperative or rehabilitation complications in any of the evaluated patients. At 21 months, one patient had a recurrence of dislocation and one patient felt instability without subluxation or dislocation.

#### ***Shoulder functional evaluation***

Values of the Rowe score are reported in Figure 2. The Rowe score increased significantly between BS, 3PS and 6PS, and insignificantly between 6PS and 21PS. At 21PS, 95% of the Rowe score results were considered excellent or good and 5% were considered moderate<sup>23</sup>. There was no correlation between the Rowe score and the IR and ER peak torque, except in BS at 120°/s ( $r > 0.44$ ;  $p < 0.05$ ).

***Isokinetic Testing Procedure***

Mean peak torque values for IR and ER muscles are reported in Table I. Percentage of increase or decrease of IR and ER strength are reported in Table II. Mean ER/IR ratios values are reported in Tables III. Changes in the mean peak torque values for IR and ER are reported in Figures 3 and 4.

Concerning the injured shoulder, peak torque values measured at 3PS were significantly lower than those at the BS stage ( $P < 0.05$ ), and those at 6PS and 21PS ( $P < 0.05$ ) (Table I). There was no statistically significant difference in peak torque between BS, 6PS and 21PS evaluations in both IR and ER at all angular speeds (Table I). The 3PS ER/IR ratios were significantly higher than the BS, 6PS and 21PS ER/IR ratios ( $P < 0.05$ ) (Table III).

Concerning the healthy shoulder, there was no significant difference in IR and ER peak torque or in ER/IR ratio in all testing conditions (Tables I and III).

The injured shoulder IR and ER peak torque were significantly lower than those measured on the healthy shoulder in all testing conditions ( $P < 0.05$ ) (Table I). At 3 months post-surgery, the injured shoulder ER/IR ratios were significantly higher than those measured on the healthy shoulder ( $P < 0.05$ ) (Table III).

**Discussion**

The main finding of the current prospective study, in agreement with previous research<sup>4,6</sup>, suggests that after surgical stabilization by Bristow-Latarjet procedure there is a transitional post-surgical global reduction in rotator cuff strength specifically concerning IR and ER strength. Besides rotator cuff strength decrease from 26 to 30.4 % for the IR peak torque and from 14.3 to 18.6% for the ER peak torque 3 months after surgery, we found a strength recovery at 6 months post-surgery followed by long-term maintenance.

At 3 months post-surgery, the increased ER/IR ratio is likely a result of decreased IR strength rather than increased ER strength. The IR post-surgical weakness might be explained by the violation of the subscapularis muscle during the open surgical approach<sup>8,9</sup>. Indeed, Forthomme et al.<sup>8</sup> found an IR weakness (19%) after the Bristow-Latarjet procedure in patients presenting with a fatty degeneration of the subscapularis muscle ( $\geq$  stage II on CT scan), corresponding exclusively to the tenotomy surgical approach. However, Hiemstra et al.<sup>1</sup> found no side-to-side differences in IR isokinetic strength 1 year after surgery when comparing open stabilization using a subscapularis splitting approach and arthroscopic stabilization for anterior traumatic shoulder instability<sup>1</sup>. Our results suggest a transitional weakness which may potentially be linked to the surgical elements and conditions (disuse



atrophy, postoperative pain, limited range of motion, apprehension, and/or anxiety<sup>6</sup>) and not to the surgical technique (the violation of the subscapularis).

At six months post-surgery, our results indicated a recovery of IR and ER strength confirming results reported by previous studies<sup>4,6</sup>. More specifically, Amako et al.<sup>6</sup> and Dauty et al.<sup>4</sup> reported a strength recovery of both IR and ER muscle at 4.5 and 6 months and at 6 months post-surgery respectively. Moreover, with a longer follow-up period than other studies<sup>4,6</sup> (21 months in our study vs. 6<sup>4</sup> and 12<sup>6</sup> months), the current study helps to confirm the maintenance of IR and ER strength recovery after rehabilitation has ceased. Additionally, our results suggested that there is no adaptation of the contralateral, uninjured shoulder with time, immobilization, reduced activity or rehabilitation, in agreement with Dauty et al.<sup>4</sup> results.

Following the surgical procedure, strength recovery of the rotator cuff represents an important target given not only their paramount dynamic responsibility in the glenoid concavity compression but also their mechanical role<sup>8,11</sup>. For Gill and Zarins<sup>22</sup>, the ideal criteria for return to sports practice are: pain free, functional range of motion, no apprehension and normal shoulder strength status. Moreover, in a recent decision-based model to return-to-play in sports, Creighton et al.<sup>19</sup> suggested that strength “at or near pre-injury levels or symmetrical with unaffected side” is needed to return to sport. After surgical shoulder stabilization, Amako et al.<sup>6</sup> suggested in their prospective study that obtaining more than 0.9 of the contralateral peak torque ratio should be the minimum requirement for resuming high-level sports activities or work. With a 14.3 to 30.4 % strength decrease at 3 months post-surgery, we suggested that caution should be taken when patients return to overhead and contact sports at 3 months after surgical shoulder stabilization. Thus, the return-to-play decision is specific to the individual and should be discussed according to the health status (medical factors such as patient demographics and medical history, symptoms and signs, psychological state), the sports risk (such as type of sport practiced, limb dominance, level and ability of practice), and the decision modifiers (such as timing and season, pressure, conflict of interest)<sup>19</sup>. Thus, concerning only the “strength” factor in the health status, a period of 6 months post-surgery appears to be a better time frame in which to return to sports.

No correlation between the shoulder functional evaluation by the Rowe score and the isokinetic ER and IR strength was reported in our study. These results appear consistent because the Rowe score reflects a functional outcome, with subjective aspects from patient and surgeon, and, with the exception of range of motion, there is no objective evaluation of functional abilities<sup>23</sup>. Muscular strength and functional evaluation are complementary indicators in assessing the effectiveness of surgical shoulder stabilization; isokinetic strength

evaluation demonstrates the benefits deciding when patient can cease strength rehabilitation, and helps to provide information that is relevant in deciding when an athlete may resume sports.

Our results suggested that side-to-side comparison to determine rotators strength reduction or recovery should be interpreted with caution. Several studies<sup>8,20,29,30</sup> have reported rotator cuff weakness from 18 months to 6.75 years after Bristow-Latarjet procedure. These studies were retrospective, performed with sporadic isokinetic testing, comparing only the operated side and the healthy contralateral side, and did not take into account comparison between pre- and post-surgery evaluations. In keeping with the results of Dauty et al.<sup>4</sup>, our results indicate a statistically significant difference of IR and ER muscle strength between the operated and healthy shoulder at the pre-surgical and post-surgical evaluations, but no significant differences were apparent in either IR or ER muscle strength for the operated shoulder between the pre-surgical values and the 6 and 21 months post-surgical values. The side-to-side strength differences may be due to influence of laterality<sup>6,20</sup>, or to weakness due to the recurrent instability<sup>13</sup>. Thus, there is the potential for post-surgical rotators strength reduction to be underestimated or overestimated with exclusive side-to-side comparisons rather than pre and post-surgical evaluations for each shoulder at different points in time.

There were several limitations of our study. First, the number of patients included in the study was limited. In this young and active population many potential patient participants were lost due to relocation of living. Second, more regular isokinetic evaluations after surgery would have been helpful in determining the time of strength recovery in more detail. Third, neither rehabilitation program compliance nor the quality and the quantity of strengthening exercise performed during the rehabilitation program, were recorded. Fourth, the rotator cuff muscles are not the exclusive muscles contributing to the glenohumeral rotation; pectoralis major, latissimus dorsi, deltoid and scapular muscles have also a significant role during the internal and external rotational movement<sup>11</sup>. Finally, these results apply to a single surgical technique - the Bristow-Latarjet procedure. However, the methodological interests of this study were: its prospective nature, the complementary and relevant data that was produced, the longer follow-up than other studies<sup>4,6</sup>, the homogenous sample population (only men), a sufficient statistical power with post hoc power analyses ranged from 0.95 to 1, the consistent treatment by the same surgeon with the same surgical technique (the Bristow-Latarjet surgical stabilization), and the same assessment procedure.

## Conclusions

After surgical stabilization by the Bristow-Latarjet procedure for patients with recurrent traumatic anterior shoulder instability, rotator cuff strength recovery appears to be a relevant and helpful indicator for physicians when assessing the need for continuing strength rehabilitation and when deciding upon an appropriate time for return to sports.

At three months post-surgery there is a significant strength deficiency in the operated shoulder. Strength recovery is seen at 6 months post-surgery with a long-term maintenance at 21 months.

Given the rotator cuff strength deficiency at three months post-surgery, the return to sports (including overhead and contact sports) should be discussed by physician and patient based on the sports practice of that patient and the specific need for significant rotator cuff strength (for example, performance and/or shoulder stability).

Isokinetic strength evaluation appears to be relevant in determining the post-surgery strength deficiency as well as in assessing the need for continued strength training. A pre-surgical evaluation contributes to the significance of later comparisons.

## References

1. Hiemstra LA, Sasyniuk TM, Mohtadi NG, Fick GH. Shoulder strength after open versus arthroscopic stabilization. *Am J Sports Med.* 2008;36:861-7.
2. Dodson CC, Cordasco FA. Anterior glenohumeral joint dislocations. *Orthop Clin North Am.* 2008;39:507-18, vii.
3. May VR, Jr. A modified Bristow operation for anterior recurrent dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1970;52:1010-6.
4. Dauty M, Dominique H, Helena A, Charles D. [Evolution of the isokinetic torque of shoulder rotators before and after 3 months of shoulder stabilization by the Latarjet technique.]. *Ann Readapt Med Phys.* 2007;50:201-8.
5. Weaver JK, Derkash RS. Don't forget the Bristow-Latarjet procedure. *Clin Orthop Relat Res.* 1994:102-10.
6. Amako M, Imai T, Okamura K. Recovery of shoulder rotational muscle strength after a combined Bankart and modified Bristow procedure. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17:738-43.
7. Hovelius LK, Sandstrom BC, Rosmark DL, Saebo M, Sundgren KH, Malmqvist BG. Long-term results with the Bankart and Bristow-Latarjet procedures: recurrent shoulder instability and arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg.* 2001;10:445-52.

8. Forthomme B, Willems S, Hurllet S, Berger J, Houben G, Croisier J. Shoulder isokinetic profile after Latarjet's technique. *Isokinet Exerc Sci.* 2005;13:71-6.
9. Scheibel M, Tsynman A, Magosch P, Schroeder RJ, Habermeyer P. Postoperative subscapularis muscle insufficiency after primary and revision open shoulder stabilization. *Am J Sports Med.* 2006;34:1586-93.
10. Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Benaim C, Brun V. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29:1400-5.
11. Levine WN, Flatow EL. The pathophysiology of shoulder instability. *Am J Sports Med.* 2000;28:910-7.
12. Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am J Sports Med.* 1990;18:366-75.
13. Edouard P, Degache F, Beguin L, Samozino P, Gresta G, Fayolle-Minon I, Farizon F, Calmels P. Rotator Cuff Strength in Recurrent Anterior Shoulder Instability. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;In press.
14. Edouard P, Frize N, Calmels P, Samozino P, Garet M, Degache F. Influence of rugby practice on shoulder internal and external rotators strength. *Int J Sports Med.* 2009;30:863-7.
15. Chandler TJ, Kibler WB, Stracener EC, Ziegler AK, Pace B. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *Am J Sports Med.* 1992;20:455-8.
16. Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Herisson C. [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results]. *Ann Readapt Med Phys.* 2005;48:80-92.
17. Hinton RY. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength in high school baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1988;16:274-9.
18. Wilk KE, Andrews JR, Arrigo CA, Keirns MA, Erber DJ. The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 1993;21:61-6.
19. Creighton DW, Shrier I, Shultz R, Meeuwisse WH, Matheson GO. Return-to-play in sport: a decision-based model. *Clin J Sport Med.* 2010;20:379-85.
20. Wredmark T, Tornkvist H, Johansson C, Brobert B. Long-term functional results of the modified Bristow procedure for recurrent dislocations of the shoulder. *Am J Sports Med.* 1992;20:157-61.
21. Kvitne RS, Jobe FW. The diagnosis and treatment of anterior instability in the throwing

- athlete. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;107-23.
22. Gill TJ, Zarins B. Open repairs for the treatment of anterior shoulder instability. *Am J Sports Med.* 2003;31:142-53.
  23. Rowe CR, Patel D, Southmayd WW. The Bankart procedure: a long-term end-result study. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60:1-16.
  24. Plotnikoff NA, MacIntyre DL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin J Sport Med.* 2002;12:367-72.
  25. Bak K, Magnusson SP. Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *Am J Sports Med.* 1997;25:454-9.
  26. Edouard P, Samozino P, Julia M, Gleizes Cervera S, Vanbiervliet W, Gremeaux V. Reliability of Isokinetic Assessment of Shoulder Internal and External Rotator Strength: A Systematic Review of the Effect of Position. *J Sport Rehabil.* 2010;In press.
  27. Wilk KE, Arrigo CA, Davies G. Isokinetic Testing and Rehabilitation of Microtraumatic Shoulder Injuries. In: Davies G, editor. *A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation technique.* Onalaska: S & S Publishers; 1992. p 387-431.
  28. Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinet Exerc Sci.* 2009;17:35-9.
  29. Felicetti G, Scarabelli AD, Gastaldi C, Rovati D, Maini M. [Isokinetic assessment and mid-term work reincorporation of patients surgically treated with the shoulder Latarjet technique]. *G Ital Med Lav Ergon.* 2000;22:324-7.
  30. Regan WD, Jr., Webster-Bogaert S, Hawkins RJ, Fowler PJ. Comparative functional analysis of the Bristow, Magnuson-Stack, and Putti-Platt procedures for recurrent dislocation of the shoulder. *Am J Sports Med.* 1989;17:42-8.

**TABLE I**  
**Mean peak torque values  $\pm$  SD of the IR and ER (in Nm)**

Angular velocities / Muscle group	Injured shoulder side <sup>&amp;</sup>					Healthy shoulder side <sup>&amp;</sup>				
	Before surgery	3 months post-surgery	6 months post-surgery	21 months post-surgery	21 months	Before surgery	3 months post-surgery	6 months post-surgery	21 months post-surgery	21 months
IR										
180°/s	42.5 $\pm$ 9.7	30.8 $\pm$ 9.6 <sup>a</sup>	41.0 $\pm$ 9.3	44.5 $\pm$ 9.4		49.3 $\pm$ 10.0	48.6 $\pm$ 8.7	51.1 $\pm$ 11.2	51.2 $\pm$ 8.5	
120°/s	45.7 $\pm$ 9.9	31.1 $\pm$ 9.4 <sup>a</sup>	43.2 $\pm$ 10.3	45.6 $\pm$ 9.8		53.8 $\pm$ 11.0	50.5 $\pm$ 9.6	52.6 $\pm$ 10.7	51.8 $\pm$ 9.1	
60°/s	45.9 $\pm$ 11.1	32.1 $\pm$ 9.3 <sup>a</sup>	42.9 $\pm$ 9.6	46.6 $\pm$ 9.5		52.6 $\pm$ 11.1	51.7 $\pm$ 11.9	51.7 $\pm$ 12.1	52.8 $\pm$ 11.6	
ER										
180°/s	29.2 $\pm$ 7.0	24.0 $\pm$ 4.5 <sup>a</sup>	30.0 $\pm$ 5.8	28.0 $\pm$ 5.0		33.2 $\pm$ 6.0	34.0 $\pm$ 5.2	35.2 $\pm$ 6.8	32.4 $\pm$ 7.0	
120°/s	33.0 $\pm$ 6.9	26.4 $\pm$ 4.7 <sup>a</sup>	32.5 $\pm$ 6.7	30.4 $\pm$ 5.5		36.6 $\pm$ 6.7	36.7 $\pm$ 6.2	37.6 $\pm$ 7.0	34.6 $\pm$ 7.5	
60°/s	34.7 $\pm$ 7.3	27.4 $\pm$ 4.8 <sup>a</sup>	33.6 $\pm$ 6.6	32.1 $\pm$ 5.7		37.9 $\pm$ 7.2	38.0 $\pm$ 6.0	39.7 $\pm$ 6.9	36.3 $\pm$ 8.0	

<sup>a</sup>:  $P < 0.05$  between the peak torque at 3 months post-surgery and the peak torque measured before surgery and at 6 and 21 months post-surgery;

<sup>&</sup>: For all values there was a significant difference ( $P < 0.05$ ) between the injured and the healthy shoulder side;

IR, internal rotator muscles; ER, external rotator muscles.

TABLE II

Percentage of increase or decrease  $\pm$  SD of the IR and ER peak torque compared with preoperative values  
 ((post-surgical value – pre-surgical value) / pre-surgical value).

Angular velocities / Muscle group	3 months post-surgery		6 months post-surgery		21 months post-surgery	
IR						
180°/s	-26.0	$\pm$ 20.5	-2.2	$\pm$ 19.0	9.5	$\pm$ 19.1
120°/s	-30.4	$\pm$ 20.5	-4.2	$\pm$ 19.6	4.3	$\pm$ 21.1
60°/s	-28.5	$\pm$ 18.7	-4.8	$\pm$ 18.9	6.5	$\pm$ 19.6
ER						
180°/s	-14.3	$\pm$ 20.5	4.8	$\pm$ 17.9	2.0	$\pm$ 23.6
120°/s	-17.8	$\pm$ 17.0	-0.6	$\pm$ 15.1	-3.2	$\pm$ 21.4
60°/s	-18.6	$\pm$ 15.9	-1.5	$\pm$ 16.4	-1.9	$\pm$ 25.3

IR, internal rotator muscles; ER, external rotator muscles.

Values are expressed in percentage (%).

**TABLE III**  
**Mean peak torque ER/IR ratios  $\pm$  SD (in %)**

Angular velocities	Injured shoulder side								Healthy shoulder side							
	Before surgery		3 months post-surgery		6 months post-surgery		21 months post-surgery		Before surgery		3 months post-surgery		6 months post-surgery		21 months post-surgery	
		$\pm$ SD		$\pm$ SD		$\pm$ SD		$\pm$ SD		$\pm$ SD		$\pm$ SD		$\pm$ SD		$\pm$ SD
180°/s	0.69	$\pm$ 0.07	0.83	$\pm$ 0.23 <sup>ab</sup>	0.75	$\pm$ 0.17	0.65	$\pm$ 0.13	0.68	$\pm$ 0.08	0.71	$\pm$ 0.09 <sup>b</sup>	0.70	$\pm$ 0.12	0.64	$\pm$ 0.10
120°/s	0.73	$\pm$ 0.08	0.91	$\pm$ 0.26 <sup>ab</sup>	0.78	$\pm$ 0.17	0.68	$\pm$ 0.14	0.69	$\pm$ 0.10	0.74	$\pm$ 0.10 <sup>b</sup>	0.73	$\pm$ 0.12	0.67	$\pm$ 0.12
60°/s	0.77	$\pm$ 0.13	0.91	$\pm$ 0.24 <sup>ab</sup>	0.80	$\pm$ 0.16	0.71	$\pm$ 0.16	0.73	$\pm$ 0.13	0.75	$\pm$ 0.12 <sup>b</sup>	0.79	$\pm$ 0.15	0.70	$\pm$ 0.14

<sup>a</sup>:  $P < 0.05$  between the ER/IR ratio at 3 months post-surgery and the ER/IR measured before surgery and at 6 and 21 months post-surgery;

<sup>b</sup>:  $P < 0.05$  between the injured and the healthy shoulder side;

IR, internal rotator muscles; ER, external rotator muscles.



Fig. 1

Isokinetic testing of the internal rotator (IR) and external rotator (ER) muscles of the shoulder with the subject in a seated position with 45° of shoulder abduction in the scapular plane. An isokinetic Con-Trex® dynamometer was used for testing.

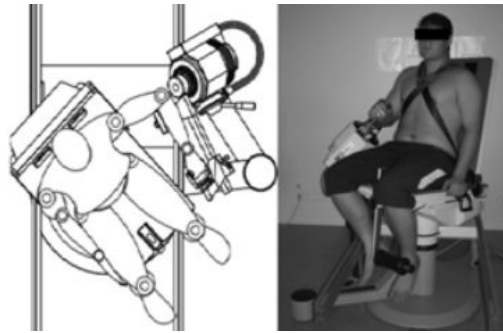


Fig. 2

The Rowe score increased significantly between BS, 3PS and 6PS, and insignificantly between 6PS and 21PS.

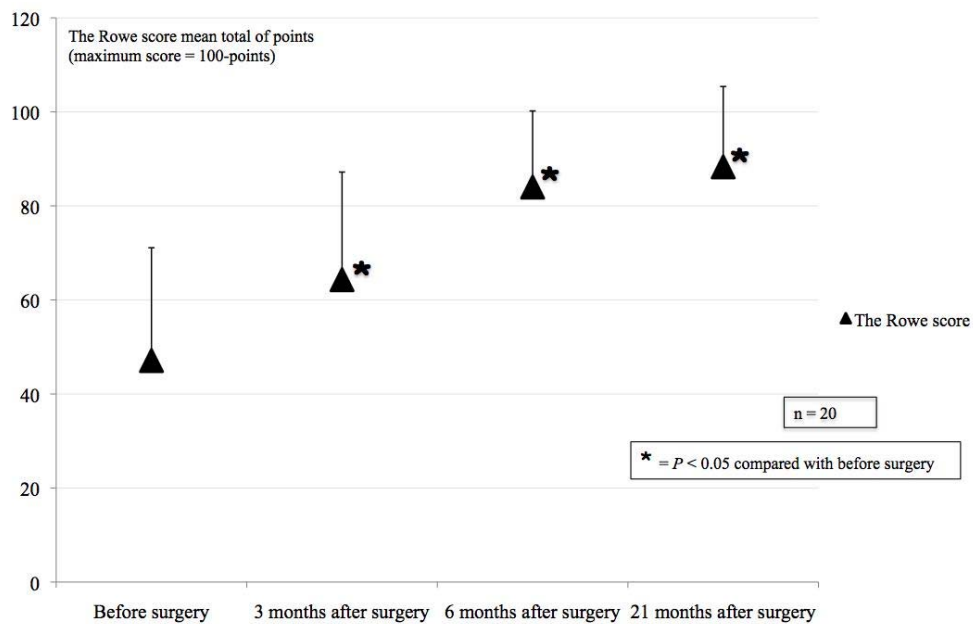


Fig. 3

Changes in the mean peak torque values of the IR and ER.

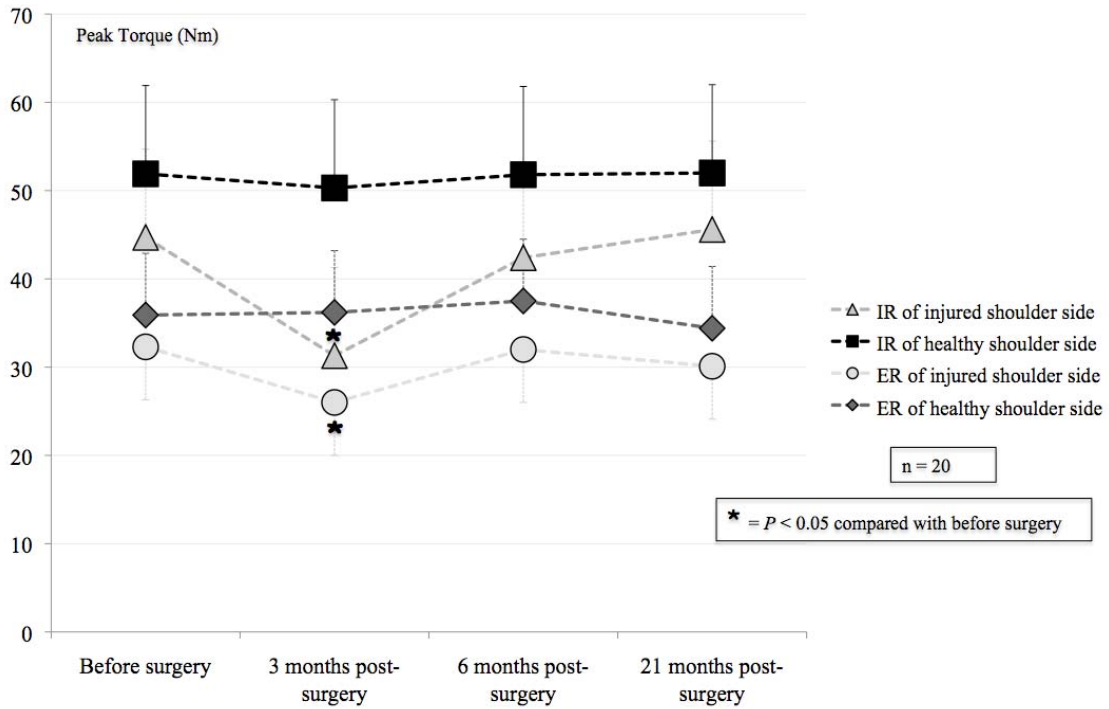
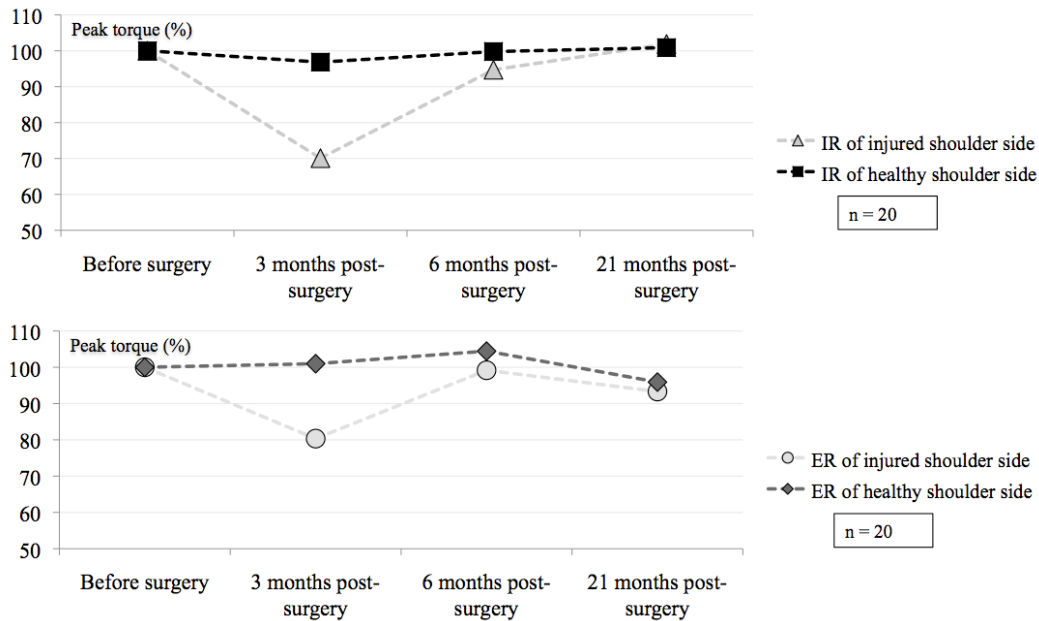


Fig. 4

Changes in the mean peak torque values of the IR (A) and ER (B) expressed as a percentage of the pre-surgical values ((post-surgical value – pre-surgical value) / pre-surgical value).



ETUDE 7

**Relation entre la force musculaire et l'évaluation fonctionnelle après stabilisation chirurgicale de l'épaule selon la technique de Latarjet** (Relationship between strength and functional indexes (Rowe and Walch-Duplay scores) after shoulder surgical stabilization by the Latarjet technique)

**Pascal Edouard**, Laurent Beguin, Isabelle Fayolle-Minon, Francis Degache, Frédéric Farizon, Paul Calmels

Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 2010 ; 53 (8) : 499-510.

Cet article a été publié en version française et en version anglaise dans la revue de la Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation : Annals of Physical and Rehabilitation Medicine.

**Résumé**

*Introduction : Les muscles de la coiffe des rotateurs de l'épaule ont un rôle dans la stabilisation de l'articulation scapulo-humérale. La récupération de leur force musculaire après une stabilisation chirurgicale apparaît importante pour une stabilisation optimale de l'articulation et pour envisager une reprise des activités professionnelles et sportives.*

*Objectif : Etudier la relation entre la force musculaire des rotateurs médiaux (RM) et rotateurs latéraux (RL) et le niveau fonctionnel de l'épaule et la reprise sportive évalués de manière usuelle par des scores fonctionnels dans le cadre d'une stabilisation chirurgicale selon la technique de Latarjet pour une instabilité chronique de l'épaule.*

*Matériel et méthodes : Vingt patients avec une instabilité antérieure chronique post-traumatique de l'épaule ont été inclus dans cette étude prospective de suivi de cohorte. Ils ont bénéficié d'une évaluation objective de la fonction de l'épaule opérée, par le score de Rowe et le score de Walch-Duplay, et de la force musculaire des RM et RL par évaluation musculaire isocinétique sur dynamomètre de type Con-Trex®, en pré-opératoire, et à 3 mois, 6 mois et 21 mois post-opératoires. L'évaluation isocinétique a été réalisée en position assise, bras à 45° d'abduction et 30° d'antéimpulsion dans le plan de la scapula, à 180°/s, 120°/s et 60°/s.*

*Résultats : Il n'existait pas de corrélation significative entre la fonction (score de Rowe et de Walch-Duplay) et la force musculaire des RM et RL, hormis en pré-opératoire.*

*Conclusion : Ce travail ne mettait pas en évidence de corrélation entre la force musculaire des RM et RL et les scores fonctionnels après stabilisation chirurgicale de l'épaule. Cependant, il est nécessaire de mesurer objectivement la force musculaire des rotateurs de l'épaule afin d'optimiser le renforcement musculaire nécessaire à la reprise des activités sportives. L'évaluation isocinétique peut donc représenter une aide à la décision de reprise sportive en complément des différents scores fonctionnels étudiés.*

### **Abstract**

*Introduction: The rotator cuff muscles help stabilize the glenohumeral joint. Post-operative recovery of rotator cuff muscle strength appears to be an important factor for optimal joint stabilisation and the resumption of professional and/or sports activities.*

*Objective: To study the relationship between internal rotator (IR) and external rotator (ER) muscle force, shoulder function and the resumption of sports activities (as typically evaluated with functional scores) following surgical stabilisation with the Bristow-Latarjet procedure in cases of chronic shoulder instability.*

*Material and methods: Twenty patients with anterior, post-traumatic, chronic shoulder instability were included prospectively in a cohort study. The Rowe and Walch-Duplay functional scores were rated for the operated shoulder and the isokinetic IR and ER peak torque values were evaluated with a Con-Trex® dynamometer before surgery and then 3, 6 and 21 months afterwards. The isokinetic evaluation was performed (at 180°/s, 120°/s and 60°/s) in the sitting position, with the arms in 45° of abduction and 30° of antepulsion in the plane of the scapula.*

*Results: There were no significant post-operative correlations between shoulder function (as judged by the Rowe and Walch-Duplay scores) and IR or ER muscle strength.*

*Conclusion: This study did not provide evidence for a correlation between IR and ER muscle strength and functional scores after surgical stabilisation of the shoulder. However, it is necessary to objectively measure the rotator cuff strength recovery to adequate the strengthening of rotator muscle prior to the resumption of sports activities. Isokinetic strength assessment may thus be a valuable decision support tool for the resumption of sports activities and would complement the functional scores studied here.*

## 2.1. Introduction

L'articulation gléno-humérale est une articulation très mobile, exposée à des risques fréquents de luxation, notamment antérieure (90%), et d'instabilité [7,28]. Les éléments osseux et ligamentaires de stabilité statique n'offrent pas une congruence optimale et peuvent avoir une capacité diminuée suite aux épisodes répétés de luxation [2,7,23,28]. C'est pourquoi, les éléments de stabilisation dynamique représentés par l'activité des muscles de la coiffe ont un véritable rôle dans le maintien de l'articulation gléno-humérale et le recentrage permanent de la tête humérale dans la glène [1,4,6,23,30]. Cette activité musculaire stabilisatrice de la coiffe des rotateurs est identifiée cliniquement par l'équilibre musculaire réalisée entre les muscles rotateurs internes (RI) et rotateurs externes (RE) [1,4-6,11,17,20,30].

La stabilisation chirurgicale de l'épaule est considérée actuellement comme le « gold standard » pour le traitement de l'instabilité chronique traumatique unidirectionnelle [7,20,28]. Parmi les différentes techniques décrites et utilisées, la technique de Latarjet (Bristow-Latarjet pour les anglo-saxons [31]), chirurgie à ciel ouvert, avec le transfert de la branche horizontale de la coracoïde sur le bord antérieur de la glène scapulaire, donne de bons résultats avec un faible taux de récurrence (3% dans la série de la SOFCOT) [1,18,28,21]. Cette technique est particulièrement indiquée pour les sujets jeunes souffrant d'une instabilité antérieure post-traumatique et pratiquant des sports de contact avec un important risque traumatique pour l'épaule [6,7,31]. Cependant, la voie d'abord chirurgicale incisant les éléments cutanés et musculo-tendineux antérieurs de l'épaule, et notamment le tendon du muscle sub-scapulaire, est à l'origine d'un dysfonctionnement et/ou d'un déficit de force transitoire des muscles rotateurs internes de l'épaule [1,6]. Les éléments musculaires de stabilité dynamique ayant un véritable rôle dans le maintien de la stabilité gléno-humérale [1,4,6,23,30], la récupération de leur force en post-opératoire est reconnue comme indispensable pour une optimisation de la stabilité dynamique post-chirurgicale afin d'envisager une reprise des activités sportives et/ou à risque pour l'épaule [1,6,27,33].

L'analyse des résultats de la chirurgie de stabilisation est le plus souvent évaluée par des outils fonctionnels (scores, index ou échelles), tels que le score de Rowe, de Walch-Duplay (ou Duplay), ou plus récemment les auto-questionnaires de Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI), Shoulder Instability Questionnaire (SIQ) et Melbourne Instability Shoulder Scale (MISS) [13,14,26]. Ils évaluent de manière subjective l'incapacité, la fonction, la qualité de vie, et/ou la douleur, et de manière objective la mobilité articulaire [13,14,26]. Les scores de Rowe et de Walch-Duplay sont les plus utilisés dans l'instabilité de l'épaule, mais leur qualité métrologique et leur validité ne sont pas connues.

Si, selon les données actuelles, la plupart des auteurs jugent comme indispensable la récupération musculaire pour la reprise de certaines activités [1,6,17,19,27,33], inversement la relation entre le niveau de récupération de la force musculaire et le niveau fonctionnel de l'épaule n'est pas clairement connue [1,13]. L'objectif de notre étude était d'étudier la relation entre la force musculaire des RI et RE et le niveau fonctionnel de l'épaule et la reprise sportive évalués de manière usuelle par des scores fonctionnels, dans le cadre d'une stabilisation chirurgicale selon la technique de Latarjet pour une instabilité chronique de l'épaule.

## 2.2. Méthodes

### 2.2.1. Population

Vingt patients avec une instabilité antérieure chronique post-traumatique de l'épaule ont été inclus selon une méthode prospective de suivi. Les critères d'inclusion étaient : patients souffrant d'une instabilité antérieure chronique, symptomatique, post-traumatique et unilatérale de l'épaule, âgés de 18 à 45 ans, de sexe masculin, devant bénéficier d'une stabilisation chirurgicale par butée antérieure coracoïdienne selon la technique de Latarjet, ayant eu un premier épisode de luxation traumatique. Les critères d'exclusion étaient : une lésion associée (lésions de la coiffe des rotateurs, lésions osseuses...), une contre-indication à la réalisation d'une évaluation isocinétique. Le diagnostic d'instabilité chronique de l'épaule et l'indication opératoire ont été posés par le même chirurgien orthopédiste (LB) selon les recommandations actuelles [7,28].

L'âge moyen des patients au moment de l'intervention était de  $27 \pm 8$  ans (de 19 à 45 ans), la taille moyenne de  $179 \pm 7$  cm et le poids moyen de  $73 \pm 9$  kg. Dix-huit patients étaient droitiers et 2 gauchers. Le côté dominant était lésé pour 8 patients. Le nombre moyen de luxations avant la chirurgie était de  $4 \pm 3$  (de 1 à 10 épisodes). Le délai moyen entre le premier épisode de luxation traumatique et la chirurgie était de  $4,7 \pm 5$  ans (de 0,5 à 20 ans). Dix-sept patients parmi les 20 pratiquaient un sport sollicitant ou à risque pour les membres supérieurs avant la survenue de la pathologie d'instabilité : 5 pratiquaient du football, 4 des sports de combat (3 Judo et 1 boxe), 4 des sports de raquette, 3 des sports sollicitant les membres supérieurs (1 basketball, 1 handball et 1 natation), 1 le skate board et 1 la course à pied, et 2 ne pratiquaient pas de sport.

Après le recueil du consentement éclairé, chaque patient inclu a bénéficié d'une évaluation de la fonction de l'épaule opérée par le score de Rowe, et le score de Walch-Duplay [15,25,29]. La force musculaire des rotateurs a été évaluée à l'aide d'un dynamomètre isocinétique Con-

Trex® (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland), en pré-opératoire (PréOp), à 3 mois post-opératoires (3PostOp), à 6 mois post-opératoires (6PostOp) et à 21 mois post-opératoires (21PostOp).

### *2.2.2. Procédure chirurgicale*

Tous les patients ont été opérés par le même chirurgien spécialiste de l'épaule (LB) selon la technique de Latarjet. L'intervention chirurgicale a eu lieu sous anesthésie générale, le patient en position assise. Par un abord de l'espace delto-pectoral, sous coracoïdien sur 3 cm, la veine céphalique est réclinée en dehors et les veines afférentes ligaturées. L'apophyse coracoïde est exposée par la section du tendon du petit pectoral et du ligament acromio-coracoïdien. Le chirurgien procède à l'ostéotomie de la coracoïde à sa base à la scie oscillante, à l'avivement de sa face inférieure, et à la réalisation de deux trous à la mèche 3.2 dans l'apophyse coracoïde. Puis il réalise une incision dans le sens des fibres du tendon du sub-scapulaire, suivi d'une arthrotomie verticale. La tête humérale est écartée par l'écarteur de Trillat. Le chirurgien procède à l'excision du décollement ostéo-périosté de Bankart, à un avivement de la face antérieure de la glène. La fixation de la butée est réalisée par deux vis malléolaires d'environ 35 mm. Il réalise une suture de la capsule au moignon de ligament coracoïdien. La fermeture est faite plan par plan sur un drain de redon aspiratif, puis la peau est fermée par un surjet au Vicryl à résorption rapide. Le patient est immobilisé par un bandage coude au corps.

### *2.2.3. Procédure de rééducation*

Tous les patients ont bénéficié d'une prise en charge en rééducation, avec un masseur-kinésithérapeute diplômé d'état en exercice libéral de leur choix. Un programme de rééducation défini par le chirurgien sert de guide, mais il peut être adapté en fonction de l'évolution du patient. De J0 à J21, l'épaule est mise au repos, immobilisée par un bandage coude au corps. Le patient débute des mobilisations passives du coude et de l'épaule, en respectant la règle de la non-douleur, associées à des mobilisations des doigts et du poignet. L'ablation de la contention est autorisée pour la toilette. De J21 à J45, les patients bénéficient de 3 séances de kinésithérapie par semaine avec un objectif de récupération des amplitudes articulaires. La rééducation doit être indolore, en passif exclusivement, en élévation antérieure. Des mouvements pendulaires sont autorisés 2 à 3 fois par jour. Le travail des rotateurs externes est proscrit avant J45. A J45, le travail actif et en rotation externe est autorisé. A J90, la reprise du travail et de toute activité sportive est autorisée.

### *2.2.4. Evaluation fonctionnelle*

L'évaluation fonctionnelle de l'épaule a été réalisée pour chaque patient par le score de Rowe [25] et le score de Walch-Duplay ou Duplay [15,29], par un même examinateur (PE). Le



score de Rowe est le score le plus souvent utilisé dans la littérature touchant à l'instabilité d'épaule [13]. Cependant, il n'est pas validé et ses critères métrologiques ne sont pas connus [13]. Il comprend 3 items évaluant : la stabilité (50 points), la mobilité (20 points) et la fonction (30 points) (Tableau 1). Le total permet d'apprécier le résultat objectif, en considérant un score comme excellent de 90 à 100 points, bon de 75 à 89 points, moyen de 51 à 74 points et mauvais à moins de 50 points [25]. Le score de Walch-Duplay utilisé essentiellement dans les études francophones, n'est pas non plus validé [14]. Il comprend 4 items : la reprise du sport (25 points), la stabilité (25 points), la douleur (25 points) et la mobilité (25 points) (Tableau 2). Le score total permet d'apprécier le résultat objectif, en considérant un score comme excellent de 91 à 100 points, bon de 76 à 90 points, moyen de 51 à 75 points et mauvais à moins de 50 points [15,29]. L'item du score de Walch-Duplay concernant la reprise du sport a été étudié de manière indépendante des autres items.

Ces deux scores fonctionnels (Rowe et Walch-Duplay) ont été choisis car ces scores sont les plus utilisés [13,14,26].

#### 2.2.5. *Evaluation musculaire*

L'évaluation musculaire des muscles RI et RE de l'épaule a été réalisée sur un dynamomètre isocinétique CON-TREX® (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland) par un même examinateur (PE) ; elle est considérée comme fiable et reproductible [5,12,24]. Nous avons utilisé la position de Davies modifiée : le patient était assis, le bras en abduction de 45°, avec une anté-flexion de 30° pour situer l'axe du dynamomètre avec le plan de la scapula, le coude était fléchi à 90° [5,12,24,32]. L'axe du dynamomètre était aligné avec l'axe de rotation de l'articulation : il traversait le bras permettant des mouvements de rotation externe et interne de l'épaule. Les paramètres positionnels étaient identiques en pré-opératoire et en post-opératoire. La position de départ du membre supérieur permettant de déterminer le secteur angulaire, était coude à 90°, prono-supination intermédiaire, rotation de l'épaule neutre. Les amplitudes articulaires maximales étaient prédéterminées : 20° de rotation interne et 60° de rotation externe, avec une marge de sécurité informatique réglée automatiquement par l'appareil. Ces amplitudes étaient identiques pour les différents patients, adaptées si besoin aux éventuelles douleurs ou sensations d'instabilité des sujets. Le tronc était stabilisé par des sangles. Des poignées étaient disposées latéralement pour poser les mains afin de mettre le sujet dans les meilleures conditions de performance.

Chaque patient a suivi une procédure d'évaluation standardisée précédée par un échauffement global de 6 minutes sur cyclo-ergomètre à bras (Ergotonic 4000; Sopur GmbH, Heidelberg, Germany) suivi d'un échauffement spécifique sur le dynamomètre de 3 séries de 6 répétitions



sous-maximales à 120°/s pour se familiariser au mode de contraction isocinétique. Les exercices étaient réalisés uniquement sur l'épaule pathologique. Les valeurs maximales (peak torque PT) de moment de force en Newton-mètre (Nm) étaient enregistrées à 180°/s, 120°/s et 60°/s en mode concentrique avec respectivement 10, 5 et 3 répétitions. Une minute de repos séparait chaque série. Le patient bénéficiait d'encouragements verbaux, sans possibilité de rétrocontrôle de sa performance sur l'écran. Les valeurs ont été retenues avec correction de gravité [9,32]. Les valeurs étaient enregistrées uniquement du côté lésé dans l'objectif de comparaison à l'évaluation fonctionnelle.

#### 2.2.6. Analyse statistique

Les moyennes et écart-types pour chaque variable ont été déterminés. Pour chaque paramètre, un test de normalité a été réalisé avec le coefficient de Skewness pour l'asymétrie de la distribution, et le coefficient de Kurtosis pour l'aplatissement de la distribution. Une ANOVA à mesures répétées a été utilisée pour tester l'effet du temps (PréOp, 3PostOp, 6PostOp et 21PostOp) respectivement sur le score de Rowe, le score de Walch-Duplay, sur l'item de reprise du sport, et sur la force musculaire des RI et RE. Lorsque l'effet était significatif, un test post-hoc de Fisher's PLSD a été réalisé. Les relations entre la force musculaire des RI et RE à chaque vitesse angulaire et la fonction de l'épaule par le score de Rowe, le score de Walch-Duplay et l'item de reprise sportive, ont été évaluées en utilisant le coefficient de corrélation  $r$  de Pearson aux 4 temps d'évaluation (PréOp, 3PostOp, 6PostOp et 21PostOp). La table du  $r$  de Bravais Pearson a fourni les valeurs  $r$  critiques au-delà desquelles les coefficients de corrélation obtenus sont significatifs. Ces analyses ont été réalisées à l'aide des logiciels Microsoft Office Excel® et Statview® (Version 5.0, SAS Institute Inc., Cary, NC). Le seuil de significativité était fixé à  $p < 0,05$ .

### 2.3. Résultats

Les évaluations pré-opératoires (PréOp) ont été réalisées à  $29 \pm 31$  jours (de 1 à 133 jours) avant la chirurgie, à 3 mois post-opératoires à  $85 \pm 11$  jours, à 6 mois post-opératoires à  $203 \pm 31$  jours, et à 21 mois post-opératoires à  $21 \pm 6$  mois post-opératoires. Il n'y a pas eu de complication post-opératoire ni de complication durant la rééducation. A 21 mois post-opératoires, un patient a présenté une récurrence de luxation de l'épaule (5% de récurrence) et un autre une sensation d'instabilité sans subluxation, ni luxation.

L'ensemble des valeurs moyennes, score de Rowe, score de Walch-Duplay, score de l'item reprise du sport et PT sont rapportées dans le Tableau 3.

#### 2.3.1. Evaluation fonctionnelle

Le score de Rowe augmentait entre chaque évaluation, mais significativement uniquement entre pré-opératoire, à 3 mois post-opératoires et à 6 mois post-opératoires ( $p < 0,05$ ) et pas entre à 6 mois post-opératoires et à 21 mois post-opératoires.

Le score de Walch-Duplay augmentait entre chaque évaluation, mais significativement uniquement entre à 3 mois post-opératoires et à 6 mois post-opératoires ( $p < 0,05$ ).

Le score de l'item reprise du sport augmentait entre chaque évaluation, mais significativement uniquement entre à 3 mois post-opératoires et à 6 mois post-opératoires ( $p < 0,05$ ).

Il existait une corrélation significative entre le score de Walch-Duplay et le score de Rowe en pré-opératoire, à 3 mois post-opératoires et à 6 mois post-opératoires et à 21 mois post-opératoires ( $r > 0,44$  ;  $p < 0,05$ ).

Selon cette évaluation fonctionnelle, nous retrouvions à 21 mois post-opératoires, 95% d'excellents résultats et 5% de résultats moyens avec le score de Rowe, et 90% d'excellents ou bons résultats et 10% de résultats moyens avec le score de Walch-Duplay. 75% des patients avaient repris au même niveau le sport pratiqué avant la pathologie d'instabilité (les deux patients ne pratiquant pas de sport avant la chirurgie ont repris leurs activités quotidiennes et professionnelles sans difficulté).

### 2.3.2. *Evaluation musculaire*

La valeur du PT des RI et RE mesurée à 3 mois post-opératoires était significativement plus faible que celle mesurée en pré-opératoire et à 6 mois post-opératoires et à 21 mois post-opératoires ( $p < 0,05$ ). Il n'y avait pas de différence significative entre pré-opératoire, à 6 mois post-opératoires et à 21 mois post-opératoires.

### 2.3.3. *Relation entre force musculaire et indices fonctionnels*

Il existait uniquement en pré-opératoire une corrélation significative entre les valeurs du score de Rowe et celles du PT des RI et RE à 120°/s., ( $r > 0,44$  ;  $p < 0,05$ ), et entre les valeurs du score de Walch-Duplay et celles du PT des RI et RE à toutes les vitesses angulaires ( $r > 0,44$  ;  $p < 0,05$ ) (Tableau 3).

Il a été retrouvé uniquement une corrélation significative ( $r > 0,44$  ;  $p < 0,05$ ) entre le score de reprise du sport et le PT pour les RE à 180°/s et 120°/s en pré-opératoire, et pour les RI à 180°/s à 21 mois post-opératoires (Tableau 3).

## 2.4. Discussion

Les résultats de cette étude montrent dans le cadre de la chirurgie de l'instabilité de l'épaule l'absence de corrélation entre le niveau de la force musculaire des RI et RE évaluée par la mesure du moment de force musculaire (ou peak torque) en mode isocinétique concentrique

et le niveau fonctionnel évalué par le score de Rowe ou celui de Walch-Duplay, en dehors du bilan pré-opératoire.

Il n'existe pas à notre connaissance d'étude comparable. Seule, une étude de Amako et al. rapporte une faible corrélation entre la force musculaire isocinétique des RI et RE et le score de Rowe à 4 ans post-opératoires d'une stabilisation chirurgicale par une technique mixte de Bankart – Bristow [1].

Certaines limites méthodologiques peuvent expliquer ces résultats différents : tout d'abord le faible nombre de patients ayant participé à notre étude, mais surtout le fait que l'indication de reprise sportive, qui a été donnée par le chirurgien, a été motivée à l'aide de paramètres articulaires et fonctionnels et non à partir de paramètres objectifs comme la force musculaire isocinétique mesurée dans notre étude.

En fait, les scores fonctionnels de Rowe et de Walch-Duplay reposent sur des paramètres subjectifs qui ne tiennent pas compte de la récupération de la force musculaire. Ces scores ne comportent pas d'items relevant de l'état musculaire, ni cotation musculaire objective, ni estimée par le patient. Seule la mobilité articulaire représente un paramètre objectif même s'il est apprécié de façon assez sommaire selon un pourcentage de récupération par rapport au côté considéré sain. Ces scores traduisent de manière prédominante un état ressenti par le patient compte tenu du caractère subjectif de certains items, en particulier la notion de stabilité, de douleur, et même celle de reprise des activités antérieures, très dépendante de la personne, du type même d'activité, et voire même du chirurgien. Ces scores traduisent un résultat dit fonctionnel, par rapport aux capacités du sujet, mais ils ne constituent aucunement un outil déterminant et objectif de mesure de la stabilité au sens physiologique ou physiopathologique et la seule donnée objective prise en compte est la mobilité articulaire. Enfin, ces scores, même s'ils demeurent les plus utilisés pour le suivi de la stabilisation chirurgicale de l'épaule, n'ont pas été évalués ni validés [3,8,13,14,26].

Cependant, s'il n'existe pas de relation entre la force musculaire et la valeur du score fonctionnel, en dehors du niveau initial, il apparaît dans ce travail une évolution similaire au cours du suivi entre la force musculaire et l'état fonctionnel. L'observation descriptive de l'évolution de la force musculaire montrait une récupération de la force musculaire isocinétique à 6 mois post-opératoires, maintenue à 21 mois post-opératoires, avec une reprise concomitante des activités sportives à 6 mois post-opératoires, maintenue à 21 mois post-opératoires.

Ainsi, ces scores représenteraient une évaluation subjective d'un résultat thérapeutique. Ils traduisent un état ressenti par le patient, et dans ce sens évalueraient plus la satisfaction du

patient que le résultat objectif de la chirurgie. Des évaluations cliniques objectives seraient cependant pertinentes dans l'orientation du suivi rééducatif et du programme de prise en charge MPR, et notamment pour déterminer la reprise des activités physiques et sportives [6,10]. Selon les résultats de notre étude, la force musculaire et l'état fonctionnel apparaissent plutôt comme des indicateurs complémentaires pour apprécier l'évolution d'une épaule opérée. L'évaluation de la force musculaire dans le suivi de la chirurgie permet d'optimiser la rééducation analytique par l'orientation de la kinésithérapie [6,10]. Selon Amako et al. la force musculaire doit atteindre 90% de la force musculaire du côté controlatéral sain au minimum afin d'envisager une reprise des activités sportives de haut niveau [1]. Cet objectif paraît d'autant plus nécessaire pour la reprise des sports de lancer et d'armer impliquant l'épaule où intervient aussi la notion de performance [16]. Ainsi l'évaluation objective de la force musculaire a plusieurs objectifs dans le suivi post-opératoire : l'orientation du programme de rééducation, l'évaluation objective du résultat thérapeutique et devrait participer à donner l'autorisation de reprise des activités physiques et sportives.

La question de la place d'items prenant en compte la récupération de la force musculaire, tout comme sont prises en compte la mobilité ou la douleur, est posée. En effet, la récupération musculaire est jugée comme indispensable pour la reprise de certaines activités, et ce paramètre n'apparaît pas dans les scores fonctionnels utilisés dans cette étude, et reconnus comme les plus utilisés en pratique, mais non validés [1,6,17,19,27,33]. Il existe d'autres scores fonctionnels comme celui de Constant qui prend en compte la force musculaire (mesure de la résistance statique à 90° d'abduction, bras tendu, à un système de poids tenu cinq secondes et répété cinq fois) [13,22]. Il apparaît peu fiable dans l'évaluation des épaules instables. La reproductibilité est bonne mais la validité de construit et la sensibilité au changement sont inconnues [14] ; Le WOSI, auto-questionnaire de 21 items évaluant les aspects de qualité de vie dans l'épaule instable bénéficie d'une validité de construit, d'une reproductibilité et d'une sensibilité au changement bonnes, mais est peu utilisé [22]. Les auto-questionnaires SIQ et MISS, qui sont aussi peu utilisés, semblent pertinents, mais présentent des qualités métrologiques moins bonnes que le WOSI [13,22,26]. De plus, aucun score ou indice de l'épaule ne permettent à ce jour de prédire la reprise d'activité sportive [14]. Ainsi, le développement d'un score spécifique à l'épaule instable incluant des paramètres subjectifs de satisfaction et de qualité de vie du patient, et des paramètres objectifs de stabilité et de force musculaire, pourrait permettre à la fois le suivi de la rééducation, et l'évaluation du résultat et de la reprise sportive.

## 2.5. Conclusions

Ce travail met en évidence l'absence de relation entre le niveau de la force musculaire des RE et RI évalué par dynamométrie isocinétique et le niveau fonctionnel évalué par le score de Rowe ou celui de Walch-Duplay après une stabilisation chirurgicale de l'épaule. Or, l'évaluation du niveau de force musculaire isocinétique semble pertinente pour l'optimisation du renforcement musculaire et peut-être pour déterminer de manière précise la reprise des activités professionnelles et sportives. La construction d'un score incluant l'évaluation de la force musculaire isocinétique de l'épaule après chirurgie de stabilisation pourrait être intéressante.

## Références

- [1] Amako M, Imai T, Okamura K. Recovery of shoulder rotational muscle strength after a combined Bankart and modified Bristow procedure. *J Shoulder Elbow Surg* 2008;17(5):738-43.
- [2] Bost FC, Inman VTG. The pathological changes in recurrent dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 1942;24:595-613.
- [3] Cassagnaud X, Maynou C, Mestdagh H. [Clinical and computed tomography results of 106 Latarjet-Patte procedures at mean 7.5 year follow-up]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2003;89(8):683-92.
- [4] Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Benaim C, Brun V. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29(11):1400-5.
- [5] Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Herisson C. [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results]. *Ann Readapt Med Phys* 2005;48(2):80-92.
- [6] Dauty M, Dominique H, Helena A, Charles D. [Evolution of the isokinetic torque of shoulder rotators before and after 3 months of shoulder stabilization by the Latarjet technique.]. *Ann Readapt Med Phys* 2007;50(4):201-8.
- [7] Dodson CC, Cordasco FA. Anterior glenohumeral joint dislocations. *Orthop Clin North Am* 2008;39(4):507-18.
- [8] Dossim A, Abalo A, Dosseh E, Songne B, Ayite A, Gnandi-Pio F. [Bristow-Latarjet repairs for anterior instability of the shoulder: clinical and radiographic results at mean 8.2 years follow-up]. *Chir Main* 2008;27(1):26-30.
- [9] Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinet Exerc Sci* 2009;17(1):35-9.

- [10] Edouard P, Fayolle-Minon I, Calmels P. [Shoulder instability and isokinetics: Contribution of isokinetics in a complex clinical situation]. *J Traumatol Sport* 2009;26(1):48-53.
- [11] Edouard P, Frize N, Calmels P, Samozino P, Garet M, Degache F. Influence of Rugby Practice on Shoulder Internal and External Rotators Strength. *Int J Sports Med* 2009;30(12):863-7.
- [12] Ellenbecker TS, Davies GJ. The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *J Athl Train* 2000;35(3):338-50.
- [13] Fayad F, Mace Y, Lefevre-Colau MM. [Shoulder disability questionnaires: a systematic review]. *Ann Readapt Med Phys* 2005;48(6):298-306.
- [14] Fayad F, Mace Y, Lefevre-Colau MM, Poiraudau S, Rannou F, Revel M. [Measurement of shoulder disability in the athlete: a systematic review]. *Ann Readapt Med Phys* 2004;47(6):389-95.
- [15] Flurin P, Laprelle E, Bentz J, Asad-Boy M, Lachaud C, Pellet J, et al. Rééducation de l'épaule opérée (en dehors des prothèses). *Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation*, 2001, 26-210-A-10.
- [16] Forthomme B, Croisier JL, Ciccarone G, Crielaard JM, Cloes M. Factors correlated with volleyball spike velocity. *Am J Sports Med* 2005;33(10):1513-9.
- [17] Forthomme B, Willems S, Hurllet S, Berger J, Houben G, Croisier J. Shoulder isokinetic profile after Latarjet's technique. *Isokinet Exerc Sci* 2005;1371-6.
- [18] Gazielly D. [Results of anterior coracoid abutments performed in 1995: of 89 cases]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2000;86(Suppl)1103-6.
- [19] Gill TJ, Zarins B. Open repairs for the treatment of anterior shoulder instability. *Am J Sports Med* 2003;31(1):142-53.
- [20] Hiemstra LA, Sasyniuk TM, Mohtadi NG, Fick GH. Shoulder strength after open versus arthroscopic stabilization. *Am J Sports Med* 2008;36(5):861-7.
- [21] Hovelius LK, Sandstrom BC, Rosmark DL, Saebo M, Sundgren KH, Malmqvist BG. Long-term results with the Bankart and Bristow-Latarjet procedures: recurrent shoulder instability and arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10(5):445-52.
- [22] Kirkley A, Griffin S, McLintock H, Ng L. The development and evaluation of a disease-specific quality of life measurement tool for shoulder instability. The Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI). *Am J Sports Med* 1998;26(6):764-72.
- [23] Levine WN, Flatow EL. The pathophysiology of shoulder instability. *Am J Sports Med* 2000;28(6):910-7.

- [24] Plotnikoff NA, MacIntyre DL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin J Sport Med* 2002;12(6):367-72.
- [25] Rowe CR, Patel D, Southmayd WW. The Bankart procedure: a long-term end-result study. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60(1):1-16.
- [26] Sablayrolles P, Coroian F, Codine P, Hérisson C. Evaluation fonctionnelle des instabilités d'épaule. *Instabilité de l'épaule et médecine de rééducation*. Elsevier Masson. 2007. p.55-68.
- [27] Scheibel M, Tsynman A, Magosch P, Schroeder RJ, Habermeyer P. Postoperative subscapularis muscle insufficiency after primary and revision open shoulder stabilization. *Am J Sports Med* 2006;34(10):1586-93.
- [28] Sirveaux F, Molé D, Walch G. Instabilités et luxations glénohumérales. *Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Appareil locomoteur*, 2002, 14-037-A-10.
- [29] Walch G. La luxation récidivante antérieure de l'épaule. *Rev Chir Orthop* 1991;77(Suppl. 1):177-91.
- [30] Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am J Sports Med* 1990;18(4):366-75.
- [31] Weaver JK, Derkash RS. Don't forget the Bristow-Latarjet procedure. *Clin Orthop Relat Res* 1994(308):102-10.
- [32] Wilk KE, Arrigo CA, Davies G. Isokinetic Testing and Rehabilitation of Microtraumatic Shoulder Injuries. In: *A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation technique* (S & S Publishers, Davies G ed., Onalaska, W), 1992, p. 387-431.
- [33] Wredmark T, Tornkvist H, Johansson C, Brobert B. Long-term functional results of the modified Bristow procedure for recurrent dislocations of the shoulder. *Am J Sports Med* 1992;20(2):157-61.

**Tableau 1**

Score de Rowe, cotation sur 100 points [25].

<b>Items</b>		<b>Score (points)</b>
STABILITE	Aucune appréhension, pas de récurrence ni subluxation	50
	Appréhension dans certaines positions	30
	Subluxation (sans nécessité de réduction)	10
	Récurrence vraie	0
MOBILITE	100% de la rotation externe, rotation interne et élévation normale	20
	75% de la rotation externe, rotation interne et élévation normale	15
	50% de la rotation externe normale, et 75% de la rotation interne et élévation normale	5
	50% de la rotation interne et élévation normale, et pas de rotation externe	0
FONCTION	Pas de limitation professionnelle ou sportive, peu ou pas de gêne	30
	Limitation moyenne, gêne minime	25
	Limitation modérée	10
	Limitation marquée et douleur	0



**Tableau 2**

Score du Walch-Duplay, cotation sur 100 points [15,29].

Items	Score (points)	
SPORT <i>ou</i>	Retour au même niveau même sport	25
ACTIVITE	<i>ou Aucune gêne</i>	25
QUOTIDIENNE	Perte de niveau dans le même sport	15
<i>si pas de sport</i>	<i>Gêne légère aux mouvements forcés</i>	15
<i>avant l'opération</i>	Changement de sport	10
	<i>Gêne légère sur des gestes simples</i>	10
	Perte de niveau et changement, ou arrêt de sport	0
	<i>Gêne importante</i>	0
STABILITE	Aucune appréhension	25
	Appréhension persistante	15
	Sensation d'instabilité	0
	Récidive vraie	-25
DOULEUR	Aucune douleur ou climatique	25
	Douleur aux mouvements forcés, violents ou à la fatigue	15
	Douleur dans la vie quotidienne	0
MOBILITE	Abduction frontale pure contre un mur : symétrique	25
	Rotation interne (RI) limitation inférieure à 3 vertèbres	
	Rotation externe (RE) à 90° d'abduction limitation inférieure à 10 % du côté opposé	
	Abduction frontale pure contre un mur < à 150°	15
	RI : limitation inférieure à 3 vertèbres	
	RE : limitation inférieure à 30 % du côté opposé	
	Abduction frontale pure contre un mur < à 120°	5
	RI : limitation inférieure à 6 vertèbres	
	RE : limitation inférieure à 50 % du côté opposé	
	Abduction frontale pure contre un mur < à 90°	0
	RI : limitation supérieure à 6 vertèbres	
	RE : limitation supérieure à 50 % du côté opposé	

**Tableau 3**

Relation entre la force musculaire isocinétique (en Nm) et l'évaluation fonctionnelle (en points) (évaluée par le score de Rowe, le score de Walch-Duplay et son item de reprise du sport).

	<b>PréOp</b>	<b>3PostOp</b>	<b>6PostOp</b>	<b>21PostOp</b>
<b>Fonction</b>				
Score de Rowe / 100points	47,1 ± 24,0 <sup>a</sup>	64,3 ± 22,9	84,0 ± 16,2	88,3 ± 17,1
Score de Walch-Duplay / 100points	55,3 ± 25,1 <sup>b</sup>	63,0 ± 19,2	86,0 ± 10,8	90,8 ± 13,7
Score de Reprise du Sport / 25points	6,5 ± 8,9 <sup>c</sup>	8,0 ± 8,9	19,5 ± 6,5	21,9 ± 6,7 <sup>c</sup>
<b>Force Musculaire isocinétique</b>				
RI				
180°/s	42,5 ± 9,5 <sup>b</sup>	30,8 ± 9,6	41,0 ± 9,7	44,5 ± 9,4 <sup>c</sup>
120°/s	45,7 ± 9,9 <sup>ab</sup>	31,1 ± 9,4	43,2 ± 10,3	45,6 ± 9,8
60°/s	45,9 ± 11,1 <sup>b</sup>	32,1 ± 9,3	42,9 ± 9,6	46,6 ± 9,5
RE				
180°/s	29,0 ± 7,0 <sup>bc</sup>	24,0 ± 4,5	30,0 ± 5,8	28,0 ± 5,0
120°/s	33,0 ± 6,9 <sup>abc</sup>	26,4 ± 4,7	32,5 ± 6,7	30,4 ± 5,5
60°/s	34,7 ± 7,3 <sup>b</sup>	27,4 ± 4,8	33,6 ± 6,6	32,1 ± 5,7

PréOp : pré-opératoire ; 3PostOp : à 3 mois post-opératoires ; 6PostOp : à 6 mois post-opératoires ; 21PostOp : à 21 mois post-opératoires ; RI : rotateur interne ; RE : rotateur externe.

<sup>a</sup> Corrélacion significative entre le score de Rowe et la force musculaire isocinétique.

<sup>b</sup> Corrélacion significative entre le score de Walch-Duplay et la force musculaire isocinétique.

<sup>c</sup> Corrélacion significative entre le score de reprise du sport et la force musculaire isocinétique.

### ***III.1.3. Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux dans les situations pathologiques d'instabilité scapulo-humérale : Synthèse et discussion***

#### *III.1.3.1. Résumé des principaux résultats*

Des différents résultats précédemment rapportés on peut dire que dans le cas d'une instabilité antérieure chronique de l'épaule non opérée (Etude 5) :

- La force musculaire des rotateurs médiaux et des rotateurs latéraux est significativement associée à l'instabilité antérieure chronique post-traumatique.
- En comparaison avec un groupe contrôle, les valeurs du moment de force maximum sont plus faibles du côté de l'épaule lésée comparativement à l'épaule homolatérale saine des sujets contrôles.
- Chez les sujets présentant une instabilité de l'épaule, la différence du moment de force maximum entre le côté dominant et le côté non-dominant est augmentée si c'est le côté non-dominant qui est atteint, et diminuée si c'est le côté dominant.
- Il n'y a pas de relation significative entre l'instabilité de l'épaule et un déséquilibre agoniste/antagoniste représenté par le ratio RL/RM.
- La présence d'un groupe contrôle pourrait limiter les biais induits par la comparaison au côté opposé dans l'analyse de l'influence des contraintes sur la force musculaire de l'épaule (différence de force liée à la latéralité, modification de la force du membre opposé supposé sain).

Dans les suites d'une stabilisation chirurgicale par butée antérieure selon la technique de Bristow-Latarjet d'une instabilité antérieure chronique post-traumatique, on retrouve :

- Si à 3 mois postopératoires il existe un déficit du moment maximum de force des RM (-28%) et RL (-16%) de l'épaule opérée et un déséquilibre agoniste/antagoniste avec une augmentation du ratio RL/RM, ils ont disparu à 6 mois. Ainsi, un délai post-chirurgical de 6 mois semble être un délai optimal pour la récupération de la force musculaire de la coiffe des rotateurs, et pour la reprise des activités sportives, notamment celles sollicitant les membres supérieurs (sports de contact et/ou d'armer-lancer) (Etude 6).
- Il n'existe pas de corrélation entre la force musculaire des rotateurs médiaux et des rotateurs latéraux, et les scores fonctionnels, après stabilisation chirurgicale de l'épaule. Aussi la mesure objective de la force musculaire permet de déterminer la

poursuite et l'orientation de la rééducation, d'optimiser le renforcement musculaire, et de faciliter la décision de la reprise des activités sportives (Etude 7).

- Une évaluation préopératoire contribue à la fiabilité des comparaisons postopératoires (Etude 6).

### *III.1.3.2. Limites méthodologiques et perspectives*

Ces résultats répondent à nos objectifs, qui consistaient à déterminer les liens éventuels existant entre la force musculaire des rotateurs de l'épaule et les pathologies d'instabilité scapulo-humérale, et contribuent à renforcer certaines données actuelles sur le sujet de la physiopathologie et de la prise en charge des instabilités d'épaule. Cependant comme rapporté dans les publications et dans une vue d'ensemble, certaines limites, discussions et perspectives ont été envisagées au regard de ces données.

D'une part, le choix d'une procédure d'évaluation de la force musculaire en mode dynamique isocinétique rejoint certaines limites mentionnées initialement dans ce travail, et plus spécifiquement, le fait qu'elle rend compte d'un groupe musculaire plus que d'un muscle précis. Ainsi, pour les muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule, il n'y a pas de spécificité des muscles sub-scapulaire ou infra-épineux souvent cliniquement en cause, mais plus de groupes musculaires associant pour la rotation médiale : sub-scapulaire, grand pectoral, grand dorsal ; et la rotation latérale : infra-épineux et petit rond. De même des mouvements de compensation en antépulsion et rétropulsion du moignon de l'épaule peuvent exister lors de la réalisation des mouvements demandés. Enfin, les résultats sont à prendre en compte selon la position définie qui fait varier selon les plans de l'espace, les groupes musculaires et/ou l'intensité des sollicitations.

D'autre part, le faible nombre de patients inclus ne permet pas d'avoir une très grande puissance statistique, et le design des études (en particulier étude transversale sur la relation entre la force des muscles de la coiffe des rotateurs et instabilité chronique antérieure post-traumatique) ne permet pas de déterminer formellement si un déficit de force est cause ou conséquence de l'instabilité scapulo-humérale. Cependant, certaines données sur la physiopathologie de l'instabilité post-traumatique peuvent nous aider à formuler des réponses. Dans ce type d'instabilité, le défaut de stabilisation scapulo-humérale est plus souvent lié à des lésions des moyens de stabilisation statiques (encoche postéro-externe de la tête humérale, écoulement du rebord antéro-inférieur de la glène, lésions capsulo-ligamentaires), et le déficit de force est induit (souvent cause traumatique initiale). Mais, indépendamment d'une lésion reconnue antérieurement, la question de la place d'un déficit ou d'un déséquilibre musculaire

pré-existant avant le traumatisme initial comme facteur de risque prédisposant à l'instabilité post-traumatique peut être posée.

Ainsi, dans ce contexte clinique d'instabilité chronique, les perspectives que l'on peut envisager sont :

- une exploration plus large de la fonction musculaire de stabilisation dynamique comme la « fatigue » ou l'endurance musculaire, l'équilibre ou le contrôle neuro-musculaire, en particulier agoniste/antagoniste, la réponse proprioceptive ou l'adaptation à la vitesse du mouvement, devant mettre en jeu une plus lourde et importante batterie de tests ;
- une étude prospective de suivi de cohorte de sujets sains pour identifier les éventuelles relations entre déficits et/ou déséquilibres musculaires et survenue de la pathologie. Cela induit de prendre en compte les notions d'étiologie macro- (ou post-traumatique) et micro- ou a-traumatique dans la physiopathologie (Kvitne & Jobe, 1993; Meister, 2000a; Gremeaux et al., 2007; Wilk et al., 2009). En effet dans les instabilités d'origine micro- et a-traumatique, les moyens de stabilité dynamiques ont un rôle plus déterminant dans la physiopathologie parmi les facteurs étiologiques. Mais la difficulté vient de la faible incidence de ces entités (moins de 5% des cas).
- enfin, le suivi et le taux de récurrence d'une cohorte bénéficiant d'une prise en charge rééducative optimale avec un rééquilibrage musculaire et la reprise d'activités physiques et professionnelles permettraient de mieux déterminer la relation stabilité – force musculaire.

Cependant, au-delà de ces possibilités d'études cliniques, nous nous sommes proposés une étude des relations entre force musculaire et pratique sportive avec l'hypothèse qu'une pratique sportive induisant une gestuelle spécifique voire extrême au niveau de l'épaule pourrait être un facteur déterminant de déséquilibre musculaire, et ainsi source d'instabilité.

## **III.2. Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux à la pratique sportive**

Cette partie initie, à partir d'études cliniques, la réflexion sur les modifications ou les adaptations éventuelles de la force musculaire (et/ou de l'équilibre musculaire dynamique agoniste/antagoniste) dans le contexte de sollicitations sportives, afin de déterminer si ces adaptations qui permettent la performance sont un facteur déterminant dans les mécanismes à l'origine de la survenue des pathologies de l'articulation scapulo-humérale, et notamment de l'instabilité.

C'est dans ce contexte que nous avons orienté nos travaux, visant à établir :

- dans un premier temps, une analyse de la littérature sur les contraintes induites par la biomécanique du geste du lancer, et sur les adaptations de l'articulation scapulo-humérale, dont principalement celles concernant la force musculaire des rotateurs chez des sujets pratiquant des sports sollicitant intensément les membres supérieurs, et en particulier l'épaule ;
- dans un second temps, nous rapporterons nos contributions personnelles concernant ces aspects chez des sujets pratiquant certains sports, dont essentiellement le lancer (lanceur javelot, handballeur, rugbyman).

### ***III.2.1. Contraintes et adaptations de l'épaule dans les sports d'armer-lancer***

#### *III.2.1.1. Biomécanique et contrainte de l'épaule lors du geste du lancer*

Le lancer est un geste propre au sport et très répandu, dont l'objectif est de projeter un objet sur une cible précise et/ou à grande distance. Toutes les parties du corps participent au lancer : l'unité jambe-tronc se comporte comme un générateur de force, l'épaule comme un régulateur et le bras comme l'effecteur qui délivre l'énergie emmagasinée. Toute défaillance d'une des mailles de cette chaîne cinétique du lancer, nécessite donc une surcompensation distale au niveau du membre supérieur (pour conserver des performances), souvent responsable de pathologies de sur-utilisation (Kibler, 1998).

Il n'existe pas *un* mais *des* gestes de lancer, qui varient en fonction du mouvement effectué, du sport pratiqué et de l'engin sportif utilisé (balle, ballon, raquette,...) (Copeland, 1993; Meister, 2000a). Lors de tous ces gestes, les amplitudes de flexion du coude et de l'épaule, les

vitesse angulaires et les contraintes musculaires, ligamentaires et articulaires sont variables. Après la phase initiale d'armer relativement universelle, la fin du geste peut différer. On distingue :

- les sports d'armer-lancer : base-ball (pitchers), tennis (service), lancer de javelot, lancer de poids et de disque ;
- les sports d'armer-frapper : smash (au volley-ball).

D'autres sports vont aussi entraîner des sollicitations scapulo-humérales mais dont la biomécanique est différente : le lancer de marteau met en jeu des contraintes en distraction, le tir à l'arc est un mouvement actif global où la mise en tension s'oppose à la direction que va prendre l'objet, le judo et le rugby font l'objet de mouvements qui sont plus complexes et variables, compte tenu de la résistance aléatoire de l'adversaire. Ces sports ne seront pas abordés dans le cadre de ce travail.

Le geste de lancer a été particulièrement étudié sur la base du modèle du pitcher, lanceur au baseball aux Etats-Unis. En effet, des études EMG couplé à une analyse du mouvement par système opto-électronique ont permis d'isoler 3 grandes phases au cours d'un geste de lancer, effectuées en moins de 2 secondes (Jobe et al., 1983; Jobe et al., 1984; Meister, 2000a; Krishnan et al., 2004; Wilk et al., 2009) (Figure 22) :

**1 - l'armer** (ou « cocking » chez les Anglo-Saxons) représentant 80% de la durée du geste de lancer (1500 ms). Au cours du geste d'armer, les muscles rotateurs latéraux sont effecteurs et travaillent en mode concentrique. Il y a d'abord une sollicitation du deltoïde (par son faisceau postérieur), de l'infra-épineux et du supra-épineux pour placer le bras en rotation latérale, abduction et rétropulsion. Le centrage de la tête est effectué par la coiffe et le deltoïde. La stabilité de la scapula est assurée par la contraction du dentelé antérieur. En fin d'armer, le membre supérieur se trouve en rotation latérale et rétropulsion maximale, la contention antérieure est réalisée par la mise en tension des éléments passifs (capsule et ligament scapulo-huméraux, principalement inférieur) (Turkel et al., 1981) et par un travail excentrique des rotateurs médiaux, principalement les muscles sub-scapulaire et grand pectoral. Dans cette phase il se produit un important étirement des muscles adducteurs, rotateurs médiaux et antépulseurs : grand pectoral, grand rond, grand dorsal, sub-scapulaire, biceps brachial, portion antérieure du deltoïde.

**2 - le fouetté ou phase d'accélération** (« arm acceleration »), accélération brève et explosive d'une durée de 50 ms. L'accélération comprend une antépulsion et une rotation médiale rapide à haute vitesse (sub-scapulaire et grand pectoral). Les muscles rotateurs

médiaux deviennent alors effecteurs, travaillant à leur tour en mode concentrique, initialement en course externe. Le contrôle du mouvement est assuré par une contraction excentrique des rotateurs latéraux (infra-épineux et petit rond) ; la stabilité de la scapula étant toujours assurée par le dentelé antérieur. La vitesse de ce mouvement est d'autant plus grande que l'étirement préalable aura été grand (élasticité musculaire). Durant cette phase les contraintes supportées par les structures articulaires et péri-articulaires sont majeures.

**3 - l'accompagnement ou phase de décélération** (ou « arm deceleration » et « follow-through ») durant 350 ms. L'accompagnement est une décélération du membre supérieur avec une rotation médiale de l'articulation scapulo-humérale et une abduction de la scapula, associées à une pronation et extension du coude. Le bras est donc projeté en antépulsion, adduction, rotation médiale. Cette phase peut débuter de deux manières différentes : soit après un passage où l'objet quitte la main (baseball, lancer de javelot, handball), soit après une frappe (volley, tennis) qui oppose une résistance au bras et provoque une décélération plus brutale. Lors de l'accompagnement, le freinage de la rotation médiale est assuré par la coiffe des rotateurs et le deltoïde postérieur qui travaillent toujours sur un mode excentrique. Le freinage de l'abduction de la scapula est assuré par les rhomboïdes. En fin de mouvement, le bras se trouve en adduction-rotation médiale avec tendance à la subluxation vers l'avant de la tête humérale.

**Figure 22.** *Les phases du geste du lancer d'après le modèle du pitcher au baseball (Fleisig et al., 1995 et 1996; Wilk et al., 2009).*



### III.2.1.2. Adaptations de l'épaule aux sollicitations et contraintes du geste sportif

Ainsi, dans les sports de lancer ou d'armer (base-ball, volley-ball, hand-ball, lancer du javelot, natation), l'articulation scapulo-humérale est donc soumise à des sollicitations importantes (vitesse, amplitude, force). Au delà de ces sollicitations techniques du geste du lancer, adaptées selon la spécificité du sport (Copeland, 1993), et sa répétition (entraînement et compétition), peuvent survenir des sollicitations extrinsèques de contraction contrariée (blocage du bras par un adversaire lors du geste, choc direct au sol ou par un adversaire) (Meister, 2000a; Wilk et al., 2009). Ces contraintes répétées vont être responsables d'adaptations physiologiques, anatomiques et biomécaniques de l'articulation scapulo-humérale dans son ensemble à l'origine d'un gain de performance (Meister, 2000a; Braun et al., 2009). Ainsi, les caractéristiques « fonctionnelles » de l'épaule d'un lanceur ne seront pas les mêmes que celles d'un sujet sédentaire (Jost et al., 2005). De plus, la place de cette articulation dans la chaîne cinétique, indispensable au mouvement sportif, fait que lors de la prise en charge d'un lanceur blessé, il sera important d'effectuer un bilan global incluant l'examen des membres inférieurs, du tronc (en tenant compte de la posture cervico-thoracique), avant d'examiner le complexe scapulaire et l'articulation scapulo-humérale (Kibler, 1998).

Ces modifications ou adaptations physiologiques de l'articulation scapulo-humérale au geste sportif peuvent se situer selon divers auteurs (Meister, 2000a; Braun et al., 2009) :

- Au niveau des moyens de stabilité statique : hypermobilité de la capsule antérieure, modification de l'arc rotatoire avec une diminution de l'amplitude articulaire de rotation médiale et une augmentation de la rotation latérale, limitation de la mobilité de la capsule postérieure, laxité ou souplesse ligamentaire générale (Wilk & Arrigo, 1993). La perte de rotation médiale, appelée Gleno-humeral Internal Rotation Deficit, « GIRD » par les anglo-saxons, est considérée comme significative et pathogène si elle excède 20° ou 10% de l'arc rotatoire du côté de l'épaule non-dominante (considérée comme saine), ou si le ratio *perte de rotation médiale / gain de rotation latérale* est supérieur à 1 (Burkhart et al., 2003). Elle semble liée à une rétraction capsulo-ligamentaire postéro-inférieure (Burkhart et al., 2003), une rétroversion de la tête humérale et/ou une contracture des rotateurs latéraux.
- Au niveau des moyens de stabilité dynamique : dyskinésies scapulaires dynamiques (« scapular dyskinesis ») et statiques (« altered scapular resting position »), déséquilibre de la force musculaire des agonistes et antagonistes avec diminution du ratio RL/RM par une augmentation de la force des rotateurs médiaux et une diminution relative de la force des rotateurs latéraux (Meister, 2000a).

Au cours du geste du lancer, l'épaule est ainsi soumise à des contraintes qui vont nécessiter un « nouvel équilibre » entre mobilité et stabilité (Krishnan et al., 2004; Braun et al., 2009), pour effectuer un véritable centrage dynamique de la tête humérale dans la glène : stabiliser avant de bouger et stabiliser lors du mouvement. Cet équilibre ne peut être obtenu que par une parfaite synchronisation entre les muscles stabilisateurs et moteurs de l'articulation scapulo-humérale, d'autant plus que le geste s'effectue à des vitesses très élevées (entre 2000 et 6000°/s), Ainsi, un déséquilibre entre les groupes musculaires (ou de la « balance » entre groupes musculaires rotateurs de l'épaule) pourrait être à l'origine d'un défaut de centrage de la tête humérale par, entre autres, deux mécanismes (Noffal, 2003) :

- à l'armer : défaut de freinage excentrique des rotateurs médiaux pouvant favoriser une distension capsulaire postérieure et le décentrage antérieur ;
- à l'accompagnement : défaut de freinage excentrique des rotateurs latéraux face à des rotateurs médiaux surpuissants pouvant favoriser la subluxation antérieure de la tête humérale.

Ce défaut de centrage dynamique peut aboutir à des situations pathologiques durant le geste d'armer-lancer, telles que des situations de conflits : sous-acromial et glénoïdien postéro-supérieur à l'armer, sous-acromial à l'accélération et antéro-interne à l'accompagnement ; ou les micro-instabilités (Meister, 2000a).

Le geste technique du lancer nécessite donc une optimisation biomécanique avec un centrage permanent et parfait de la tête humérale dans la glène scapulaire à la fois dans un objectif de performance, mais aussi pour éviter la survenue ou la décompensation de ces adaptations en conditions pathogènes, voire l'aggravation de lésions des structures composant l'articulation scapulo-humérale (cartilage, bourrelet, tendons et muscles). L'épaule du lanceur est « potentiellement » à risque de multiples pathologies : instabilité, conflit entre les structures osseuses et tendino-musculaires, lésions de la coiffe des rotateurs, avec des étiologies macro-et/ou micro-traumatiques (Meister, 2000a; Braun et al., 2009). Mansat propose une certaine classification de ces diverses pathologies d'hypersollicitation de l'épaule en deux groupes en fonction des conditions anatomiques et biomécaniques (Figure 23) (2002) : pathologies de conflit et pathologies d'instabilité. Ainsi, les adaptations physiologiques, anatomiques et biomécaniques de l'articulation scapulo-humérale aux contraintes induites par le geste du lancer pourraient aussi être à l'origine des « désadaptations » qui vont conduire à une lésion dans un contexte de microtraumatisme.

**Figure 23.** *Les carrefours pathologiques de l'épaule d'après Mansat (2002).*

### *III.2.1.3. Force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule et pratique sportive*

L'adaptation de l'épaule aux sports de lancer, et plus particulièrement de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux moyens de stabilisation dynamique, peut constituer une approche pragmatique de l'analyse de la stabilité de la scapulo-humérale qui est l'objet de ce travail. Les rotateurs médiaux (RM) et rotateurs latéraux (RL) interviennent à la fois comme stabilisateurs dynamiques, mais aussi dans la cinétique et la cinématique du geste de lancer. L'amélioration de la force, et plus particulièrement des rotateurs médiaux, permet à l'athlète de réaliser un lancer plus rapide, et avec une meilleure efficacité (Fleck et al., 1992; Bayios et al., 2001; Forthomme et al., 2005a; Forthomme et al., 2007; Zapartidis et al., 2007). Ainsi, comparer la force des rotateurs de l'épaule du côté lanceur à celle du côté non lanceur s'avère être pertinent. Chez les sujets sains non sportifs, il est le plus souvent considéré selon les études qu'il n'y a pas de différence du moment de force maximum entre le côté dominant et non-dominant (Ivey et al., 1985; Kuhlman et al., 1992; Ellenbecker & Davies, 2000; Dvir, 2004; Codine et al., 2005). Inversement, dans les sports d'armer et de lancer, les différences liées à la latéralité sont variables selon les auteurs et discutées en fonction des sports :

- au baseball, des valeurs plus importantes des RM du côté dominant sont rapportées chez les pitchers par certains auteurs (Brown et al., 1988; Hinton, 1988; Codine et al., 1997; Noffal, 2003), mais pas par d'autres (Wilk et al., 1993; Mikesky et al., 1995; Sirota et al., 1997).

- au tennis, plus consensuellement, les RM du côté dominant sont significativement plus forts que ceux du côté non-dominant (Chandler et al., 1992; Codine et al., 1997; Calmels et al., 1998; Croisier et al., 1998; Gozlan et al., 2006; Saccol et al., 2010).
- au volleyball, les résultats restent discutés avec soit des RM plus forts et des RL plus faibles du côté dominant (Wang et al., 2000; van Cingel et al., 2006), soit l'absence de différence entre les deux côtés pour les RM et les RL (Gozlan et al., 2006).
- au handball, la force concentrique des RM et RL et la force excentrique des RM est plus importante du côté dominant que du côté non-dominant (Michael et al., 2005; Andrade Mdos et al., 2010).
- en natation et waterpolo, les RM sont significativement augmentés du côté dominant (McMaster et al., 1991; McMaster et al., 1992; Gozlan et al., 2006).
- en voile, les RM sont plus forts du côté dominant par rapport au côté non-dominant (Dauty et al., 2006).

L'équilibre agoniste/antagoniste entre les rotateurs est aussi variable et discuté selon les données de la littérature en fonction de la pratique sportive, car les modifications des rotateurs médiaux et latéraux ne sont pas proportionnelles. Différents ratios ont été décrits :

- le ratio conventionnel concentrique :  $RL_{concentrique}/RM_{concentrique}$  (ratio RL/RM);
- les ratios fonctionnels ou mixtes :  $RL_{excentrique}/RM_{concentrique}$  (ratio  $RL_{exc}/RM_{con}$ ) et  $RM_{excentrique}/RL_{concentrique}$  (ratio  $RM_{exc}/RL_{con}$ ).

Chez les sujets sains et non sportifs, les valeurs normatives du ratio RL/RM sont communément situées entre 0,60 et 0,80 ; sans différence entre le côté dominant et le côté non-dominant (Ivey et al., 1985; Kuhlman et al., 1992; Bak & Magnusson, 1997; Codine et al., 1997; Ellenbecker & Davies, 2000; Dvir, 2004; Codine et al., 2005). Dans les sports d'armer et de lancer il est rapporté :

- au baseball, selon les auteurs, le ratio conventionnel (c'est-à-dire en mode dynamique concentrique) RL/RM et le ratio fonctionnel (ou mixte)  $RL_{exc}/RM_{con}$  (c'est-à-dire RL en mode dynamique excentrique et RM en mode dynamique concentrique) sont soit inférieurs du côté dominant par rapport au non-dominant (Hinton, 1988; Codine et al., 1997; Noffal, 2003), soit non différents (Brown et al., 1988; Wilk et al., 1993; Mikesky et al., 1995).
- au tennis, certaines études rapportent un ratio RL/RM diminué du côté dominant (Croisier et al., 1998; Gozlan et al., 2006; Julienne et al., 2007; Saccol et al., 2010), d'autres ne rapportent aucune différence (Chandler et al., 1992; Codine et al., 1997; Calmels et al., 1998; Gozlan et al., 2006).

- au volleyball, le ratio RL/RM est inférieur du côté dominant (Wang et al., 2000; van Cingel et al., 2006), ou ne diffère pas entre les deux côtés (Gozlan et al., 2006).
- au handball, le ratio RM/RL n'est pas différent (Michael et al., 2005; Andrade Mdos et al., 2010).
- en natation et waterpolo, le ratio RL/RM est significativement diminué du côté dominant (McMaster et al., 1991; McMaster et al., 1992), ou non (Gozlan et al., 2006) selon les études.
- au badminton, le ratio fonctionnel  $RL_{exc}/RM_{con}$  est rapporté plus faible du côté dominant sur une étude (Ng & Lam, 2002).
- en voile, il n'est pas rapporté de différence du ratio RL/RM entre les deux côtés (Dauty et al., 2006).

Ainsi, de nombreuses études se sont intéressées à déterminer les profils ou les adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux en fonction de la pratique de sports d'armer-lancer. Les méthodologies utilisées : position d'évaluation, vitesses et modes de contraction, amplitudes articulaires, populations, rendent les comparaisons entre les études et leurs résultats difficiles. Malgré ces réserves dans l'analyse d'une littérature qui s'étend sur de nombreuses années et avec ces incertitudes « méthodologiques », le déséquilibre entre les RL et RM reste considéré comme un facteur de risque de pathologie de l'épaule (Wang & Cochrane, 2001; Stickley et al., 2008). Une étude prospective sur 16 volleyeurs de haut niveau a rapporté une association significative entre un déséquilibre de force des rotateurs (force excentrique des RL inférieure à force concentrique des RM) et la survenue d'une blessure de l'épaule durant la saison sportive (Wang & Cochrane, 2001).

L'augmentation de la force des muscles rotateurs médiaux par l'entraînement dans un objectif de meilleure performance pourrait perturber l'équilibre musculaire agoniste/antagoniste nécessaire chez les sportifs d'armer-lancer, et constituer un facteur de risque de survenue de pathologies de l'épaule.

### ***III.2.2. Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule dans le contexte de sollicitations sportives : Contributions personnelles***

Cette hypothèse, assez souvent rapportée, peu validée, nous a conduit dans ce travail de thèse à évaluer le comportement musculaire des rotateurs médiaux et latéraux, par une analyse

dynamique de la force musculaire, en mode isocinétique, dans le contexte de sollicitations sportives, exposant à la survenue de pathologies de l'articulation scapulo-humérale.

Nous avons ainsi cherché à aborder l'analyse de ces adaptations musculaires par la détermination des profils de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux dans le contexte de la pratique d'activités sportives à risque de survenue de pathologies scapulo-humérales :

- soit d'origine macro-traumatique par contacts directs ou indirects avec pour modèle la pratique du Rugby (Etude 8),
- soit d'origine micro-traumatique par la répétition des gestes d'armer-lancer avec pour modèle le Lancer de Javelot (Etude 9),
- soit d'origine mixte (macro- et micro-traumatique) avec pour modèle le Handball (Etude 10).

L'ensemble de cette partie est un travail personnel, pour partie en cours, avec certaines analyses préliminaires sur les « adaptations » de la force musculaire des rotateurs à la pratique sportive.

Nous avons ainsi rapporté:

- une première étude actuellement publiée, en anglais, précédée pour cette présentation du travail de thèse d'un résumé en français (Etude 8),
- deux études qui restent préliminaires (Etude 9 et 10), n'ayant pas encore pu faire l'objet d'une soumission à publication dans une revue.

Ces deux études restent « préliminaires » car elles sont :

- soit en cours de finalisation à ce stade par rapport à l'analyse des résultats obtenus sur l'échantillon de population et de ce fait encore objet de discussion (Etude 10),
- soit actuellement en limite du nombre de sujets inclus au regard des résultats préliminaires acquis pour permettre une analyse statistique tout à fait satisfaisante (Etude 9).

Pour garder une unité rédactionnelle dans la présentation écrite de ce travail de thèse, nous avons choisi de présenter ces deux travaux sous la forme rédactionnelle d'articles, rédigés en anglais, comme pour une soumission à publication, mais non précédés d'un résumé.

ETUDE 8

**Influence of Rugby Practice on Shoulder Internal and External Rotators Strength**

(Influence de la pratique du rugby sur la force des muscles rotateurs médiaux et latéraux de l'épaule)

**Pascal Edouard**, Nicolas Frize, Paul Calmels, Pierre Samozino, Martin Garet, Francis Degache

International Journal of Sports Medicine, 2009 ; 30 : 863-867.

**Résumé**

*Contexte : En rugby, les pathologies scapulo-humérales sont fréquentes d'origine macro-traumatique par les contacts directs ou indirects. Une diminution de la stabilisation dynamique de l'épaule, par déficit et/ou déséquilibre musculaire, pourrait être un facteur de risque supplémentaire de blessure en plus des sollicitations et stress importants sur les stabilisateurs passifs lors des contacts et des chocs.*

*Objectif : Déterminer si des déséquilibres se produisent dans la force des muscles rotateurs de l'épaule chez les rugbymen, en comparant le moment de force maximum des rotateurs médiaux et rotateurs latéraux et les ratios RL/RM entre des rugbymen et des sujets sains non sportifs.*

*Méthodologie : Quatorze rugbymen et 19 sujets sains non sportifs ont été évalués sur dynamomètre isocinétique de type Con-trex® dans cette étude transversale contrôlée. La force musculaire isocinétique des muscles rotateurs médiaux et rotateurs latéraux a été mesurée en position assise, avec 45° d'abduction de l'épaule et dans le plan de la scapula, à 60°/s et 240°/s en mode concentrique et 60°/s en mode excentrique, pour les deux épaules. Les valeurs de moment de force maximum ont été utilisées en valeur absolue (en Nm) et rapportées au poids (en Nm.kg<sup>-1</sup>).*

*Résultats : Les valeurs de force musculaire en valeur absolue étaient supérieures chez les rugbymen, mais si les valeurs de moment de force maximum étaient normalisées au poids, il n'existait pas de différence significative entre les deux groupes. Il n'existait pas d'effet de la latéralité sur les moments de force maximum des rotateurs médiaux et des rotateurs latéraux. Il n'existait pas d'influence de la pratique du rugby et/ou de la latéralité sur les ratios RL/RM.*

*Conclusions : Nos résultats ne retrouvaient pas de déséquilibre dans la force musculaire des rotateurs de l'épaule chez des sportifs pratiquant le rugby, comme un potentiel facteur de*

*risque de blessure. La pratique du rugby n'entraînait pas de modification de la force des rotateurs de l'épaule entre le côté dominant et non-dominant, ni de perturbation de l'équilibre agoniste/antagoniste.*

**Abstract**

*Background: Shoulder injuries are frequent in rugby, and muscular deficiency and/or imbalance of the internal (IR) and external (ER) shoulder rotators are considered as probable mechanisms of shoulder injuries.*

*Objective: The purpose of this study was to investigate whether the rotators strength imbalances occur in rugby players by comparing IR and ER strength and ER/IR ratios between rugby players (RP) and nonathletic subjects.*

*Methods: Fourteen RP and 19 healthy nonathletic subjects were evaluated in this cross-sectional controlled study with a Con-Trex® dynamometer. IR and ER isokinetic strength were performed at 60°/s and 240°/s in concentric, and 60°/s in eccentric, for both sides.*

*Results: Strength values were higher for RP than nonathletic ones ( $P < 0.05$ ), but if peak torque was normalised to body weight, there were no significant differences. There was no significant effect of laterality on the IR and ER peak torque, and no significant influence of rugby and/or laterality on the ER/IR ratio.*

*Conclusions: our results reported no rotators muscles imbalance in RP as a possible risk factor of glenohumeral injury.*



## Introduction

Rugby is a highly physical sport, requiring a combination of speed, strength, stamina and agility [15], but injuries are frequent due to numerous body contact collisions [18, 20]. Epidemiological studies reported that shoulder injuries are common (6-13%) [16, 18, 20]. Moreover, when involved, the shoulder was more likely to be severely injured: 55.6% of the shoulder injuries seen were severe [3], and 16,3% of these forced an end to the rugby players season or career [8, 18]. Shoulder injuries are represented by rotator cuff tears and/or glenohumeral instability [3, 18], and almost all occurred during impact with another player (tackling phase) or impact with the ground [3, 8, 16, 18, 20].

Thus, rugby players place significant forces on the shoulder soft-tissue stabilizers during their sports practice. Moreover, statically, the glenohumeral joint is inherently unstable because of its normal configuration and the composition of the geometry and ligamentous restraints of the joint [28, 33]. The glenohumeral geometry, which is composed of a large humeral head in a relatively smaller glenoid fossa, affords the shoulder tremendous mobility at the expense of osseous stability. Active stabilizers, corresponding to the rotator cuff balance and scapular muscles, are essential to maintain stability and ensure permanent centering of the humeral head [7, 22, 27, 30, 32]. This rotator cuff balance is often represented by the balance between the internal (IR) and external rotator (ER) muscles [6, 7, 13, 27, 30, 32]. Isokinetic muscle imbalance has been identified as naturally occurring and as training induced in various sports soliciting shoulders [6, 7, 17, 19, 32]. Training and strengthening could lead to modifications of the rotators muscles balance in rugby players [15, 31, 33].

Recently it has been suggested that strength imbalances may increase the risk of injury to the athlete [2, 5, 6, 30], like glenohumeral joint instability [22, 27]. In rugby, in addition to the demands and stress on passive stabilizers, a decrease of active stabilization by strength imbalance could increase the risk factor of glenohumeral injury [30]. In our knowledge, no study has been conducted on the rugby shoulder strength. So we proposed to investigate whether the rotator cuff muscle strength imbalances occur in rugby players. The objectives of the present study were: 1) to establish profiles of the IR and ER shoulder strength of rugby players by isokinetic strength assessment, and 2) to compare them with those of a nonathletic group of subjects (to determine the existence of a specific shoulder strength imbalances in rugby players).

## Methods

### Subjects

Thirty-three subjects, split up into two groups, participated to this cross-sectional controlled study: a group of 14 rugby players-(RPG) (national and regional level, age =  $25 \pm 5$  yr, height =  $181 \pm 6$  cm, mass =  $91 \pm 10$  kg) and a group of 19 nonathletic subjects (NAG) (age =  $21 \pm 2$  yr, height =  $180 \pm 8$  cm, mass =  $72 \pm 5$  kg). Informed consent was obtained for all participants before the beginning. All subjects were right-handed and were free of musculoskeletal injuries based on medical and physical examinations following the senior authors recommendations [10, 34]. Any potential subject who indicated on questionnaire that he had any musculoskeletal pain, discomfort, history of shoulder pathology (instability or weakness with any activity) was not included in the study. All subjects were participating in unrestricted, pain-free play at the time of testing. Rugby players, tested during fall training just before the start of the regular season, had a body weight significantly higher than non-athletic subject ( $P < 0.01$ ).

### Testing Procedures

Shoulder muscle strength was evaluated using an isokinetic Con-Trex® dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland). The tests were conducted by the same examiner for all subjects (PE). Data were stored in a PC computer with the Con-Trex® software, and both peak torque and range of motion were saved. Calibration of the isokinetic dynamometer was performed using certified weight before data collection.

The testing apparatus was set up and the subjects positioned and stabilized uniformly as described in the Con-Trex® owner's manual in the seated position for the IR and ER with  $30^\circ$  abduction of the shoulder in the scapular plane, with  $30^\circ$  antepulsion and  $70^\circ$  range of motion (**Fig. 1**). The humerus was aligned with the rotational axis of the dynamometer. The elbow was supported in  $90^\circ$  of flexion and the forearm was in neutral pronation/supination. Auto adhesive traps were placed horizontally across the chest and pelvis to stabilize the trunk to the seat. The range of motion was  $15^\circ$  for internal rotation and  $55^\circ$  for external rotation, from a reference position of forearm horizontal at  $0^\circ$ . Isokinetic assessments of IR and ER shoulder muscles in this seated position were shown to be valid and reliable [13, 26]. This modified position of Davies was chosen because the muscles are for the most part mid course, which ensures that equilibrium is maintained among them [7, 13]. Furthermore, this position induces the least constraint for the rotator cuff and thus prevents pain, which could alter the test results [7, 13], minimize stress and injury to the anterior capsule, which may occur theoretically in testing above the horizontal level with the shoulder in abduction [14].

Before testing, each subject was briefed on the procedure, effort required, and uniform commands that would be used to begin and end each testing sequence. A global warm-up was performed on the upper body ergometer (ergotonic 4000; Sopur GmbH, Heidelberg, Germany) for 6 minutes at 50 kg-m/min of work with a frequency of 75 to 90 revolutions per minute. The subject's arm and the testing apparatus were statically weighed to provide gravity compensation data and corrections incorporated [12, 29, 33].

The two shoulders were tested in random order. Subjects performed two series of six graded submaximal repetitions at 120°/s as an initial isokinetic familiarization and specific warm-up. Data were obtained successively in concentric contraction mode at 60°/s and 240°/s, with respectively 3 and 5 repetitions, then in eccentric contraction mode at 60°/s, with 4 repetitions. Before every exercise, subjects performed a familiarization with three submaximal repetitions at the velocity. One minute rest separated each series of movements. Athletes were verbally supported without visual feedback of the PC computer. Each subject followed the same standardized procedure. Peak torque (PT) and peak torque normalized to the body weight (PT/BW) of the IR and ER muscles were measured for each angular velocity, the ratio of ER PT / IR PT (ER/IR ratio) was then calculated for both concentric velocities.

### Statistical Analysis

Means and standard deviations (SD) were calculated for all variables. At each speed, the effects of laterality (dominant vs. nondominant shoulder side) and rugby practice (rugby players vs. nonathletes) on the IR and ER strength and the ER/IR ratios were analyzed by a two-way ANOVA, completed by Student-Newman-Keuls post-hoc tests when the threshold of significance was reached. These analyses were made with Statview® software. The level of significance was fixed at  $P < 0.05$ .

### Results

Mean peak torque values for IR and ER muscles for RPG and NAG are reported in **Table 1** (PT) and **Table 2** (PT/BW). Mean values for ER/IR ratios for RPG and NAG are reported in **Table 3**.

ANOVA showed no interaction between the both effects of laterality and rugby practice. ANOVA showed a significant effect of rugby on the IR and ER peak torque at all speeds for concentric and eccentric modes ( $P < 0.05$ ) (**Table 1**). IR and ER strength values were higher in RPG than in NAG ( $P < 0.05$ ). The effect of laterality was not significant for the IR and ER peak torque (**Table 1**). IR and ER peak torque normalised to body weight (**Table 2**) and ER/IR ratio (**Table 3**) were not significantly affected by the laterality and the rugby practice.

## Discussion

The main finding of this study was that strength values were higher for rugby players than nonathletic, but if maximum peak torque was normalised to body weight, there were no significant differences on ER and IR muscles strength. In RPG, the higher values of peak torque for the IR versus ER strength evaluated in isokinetic mode of contraction confirmed those previously reported for other sports [4, 6, 7, 19]. The large latissimus dorsi, pectoralis major and subscapularis muscles as IR, are most likely responsible [4]. In the shoulder of rugby players, eccentric strength was consistently higher than concentric, which is in adequation with usual physiological concepts and results published for other sports [9, 11, 25, 33].

In RPG, no difference was shown in IR and ER strength between dominant and nondominant sides. In the literature, the difference on shoulder strength between the dominant and nondominant side is fickle, even in asymmetrical overhead sports [4, 6, 7, 17, 19, 31]. For instance, some studies reported higher values in baseball for IR [4, 7, 19], and/or ER [6, 7, 33] in the dominant side of pitchers, whereas others showed no difference [25, 29, 33]. In tennis, dominant side IR strength were significantly higher than nondominant side IR strength [6, 7, 17]. And in volley ball, there was no significant side-to-side differences in IR and ER strength [17, 31]. Wilk et al. [33] and Wang et al. [31] found that athletes who participated in an aggressive strengthening program exhibited greater IR strength of the throwing shoulder but no change in external rotator strength. Chandler et al. [6] suggested that IR and ER strengths do not increase proportionally. Some explanations can be proposed in relation with eccentric contraction of the ER muscles to control the deceleration and the centering of the humeral head during the deceleration phase in the throwing motion [7] and repetitive microtrauma which can cause anatomic and strength changes [29]. This asymmetrical result could be explained by the asymmetrical solicitation of the sport because their study concerned baseball pitchers, tennis players or volley ball players. In agreement with our results, practice and training rugby give symmetrical solicitations [15]. However, our study reported no results on strength modifications according to the position played over the course of a practice where demands on the shoulder can vary dramatically [15].

For nonathletic subjects, our results were comparable with them of other studies [11, 13, 21] on nonathletic subjects which found no significant side-to-side differences in IR and ER strength.

Concerning the comparison between RPG and NAG, it is easy to explain that RPG have

significantly greater strength values than NAG as the result of the greater quantity of overhead playing and upper body strengthening realized by rugby players. The rotators strength increases as an adaptation to the muscular strengthening and the technical motion [6, 7, 31, 33]. It is also probable that there is some personal and genetic specificity [4, 15]. However, this difference was not shown for PT/BW, being considered as a better indicator to compare different athletes in the clinical evaluations [29, 33]. Since in our study rugby players were heavier than nonathletes, the difference observed for shoulder rotator strength may be linked to the body weight [23] and notably to the muscle mass. Sirota et al. [29] proposed to use the mean torque-to-lean body weight because of the minimization of the contribution of the body fat to subject's weight. So our results confirm that peak torque normalised to body weight is more adapted to compare the shoulder strengths of different athletes.

About the ratio ER/IR and muscle imbalance in RPG, the mean values of the ER/IR ratio ranged from 0.63 to 0.67 on the dominant side and from 0.65 to 0.73 on the nondominant side, the ER/IR ratio decreasing when the angular velocity increases [4, 24, 33]. For NAG, ER/IR ratio ranged from 0.71 to 0.76 on the dominant side and from 0.69 to 0.79 on the nondominant side, which is comparable to the literature [1, 7, 11, 13, 21]. So, our results showed no rotators strength imbalance in RPG compared with NAG and with normative data from the literature [1, 7, 11, 13, 21].

Concerning the relation between the sports practiced and ER/IR ratios, no effect of rugby and/or laterality was shown on ER/IR ratio. In the literature, the difference on the ER/IR ratio between the dominant and nondominant side is fickle, even in asymmetrical overhead sports, and is actually discussed in many studies [4, 6, 7, 19, 24, 29, 31, 33]. Some authors reported that the specific activity is likely to lead modifications of the ER/IR rotator muscle ratio [4, 6, 7, 19, 25]. Mikesky et al. [25] proposed explanations of the lower ratios could be: i) because the external rotator muscles are weaker on the dominant side (possibly because of overuse), ii) because the athlete may consciously or unconsciously attempt to protect this small but important muscle group on the dominant side. Although methodologies differed between studies, ER/IR ratio values are in line to those reported in previous studies [4, 6, 7, 13, 19, 25]. The rugby practice is not likely to lead modifications of the ER/IR rotator muscle ratio, and therefore no muscle imbalance.

Concerning the relation between the ratios and shoulder pathologies, various studies [30, 31] have attempted to describe the role of strength and muscle balance in injury prevention and injury etiology. Recently it has been suggested that strength imbalances may increase the risk

of injury to the athlete [2, 5, 6, 30], like glenohumeral joint instability [22, 27]. Our results showed no rotators strength imbalance in RPG. Moreover, almost all shoulder injuries in rugby occurred during impact with another player (tackling phase) or impact with the ground [3, 8, 16, 18, 20]. Thus, the relevance of muscle imbalances in traumatic shoulder injuries is not clear compared to their interest in overuse shoulder injuries in overhead sports [7, 13, 30, 31]. For the healthy nonathlete, the values of the ER/IR ratio reported in the literature vary between 0.60 and 0.80 [7, 13, 21] and any modification in this ratio considered to be an indication of impingement or instability pathology [7, 32, 33]. Intragroup variability seems to be higher than intergroup variability. Indeed, onto one group of subjects with identical solicitations on the shoulder muscle, interindividual variability of ER/IR ratio is important compared to the variation of the ER/IR ratio between different groups [1, 4, 6, 7, 11, 13, 19, 21, 24, 32]. So, modification in the ratio should not be systematically considered as pathogenic [7]. The question for the athlete is whether to maintain this imbalance, which ensures performance, or to try to obtain a muscular rebalancing to prevent overuse injuries, but with the risk of negatively affecting performance [7]. The ER/IR ratio seems to be not a good discriminant value to determine a risk of pathology, a muscular adaptation for sports solicitations, or a throwing performance. This raises questions about the normality, the interest and the use of the ER/IR ratios. However, for a single subject, the ER/IR ratio but especially the muscular strength seems to have an interest in follow-up. In sport, regular evaluations can follow adaptations of strength to the demands of the sports technical motion. Moreover, in case of injury, if the subject has benefited from previous evaluations, it can help to adapt and to guide the rehabilitation. Comparative evaluations may help to determine when it is safe for the athlete to return to play [29]. Further studies may examine the relationship between isokinetic strength and injury rates, and notably under fatigue effects.

All the differences between the results of our study and those reported in the literature were due to testing procedures, as isokinetic dynamometers, testing positions, angular speeds, range of motion, testing procedures and correction for gravity. Therefore, comparisons between studies should be interpreted with precautions [13]. Isokinetic testing is not biomechanically sport-specific enough to yield representative measures of the strength for muscles involved [13, 25]. During isokinetic testing, the type of muscle contraction, the speed of the limb movement, and the body and arm positioning are all different from that encountered during an actual the sports technical motion [9, 11, 13, 25].

Our conclusions drawn from this group of rugby players were as follows.

There was no significant difference between the dominant and nondominant shoulders in IR and ER muscle strength for either concentric and eccentric contractions.

The IR and ER muscle strength was higher in rugby players than in nonathletic subjects, the difference being due to difference in body weight.

There was no modification of the ER/IR rotator muscle ratio with the specific activity of rugby, and between the dominant and nondominant sides.

Playing rugby has no effect on the strength balance between the rotators. Therefore, influence of the rugby practice on rotators strength would not be likely to lead another risk factor of glenohumeral injury in addition to body contacts and collisions. Moreover, modifications of the ER/IR ratio do not systematically lead to tendinomuscular or instability pathologies of the shoulder. Further prospective studies are needed to compare the muscular balance of subjects with pathology and those without to determine the exact role of disturbances in muscles balance in shoulder pathologies like instability or tendinomuscular lesions.

## References

1. Bak K, Magnusson SP. Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *Am J Sports Med* 1997; 25: 454-459
2. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 1988; 16: 113-122
3. Bathgate A, Best JP, Craig G, Jamieson M. A prospective study of injuries to elite Australian rugby union players. *Br J Sports Med* 2002; 36: 265-269; discussion 269
4. Brown LP, Niehues SL, Harrah A, Yavorsky P, Hirshman HP. Upper extremity range of motion and isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators in major league baseball players. *Am J Sports Med* 1988; 16: 577-585
5. Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R, Reid DC. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med* 1993; 21: 238-242
6. Chandler TJ, Kibler WB, Stracener EC, Ziegler AK, Pace B. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *Am J Sports Med* 1992; 20: 455-458
7. Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Benaim C, Brun V. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29: 1400-1405
8. Collins CL, Micheli LJ, Yard EE, Comstock RD. Injuries sustained by high school rugby players in the United States, 2005-2006. *Arch Pediat Adolesc Med* 2008; 162: 49-54

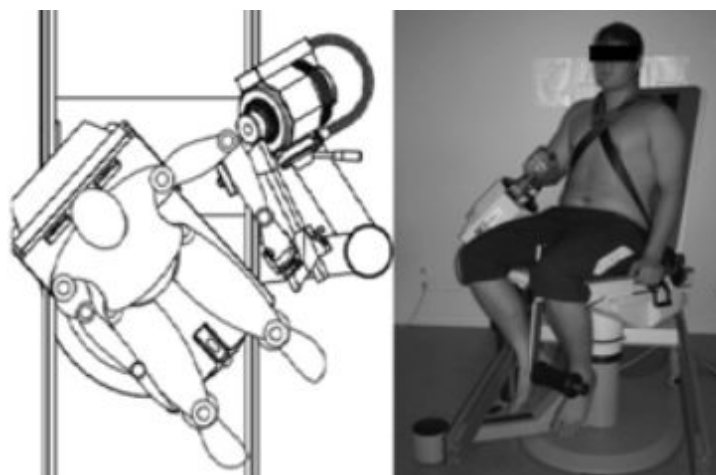


9. Davies G. Isokinetic Testing and Rehabilitation of Microtraumatic Shoulder Injuries. In: Davies G, ed. A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation technique. Onalaska, W: S & S Publishers; 1992:387-431
10. Dodson CC, Cordasco FA. Anterior glenohumeral joint dislocations. *Orthop Clin North Am* 2008; 39: 507-518, vii
11. Dvir Z. Isokinetics of the shoulder muscles. In: Livingstone C, ed. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. Tel-Aviv Univ., Israel.; 2004:213-233
12. Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokin Exerc Sci* 2009; 17: 35-39
13. Ellenbecker TS, Davies GJ. The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *J Athl Train* 2000; 35: 338-350
14. Elliott J. Assessing muscle strength isokinetically. *Jama* 1978; 240: 2408, 2410
15. Gabbett T, King T, Jenkins D. Applied physiology of rugby league. *Sports Med* 2008; 38: 119-138
16. Gabbett TJ. Incidence of injury in semi-professional rugby league players. *Br J Sports Med* 2003; 37: 36-43; discussion 43-34
17. Gozlan G, Bensoussan L, Coudreuse JM, Fondarai J, Gremeaux V, Viton JM, Delarque A. [Isokinetic dynamometer measurement of shoulder rotational strength in healthy elite athletes (swimming, volley-ball, tennis): comparison between dominant and nondominant shoulder]. *Ann Readapt Med Phys* 2006; 49: 8-15
18. Headey J, Brooks JH, Kemp SP. The epidemiology of shoulder injuries in English professional rugby union. *Am J Sports Med* 2007; 35: 1537-1543
19. Hinton RY. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength in high school baseball pitchers. *Am J Sports Med* 1988; 16: 274-279
20. Hoskins W, Pollard H, Hough K, Tully C. Injury in rugby league. *J Sci Med Sport* 2006; 9: 46-56
21. Ivey FM, Jr., Calhoun JH, Rusche K, Bierschenk J. Isokinetic testing of shoulder strength: normal values. *Arch Phys Med Rehabil* 1985; 66: 384-386
22. Levine WN, Flatow EL. The pathophysiology of shoulder instability. *Am J Sports Med* 2000; 28: 910-917
23. Mayhew JL, Piper FC, Ware JS. Anthropometric correlates with strength performance among resistance trained athletes. *J Sports Med Phys Fitness* 1993; 33: 159-165
24. McMaster WC, Long SC, Caiozzo VJ. Shoulder torque changes in the swimming athlete. *Am J Sports Med* 1992; 20: 323-327



25. Mikesky AE, Edwards JE, Wigglesworth JK, Kunkel S. Eccentric and concentric strength of the shoulder and arm musculature in collegiate baseball pitchers. *Am J Sports Med* 1995; 23: 638-642
26. Plotnikoff NA, MacIntyre DL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin J Sport Med* 2002; 12: 367-372
27. Rupp S, Berninger K, Hopf T. Shoulder problems in high level swimmers--impingement, anterior instability, muscular imbalance? *Int J Sports Med* 1995; 16: 557-562
28. Saha AK. Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand* 1971; 42: 491-505
29. Sirota SC, Malanga GA, Eischen JJ, Laskowski ER. An eccentric- and concentric-strength profile of shoulder external and internal rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 1997; 25: 59-64
30. Stickley CD, Hetzler RK, Freemyer BG, Kimura IF. Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *J Athl Train* 2008; 43: 571-577
31. Wang HK, Macfarlane A, Cochrane T. Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *Br J Sports Med* 2000; 34: 39-43
32. Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am J Sports Med* 1990; 18: 366-375
33. Wilk KE, Andrews JR, Arrigo CA, Keirns MA, Erber DJ. The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 1993; 21: 61-66
34. Wilk KE, Obma P, Simpson CD, Cain EL, Dugas JR, Andrews JR. Shoulder injuries in the overhead athlete. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009; 39: 38-54

**Fig. 1.** Isokinetic testing of the internal and external rotator muscles of the shoulder was performed in the position of Davies modified on isokinetic Con-Trex® dynamometer.



**Table 1** Mean values  $\pm$  SD of the peak torque (Nm) in RPG and NAG

Test speed / Muscle group	Dominant side		Non dominant side	
	RPG	NAG	RPG	NAG
Con. 60°/s				
IR	65.2 $\pm$ 13.7 <sup>a</sup>	47.5 $\pm$ 8.9 <sup>a</sup>	61.2 $\pm$ 14.0 <sup>a</sup>	44.5 $\pm$ 10.7 <sup>a</sup>
ER	42.5 $\pm$ 6.1 <sup>a</sup>	35.7 $\pm$ 5.6 <sup>a</sup>	43.3 $\pm$ 6.2 <sup>a</sup>	34.3 $\pm$ 6.1 <sup>a</sup>
Con. 240°/s				
IR	53.6 $\pm$ 11.4 <sup>a</sup>	41.7 $\pm$ 7.2 <sup>a</sup>	52.5 $\pm$ 11.3 <sup>a</sup>	40.6 $\pm$ 6.4 <sup>a</sup>
ER	33.1 $\pm$ 6.7 <sup>a</sup>	29.3 $\pm$ 3.7 <sup>a</sup>	33.2 $\pm$ 8.4 <sup>a</sup>	27.5 $\pm$ 4.8 <sup>a</sup>
Ecc. 60°/s				
IR	79.9 $\pm$ 20.1 <sup>a</sup>	56.0 $\pm$ 10.5 <sup>a</sup>	75.6 $\pm$ 20.9 <sup>a</sup>	53.6 $\pm$ 11.8 <sup>a</sup>
ER	46.1 $\pm$ 7.1 <sup>a</sup>	40.5 $\pm$ 6.9 <sup>a</sup>	47.1 $\pm$ 6.3 <sup>a</sup>	39.8 $\pm$ 5.8 <sup>a</sup>

<sup>a</sup> P<0.05: significant difference between RPG and NAG.

IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode; Ecc., eccentric contraction mode.

**Table 2**Mean peak torque to body weight  $\pm$  SD of the peak torque ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ ) in RPG and NAG

Test speed / Muscle group	Dominant side		Non dominant side	
	RPG	NAG	RPG	NAG
Conc. 60°/s				
IR	0.73 $\pm$ 0.18	0.66 $\pm$ 0.11	0.69 $\pm$ 0.18	0.63 $\pm$ 0.16
ER	0.47 $\pm$ 0.09	0.50 $\pm$ 0.07	0.48 $\pm$ 0.10	0.48 $\pm$ 0.10
Conc. 240°/s				
IR	0.60 $\pm$ 0.15	0.58 $\pm$ 0.08	0.59 $\pm$ 0.15	0.57 $\pm$ 0.10
ER	0.37 $\pm$ 0.09	0.41 $\pm$ 0.05	0.37 $\pm$ 0.10	0.39 $\pm$ 0.07
Ecc. 60°/s				
IR	0.89 $\pm$ 0.26	0.78 $\pm$ 0.14	0.85 $\pm$ 0.26	0.76 $\pm$ 0.20
ER	0.51 $\pm$ 0.10	0.57 $\pm$ 0.09	0.53 $\pm$ 0.11	0.56 $\pm$ 0.10

IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode; Ecc., eccentric contraction mode.

**Table 3**Mean peak torque ER/IR ratios  $\pm$  SD (%) between dominant and nondominant shoulder in RPG and NAG

Test speed	Dominant side		Non dominant side	
	RPG	NAG	RPG	NAG
Conc. 60°/s	0.67 $\pm$ 0.12	0.76 $\pm$ 0.10	0.73 $\pm$ 0.14	0.79 $\pm$ 0.14
Conc. 240°/s	0.63 $\pm$ 0.12	0.71 $\pm$ 0.09	0.65 $\pm$ 0.14	0.69 $\pm$ 0.12

IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode.

## ETUDE 9

**Isokinetic Internal and External Rotators Strength Assessment in Javelin Throwers.**

**Preliminary study** (Evaluation de la force isocinétique des rotateurs médiaux et rotateurs latéraux chez des lanceurs de javelot. Etude préliminaire)

**Pascal Edouard, Alexandre Damotte, Paul Calmels**

*Etude préliminaire non soumise*

**Introduction**

In overhead throwing sports, the internal (IR) and external (ER) rotator shoulder muscles, which comprise part of the rotator cuff, are considered to be the dynamic stabilizers of the glenohumeral joint<sup>7,10,12,32,33</sup> and contribute to the kinematics of overhead throwing.<sup>4,15,16,34</sup> Increasing the strength of the rotator muscles, particularly the IR, may have the potential to help athletes achieve a faster ball or javelin velocity, therefore increasing the effectiveness of their throwing.<sup>4,15,16,34</sup> Indeed, changes of the IR and ER strength have been reported in overhead throwing sports, with greater IR strength for the throwing side than for the nonthrowing side: in baseball pitchers,<sup>5,7,19,24</sup> in tennis players,<sup>6,7</sup> in volleyball players,<sup>31</sup> and in handball players.<sup>1,21</sup> These adaptations may lead to a lower conventional concentric ER/IR ratio for the throwing side than for the nonthrowing side.<sup>7,19,24,31</sup> These strength imbalances between the IR and ER (between agonist and antagonist muscles) have the potential to disrupt the stability of the glenohumeral joint and to affect the permanent maintenance of central positioning of the humeral head.<sup>7,10,12,32,33</sup> Therefore, it is possible that these imbalances may lead to and/or predispose athletes to glenohumeral joint injury.<sup>30</sup>

In javelin throwers, given the high rate of shoulder injuries (70% of the upper limb injuries) and the major impact these injuries might have on an athlete's career,<sup>11,18,26</sup> prevention strategies are a relevant and important focus for which a structured step-by-step approach is required in order to identify and describe the injury as well as to understand the risk factors and mechanisms of injury.<sup>2,29</sup> Regarding javelin throwers, among other intrinsic risk factors such as modified range of motion, scapulo thoracic dyskinesis, microinstability and muscle failure, we chose to focus our research on the muscular strength risk factor as described above.

To our knowledge, no study has yet presented data regarding the rotator (ER and IR) strength adaptations in javelin throwers, and a possible relationship with frequent injuries.<sup>11,18,26,16,23</sup> Our hypothesis was that the practice of javelin throwing leads to shoulder strength adaptations

including increased IR strength and ER/IR ratio imbalances.

The objectives of this study were: i) to establish IR and ER shoulder muscle strength profiles of javelin throwers using an isokinetic muscle strength assessment; ii) to analyze the possibility of a relationship between the muscle adaptation due to javelin throw training and practice and the risk of injuries.

## MATERIALS AND METHODS

### *Population*

Thirteen subjects, in two groups, participated to this cross-sectional controlled study: a group of 6 javelin throwers (javelin throwers group, JTG) and a group of 7 healthy nonathletes (control group, CG). All included subjects were free from any upper extremity musculoskeletal pain or injury at the time of testing and any history of shoulder pathology (instability, tendinopathy or weakness with any activity). Subjects were excluded if there was any history of fracture or surgery to either upper extremity. The subjects in the control group were selected on a voluntary basis from a representative sample of the general population. They matched the study group for age, sexe, height and weight. They had no prior participation in upper-limb sports such those involving throwing or swimming. Informed written consent was provided by each subject prior to participation in the study. Additionally, parental consent (for minors) and consent of the team coach (for javelin throwers) was obtained. The local ethics committee approved all procedures used in this study.

The javelin throwers group consisted of 4 females and 2 males: all subjects were right-handed, with a mean age of  $20 \pm 3$  years (range, 16-24), mean height  $174 \pm 7$  cm, mean weight  $74 \pm 10$  kg, and mean body mass index  $24 \pm 2$ . The mean personal best was  $69 \pm 6$  % of the javelin throw National Record. Subjects practiced an average 8 hours per week and averaged 14 competitions per year. They continued their regular training program during testing. All javelin throwers underwent a medical examination and an isokinetic testing procedure at the beginning of the season (in December 2010).

The control group consisted of 4 females and 3 males: six were right-handed, with a mean age of  $21 \pm 2$  years (range, 19-24); mean height  $173 \pm 6$  cm, mean weight  $73 \pm 19$  kg, and mean body mass index  $24 \pm 5$ . The controls were pair matched to the study group based on age, height, weight, and body mass index, without any significant difference between the 2 groups.

### *Isokinetic Testing Procedure*

IR and ER dynamic shoulder muscle strength was evaluated using an isokinetic Con-Trex® dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland). The same examiner (PE)

conducted the tests for all subjects. Data were acquired using a PC computer with the Con-Trex® software. Peak torque and range of motion were recorded. The isokinetic dynamometer and the computing software were calibrated with certified weight before data collection.

The testing apparatus was set up and subjects were positioned in the seated position and stabilized uniformly, as described in the Con-Trex® owner's manual for IR and ER, with 45° of shoulder abduction in the scapular plane and a 70° range of motion.<sup>12,25</sup> The humerus was aligned with the rotational axis of the dynamometer. The elbow was supported in 90° flexion, and the forearm was in neutral pronation/supination. Auto adhesive straps were placed horizontally across the chest and pelvis in order to stabilize the trunk to the seat. The range of motion was 15° for internal rotation and 55° for external rotation, from a reference position of the forearm horizontal at 0°. <sup>25</sup> This seated position was chosen in order to minimize stress and pain to the anterior capsule and rotator cuff which could potentially alter the test results.<sup>13,14,25</sup> Isokinetic assessments of IR and ER shoulder muscles in this seated position were shown in previous studies to be valid and reliable.<sup>13,14,25</sup>

Before testing, each subject was informed about the procedure and the effort required, and was taught uniform commands that would be used to begin and finish each testing sequence. A global warm-up was performed on the upper-body ergometer (ergotonic 4000; Sopur GmbH, Heidelberg, Germany) for 6 min at 50 kg-m/min of power with a frequency of 75 to 90 revolutions per minute. Artifacts were controlled during testing by the filter of the Con-Trex® software. The subject's arm and the testing apparatus were statically weighted to provide gravity compensation data, and corrections were incorporated.<sup>9</sup>

Both shoulders were tested in a random order. As specific warm-up and an initial familiarization with isokinetic movements, subjects performed 3 sets of 6 graded submaximal repetitions at 120°/s. Data were obtained at four testing velocities, 60, 120 and 240°/s concentrically, with 3, 3 and 5 repetitions, respectively, and 60°/s eccentrically, with 3 repetitions. Before each test velocity, subjects were familiarized using 3 submaximal repetitions at that velocity, except before 120°/s. A 1-min rest separated each series of movements. Subjects were orally supported without visual feedback. Each subject followed the same standardized procedure.

At each angular velocity, dynamic strength of the IR and ER muscles was evaluated by the peak torque (PT) and the peak torque normalized to body weight (PT/BW). Use of a normalized measure such as PT/BW allows for comparison between subjects of different morphological conditions within similar test populations.<sup>12,27</sup> The concentric ratio of ER peak

torque to IR peak torque (ERcon/IRcon ratio), the functional ratios between eccentric ER strength relative to concentric IR strength (ERecc/IRcon) and between eccentric IR strength relative to concentric ER strength (IREcc/ERcon) were then calculated for each angular velocity.<sup>28,30</sup>

#### *Statistical Analysis*

Means and standard deviations (SD) were calculated for all variables. Normal distribution of the data was checked by the Shapiro-Wilk normality test. To establish profiles of rotator strength in javelin throwers at each angular velocity, a two-way ANOVA (the 2 factors analyzed were side-to-side differences and javelin throw practice) was used to test the effect of the side-to-side differences (dominant vs. nondominant shoulder side) and the effect of javelin throw practice (JTG vs. CG) on IR and ER PT, IR and ER PT/BW and ratios; completed by Student-Newman-Keuls post-hoc tests when the threshold of significance was reached. These analyses involved use of Statview® software. The level of significance was fixed at  $P < 0.05$ .

## RESULTS

Mean peak torque values for IR and ER muscles for JTJG and CG are reported in Table 1 (PT) and as well as in Table 2 and Figure 2 (PT/BW). Mean values for ER/IR ratios for JTJG and CG are reported in Table 3 and Figure 3.

From the ANOVA analysis, the interaction between the 2 factors (side-to-side differences and javelin throw practice) was not significant.

The effect of the side-to-side differences was not significant. For JTJG, there were no side-to-side differences, with the exception of a higher IR at 60°/s and a higher ER at 240°/s for the dominant side than for the nondominant side ( $P < 0.05$ ). There was no significant difference for the ratios, with the exception of the ERcon/IRcon ratio at 60°/s (Table 4). For CG, there were no side-to-side differences in PT, PT/BW or ratio values (Tables 1 to 3).

The effect of javelin throw practice was insignificant for all values. There were no significant statistical differences between JTJG and CG in PT, PT/BW or ratio values (Tables 1 to 3).

## DISCUSSION

The main findings of this study failed to confirm the hypothesis of shoulder strength adaptations due to javelin throw practice since no significant side-to-side differences in this sample of javelin throwers, and no significant differences in ER and IR strength between healthy control subjects and javelin throwers were noted. However, although no significant

differences were noted, these results indicated, in all conditions, higher IR strength values for the JTG in comparison with the CG, and in the JTG, higher IR strength values for the dominant side in comparison with the nondominant side. Concentric ER/IR ratios for the JTG ranged from 0.71 to 0.78 and were comparable to those of the control group (ranging from 0.68 to 0.81), as well as to those of normative data from the literature.<sup>3,7,8,14,20</sup> For control subjects, our PT and ratios results were comparable to the normative data from the literature.<sup>8,10,14,20</sup>

This failure to confirm the suggested hypothesis may be, in part, due to limitations of the study. To begin with, the small number of subjects included, particularly in the JTG, must be considered as a principal limitation. Looking at the results (Tables 1 and 2, and Figure 2), there appears to be some differences in PT and PT/BW values between JTG and CG, especially on the dominant IR PT and PT/BW. However, the small sample size limited the possibility of obtaining a significant difference. Secondly, the javelin throwers included in this study were competitors at a national but moderate level. Their practice levels were only 69% of the National Record, which might explain the difficulty to demonstrate a significant difference. Athletes with a higher level of performance maybe be more likely to do so. Additionally, the sample of subjects in this study included both males and females which resulted in a high standard deviation due to the intrinsic differences between these two groups. Finally, variations in technical and methodological processes might be proposed. For example, the isokinetic shoulder evaluation positioning and the likeness of the angular velocities and the range of motion to the biomechanical act of throwing a javelin.

Concerning rotator strength adaptations as a result of javelin throw practice, our results reported significantly higher IR muscle strength for the dominant side than for the nondominant side at 60°/s only. In all other conditions IR values for the dominant side versus the nondominant side were insignificantly higher. It is not possible to compare these results with previous comparable studies, because, to our knowledge, no study has yet presented data regarding the rotator (ER and IR) strength adaptations in javelin throwers. However, comparisons can be made with populations from other overhead sports; side-to-side differences are often reported in asymmetrical overhead throwing sports.<sup>5,7,19,24</sup> Nevertheless, these differences in shoulder strength between the dominant and nondominant sides are not constant as, for example, they were not always reported in baseball pitchers,<sup>22,27,33</sup> or in volleyball players.<sup>17</sup>

Moreover, in this population of javelin throwers, there were no significant side-to-side differences in the concentric ER/IR ratios or in the functional ERecc/IRcon and IRecc/ERcon



ratios. We can say, with these results, that IR and ER strengths increased proportionately, contrary to previous suggestions that athletes who had participated in an aggressive strengthening program exhibited greater IR strength of the throwing shoulder but no change in ER strength.<sup>6,31</sup> Chandler et al.<sup>6</sup> and Wang et al.<sup>31</sup> reported a significantly lower ER/IR ratio on the dominant side than on the nondominant side (at 60°/s in 24 college tennis players:  $0.60 \pm 0.09$  vs.  $0.70 \pm 0.16$ ;<sup>6</sup> and at 60 and 120°/s in 10 national men's volleyball players:  $0.67 \pm 0.16$  vs.  $0.98 \pm 0.22$ ;<sup>31</sup> respectively). They suggested that this relative decrease in ER strength, which creates a functional muscle imbalance of the throwing musculature in the dominant arm, could be a causative factor in overload injuries to the throwing shoulder. However, in these studies,<sup>6,31</sup> isokinetic evaluations were performed in the supine position without gravity correction making it difficult to compare them with our results.

Concerning the functional ERecc/IRcon ratios, Andrade Mdos et al.<sup>1</sup> suggested that eccentric ER strength should be greater than concentric IR strength to decelerate the rapidly throwing moving upper limb in handball players. Functional ERecc/IRcon ratios above 1.0 should be a reference value for handball players and may be useful in devising physical training and rehabilitation programmes.<sup>1</sup> Due to methodological differences between their study and ours, and in the light of our results, we cannot support this suggestion as functional ERecc/IRcon ratios were found to be less than 1.0 for both healthy javelin throwers and control subjects. Our results suggested an insignificant trend of higher IRecc/ERcon ratios in the dominant sides of javelin throwers which might be interpreted as better capability of the IR to control the humeral head in the glenoid during the cocking.

In conclusion, although our results reported higher IR values for javelin throwers in comparison with control subjects in all conditions, no ER/IR imbalances were found in the sample of javelin throwers. Therefore, influence of practicing the javelin throw on rotators strength appears to be an unlikely risk factor for shoulder injury in addition to microtrauma due to the repetition of the throwing gesture. However, further prospective studies, with larger subject samples, are necessary in order to determine the role of rotator strength as a potential intrinsic risk factor of shoulder injury in javelin throwers.

## REFERENCES

1. Andrade Mdos S, Fleury AM, de Lira CA, Dubas JP, da Silva AC. Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci.* May 2010;28(7):743-749.

2. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med*. Jun 2005;39(6):324-329.
3. Bak K, Magnusson SP. Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *Am J Sports Med*. Jul-Aug 1997;25(4):454-459.
4. Bayios IA, Anastasopoulou EM, Sioudris DS, Boudolos KD. Relationship between isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators and ball velocity in team handball. *J Sports Med Phys Fitness*. Jun 2001;41(2):229-235.
5. Brown LP, Niehues SL, Harrah A, Yavorsky P, Hirshman HP. Upper extremity range of motion and isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators in major league baseball players. *Am J Sports Med*. Nov-Dec 1988;16(6):577-585.
6. Chandler TJ, Kibler WB, Stracener EC, Ziegler AK, Pace B. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *Am J Sports Med*. Jul-Aug 1992;20(4):455-458.
7. Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Benaim C, Brun V. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc*. Nov 1997;29(11):1400-1405.
8. Dvir Z. Isokinetics of the shoulder muscles. In: Livingstone C, ed. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. Vol 2nd edition. Tel-Aviv Univ., Israel.; 2004:213-233.
9. Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinet Exerc Sci*. 2009;17(1):35-39.
10. Edouard P, Degache F, Beguin L, et al. Rotator Cuff Strength in Recurrent Anterior Shoulder Instability. *J Bone Joint Surg (Am)*. 2010;In press.
11. Edouard P, Depiesse F, Serra J-M. Throwing arm injuries in high-level athletics throwers *Sci Sports*. 2010;25:318-322.
12. Edouard P, Frize N, Calmels P, Samozino P, Garet M, Degache F. Influence of Rugby Practice on Shoulder Internal and External Rotators Strength. *Int J Sports Med*. Nov 11 2009.
13. Edouard P, Samozino P, Julia M, Gleizes Cervera S, Vanbiervliet W, Gremeaux V. Reliability of Isokinetic Assessment of Shoulder Internal and External Rotator Strength: A Systematic Review of the Effect of Position. *J Sport Rehabil*. 2010;In press.
14. Ellenbecker TS, Davies GJ. The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *J Athl Train*. Jul 2000;35(3):338-350.
15. Fleck SJ, Smith SL, Craib MW, Denabam T, Snow RE, Mitchel ML. Upper extremity

- isokinetic torque and throwing velocity in team handball. *J Appl Sport Sci Res.* 1992;6:120-124.
16. Forthomme B, Crielaard JM, Forthomme L, Croisier JL. Field performance in javelin throwers - Relationship with shoulder isokinetic data. *Isokinet Exerc Sci.* 2007;15(3):195-202.
  17. Gozlan G, Bensoussan L, Coudreuse JM, et al. [Isokinetic dynamometer measurement of shoulder rotational strength in healthy elite athletes (swimming, volley-ball, tennis): comparison between dominant and nondominant shoulder]. *Ann Readapt Med Phys.* Feb 2006;49(1):8-15.
  18. Herrington L. Glenohumeral joint: internal and external rotation range of motion in javelin throwers. *Br J Sports Med.* Sep 1998;32(3):226-228.
  19. Hinton RY. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength in high school baseball pitchers. *Am J Sports Med.* May-Jun 1988;16(3):274-279.
  20. Ivey FM, Jr., Calhoun JH, Rusche K, Bierschenk J. Isokinetic testing of shoulder strength: normal values. *Arch Phys Med Rehabil.* Jun 1985;66(6):384-386.
  21. Michael JW, Konig DP, Bertram C, Hessling U, Eysel P. [Isokinetic testing of the shoulder of handball players]. *Sportverletz Sportschaden.* Sep 2005;19(3):151-155.
  22. Mikesky AE, Edwards JE, Wigglesworth JK, Kunkel S. Eccentric and concentric strength of the shoulder and arm musculature in collegiate baseball pitchers. *Am J Sports Med.* Sep-Oct 1995;23(5):638-642.
  23. Morriss C, Bartlett R. Biomechanical factors critical for performance in the men's javelin throw. *Sports Med.* Jun 1996;21(6):438-446.
  24. Noffal GJ. Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *Am J Sports Med.* Jul-Aug 2003;31(4):537-541.
  25. Plotnikoff NA, MacIntyre DL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin J Sport Med.* Nov 2002;12(6):367-372.
  26. Schmitt H, Hansmann HJ, Brocai DR, Loew M. Long term changes of the throwing arm of former elite javelin throwers. *Int J Sports Med.* May 2001;22(4):275-279.
  27. Sirota SC, Malanga GA, Eischen JJ, Laskowski ER. An eccentric- and concentric-strength profile of shoulder external and internal rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* Jan-Feb 1997;25(1):59-64.
  28. Stickley CD, Hetzler RK, Freemyer BG, Kimura IF. Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *J Athl Train.* Oct-Dec 2008;43(6):571-577.

29. van Mechelen W, Hlobil H, Kemper HC. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Med.* Aug 1992;14(2):82-99.
30. Wang HK, Cochrane T. Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *J Sports Med Phys Fitness.* Sep 2001;41(3):403-410.
31. Wang HK, Macfarlane A, Cochrane T. Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *Br J Sports Med.* Feb 2000;34(1):39-43.
32. Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am J Sports Med.* Jul-Aug 1990;18(4):366-375.
33. Wilk KE, Andrews JR, Arrigo CA, Keirns MA, Erber DJ. The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* Jan-Feb 1993;21(1):61-66.
34. Zapartidis I, Gouvali M, Bayios I, Boudolos K. Throwing effectiveness and rotational strength of the shoulder in team handball. *J Sports Med Phys Fitness.* Jun 2007;47(2):169-178.

Fig. 1

Isokinetic testing, using an isokinetic Con-Trex® dynamometer, of the internal rotator (IR) and external rotator (ER) muscles of the shoulder with the subject in a seated position and 45° of shoulder abduction in the scapular plane.



Fig. 2

Mean values  $\pm$  Standard Deviation of the internal rotators (A) and external rotators (B) peak torque to body weight ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ ) in the javelin throwers group (JTG) (n=6) and control group (CG) (n=7).

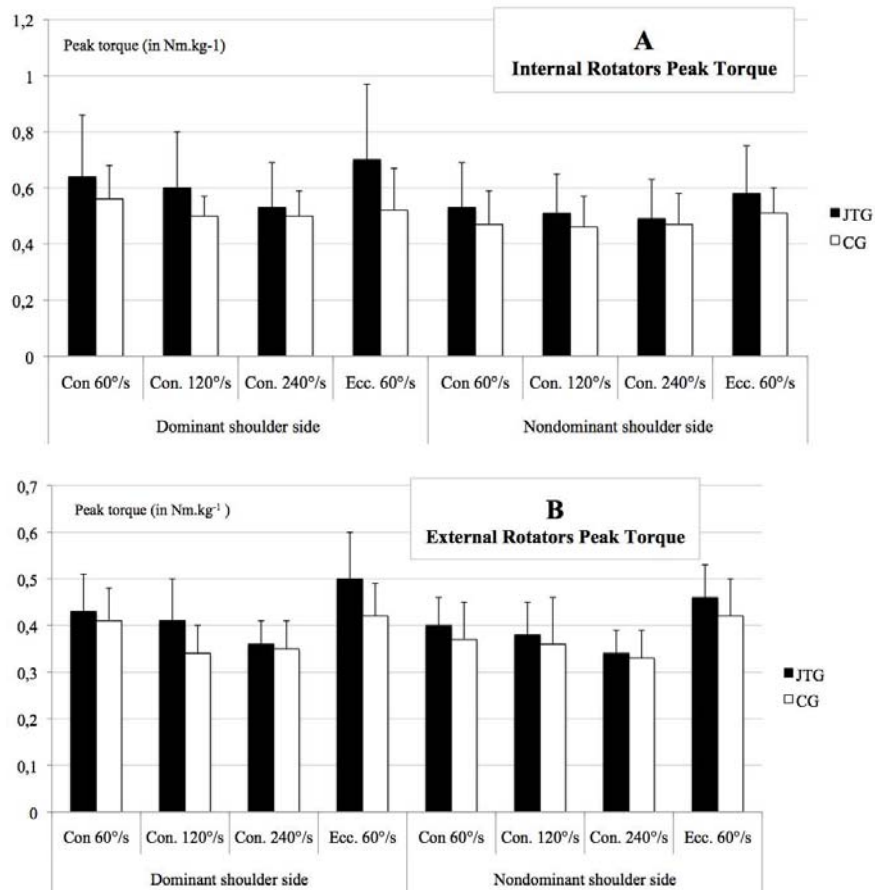


Fig. 3

Mean values  $\pm$  Standard Deviation of the concentric ER/IR ratios and the functional ratios (%) in the javelin throwers group (JTG) (n=6) and control group (CG) (n=7).

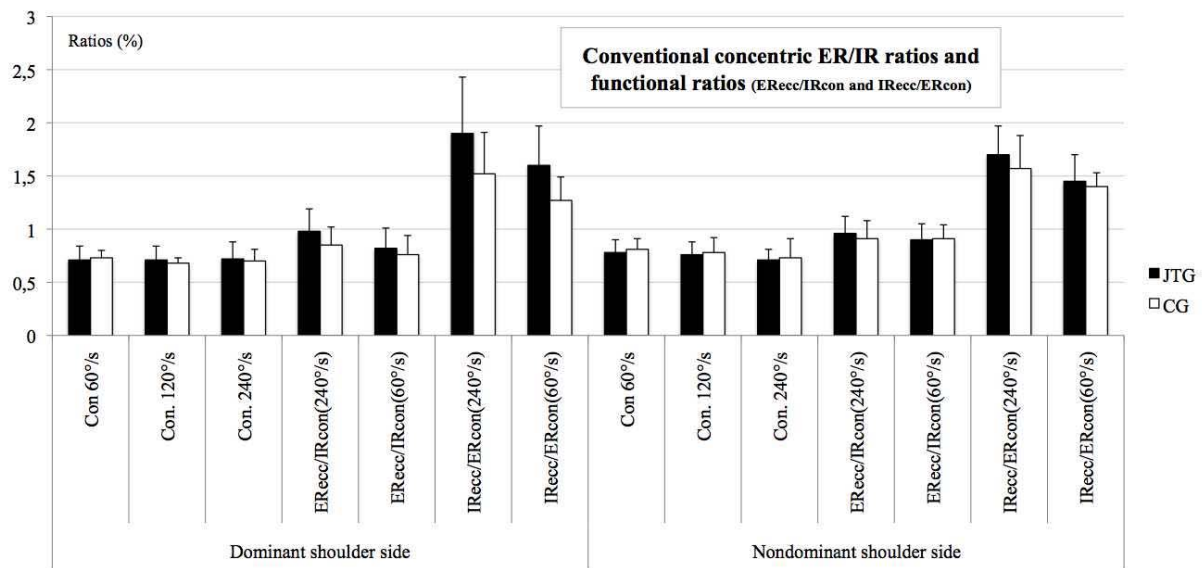


TABLE 1

Mean values  $\pm$  Standard Deviation of the peak torque (Nm) in the javelin throwers group (JTG) (n=6) and control group (CG) (n=7).

Angular velocities/ Muscle group	Dominant shoulder side		Nondominant shoulder side	
	JTG	CG	JTG	CG
Con 60°/s				
IR	48.1 $\pm$ 21.1 <sup>b</sup>	40.7 $\pm$ 11.8	39.6 $\pm$ 14.6 <sup>b</sup>	33.4 $\pm$ 9.0
ER	32.2 $\pm$ 9.4	29.2 $\pm$ 6.0	29.6 $\pm$ 7.0	26.5 $\pm$ 5.8
Con. 120°/s				
IR	45.0 $\pm$ 19.9	34.4 $\pm$ 5.7	38.2 $\pm$ 12.6	32.2 $\pm$ 8.7
ER	30.8 $\pm$ 10.0	23.5 $\pm$ 3.8	28.2 $\pm$ 7.9	24.6 $\pm$ 5.9
Con. 240°/s				
IR	39.8 $\pm$ 15.7	36.3 $\pm$ 9.7	36.8 $\pm$ 12.4	33.6 $\pm$ 8.3
ER	26.9 $\pm$ 5.6 <sup>b</sup>	24.6 $\pm$ 4.1	25.1 $\pm$ 5.2 <sup>b</sup>	23.6 $\pm$ 3.1
Ecc. 60°/s				
IR	52.8 $\pm$ 24.2	37.7 $\pm$ 13.3	43.3 $\pm$ 14.3	37.1 $\pm$ 9.4
ER	37.4 $\pm$ 11.7	30.9 $\pm$ 10.6	34.2 $\pm$ 8.0	30.3 $\pm$ 8.4

<sup>a</sup> Significant difference between JTJG and CG ( $P < 0.05$ ).

<sup>b</sup> Significant difference between the dominant and the nondominant shoulder side ( $P < 0.05$ ).

IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode; Ecc., eccentric contraction mode.

**TABLE 2**

Mean values  $\pm$  Standard Deviation of the peak torque to body weight ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ ) in the javelin throwers group (JTG) (n=6) and control group (CG) (n=7).

Angular velocities/ Muscle group	Dominant shoulder side		Nondominant shoulder side	
	JTG	CG	JTG	CG
Con. 60°/s				
IR	0.64 $\pm$ 0.22 <sup>b</sup>	0.56 $\pm$ 0.12	0.53 $\pm$ 0.16 <sup>b</sup>	0.47 $\pm$ 0.12
ER	0.43 $\pm$ 0.08	0.41 $\pm$ 0.07	0.40 $\pm$ 0.06	0.37 $\pm$ 0.08
Con. 120°/s				
IR	0.60 $\pm$ 0.20	0.50 $\pm$ 0.07	0.51 $\pm$ 0.14	0.46 $\pm$ 0.11
ER	0.41 $\pm$ 0.09	0.34 $\pm$ 0.06	0.38 $\pm$ 0.07	0.36 $\pm$ 0.10
Con. 240°/s				
IR	0.53 $\pm$ 0.16	0.50 $\pm$ 0.09	0.49 $\pm$ 0.14	0.47 $\pm$ 0.11
ER	0.36 $\pm$ 0.05 <sup>b</sup>	0.35 $\pm$ 0.06	0.34 $\pm$ 0.05 <sup>b</sup>	0.33 $\pm$ 0.06
Ecc. 60°/s				
IR	0.70 $\pm$ 0.27	0.52 $\pm$ 0.15	0.58 $\pm$ 0.17	0.51 $\pm$ 0.09
ER	0.50 $\pm$ 0.10	0.42 $\pm$ 0.07	0.46 $\pm$ 0.07	0.42 $\pm$ 0.08

<sup>a</sup> Significant difference between JTJG and CG ( $P < 0.05$ ).

<sup>b</sup> Significant difference between the dominant and the nondominant shoulder side ( $P < 0.05$ ).

IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode; Ecc., eccentric contraction mode.

**TABLE 3**

Mean values  $\pm$  Standard Deviation of the ratios (in %) in the javelin throwers group (JTJG) (n=6) and control group (CG) (n=7).

Angular velocities	Dominant shoulder side		Non dominant shoulder side	
	JTG	CG	JTG	CG
ERcon/IRcon at 60°/s	0.71 $\pm$ 0.13 <sup>b</sup>	0.73 $\pm$ 0.07	0.78 $\pm$ 0.12 <sup>b</sup>	0.81 $\pm$ 0.10
ERcon/IRcon at 120°/s	0.71 $\pm$ 0.13	0.68 $\pm$ 0.05	0.76 $\pm$ 0.12	0.78 $\pm$ 0.14
ERcon/IRcon at 240°/s	0.72 $\pm$ 0.16	0.70 $\pm$ 0.11	0.71 $\pm$ 0.10	0.73 $\pm$ 0.18
ERecc/IRcon(240°/s)	0.98 $\pm$ 0.21	0.85 $\pm$ 0.17	0.96 $\pm$ 0.16	0.91 $\pm$ 0.17
ERecc/IRcon(60°/s)	0.82 $\pm$ 0.19	0.76 $\pm$ 0.18	0.90 $\pm$ 0.15	0.91 $\pm$ 0.13
IRecc/ERcon(240°/s)	1.90 $\pm$ 0.53	1.52 $\pm$ 0.39	1.70 $\pm$ 0.27	1.57 $\pm$ 0.31
IRecc/ERcon(60°/s)	1.60 $\pm$ 0.37	1.27 $\pm$ 0.22	1.45 $\pm$ 0.25	1.40 $\pm$ 0.13

<sup>a</sup> Significant difference between JTJG and CG ( $P < 0.05$ ).

<sup>b</sup> Significant difference between the dominant and the nondominant shoulder side ( $P < 0.05$ ).

IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode.



## ETUDE 10

**Isokinetic Rotator Muscles Strength and Shoulder Injury History in Female Youth Handball Athletes** (Force isocinétique des muscles rotateurs et antécédents de lésions de l'épaule chez des jeunes femmes handballeuses)

**Pascal Edouard, Paul Calmels, Francis Degache, Roger Oullion, Sophie Gleize-Cervera**

*Etude préliminaire non soumise*

### Introduction

Handball is a highly physical sport requiring a combination of speed, strength, stamina and agility, as well as mental and technical preparedness; moreover handball is an extremely traumatic sports.<sup>19,29</sup> Injuries in handball are most frequently due to numerous body contact collisions or overuse.<sup>18,19,25</sup> In high level senior handball players, the incidence of all injuries was determined to be 0.6-2.4 injuries/1000 training hours and 13.3-108 /1000 game hours.<sup>19,21,25</sup> Moreover, in adolescent female handball players, the incidence of injury appears to be equal to this or higher (2.2 injuries/1000 training hours and 11.4-41 /1000 game hours<sup>21,23,33</sup>) with 42.6% of these injuries rated moderate to severe (i.e. causing an absence from practice and game of more than one week<sup>33</sup>). Perhaps more importantly it should be noted that these injuries can sometimes lead to long-term or even permanent damage of the developing tissues and affected structures.<sup>6,27</sup>

According to recent research, injuries to the upper extremities account for 40% of all of the aforementioned handball related injuries with shoulder injuries as the fourth most prominent overall (14%).<sup>21,25</sup> Furthermore, chronic shoulder pain appeared to be the most frequent symptom among the players (19%),<sup>25</sup> and acute shoulder injuries were not uncommon (1-9%).<sup>19</sup> These findings imply that handball shoulder pathologies seem to be due to overuse and to micro-traumatic pathologies. Considering that handball players perform up to 48,000 throws per year, that the shoulder plays a major role in throwing performance,<sup>1,4,29</sup> and that the risk and rate of shoulder injury are high,<sup>19,25,29</sup> the prevention of shoulder injuries, by a structured step-by-step approach,<sup>2,28</sup> becomes a relevant and important focus. This is an especially important focus in the adolescent or youth population in order to prevent long-term or even permanent damage of the developing tissues and affected structures.<sup>6,27</sup>

Among the intrinsic risk factors associated with the prevention of shoulder injury in handball players (such as modified range of motion, scapulo thoracic dyskinesia, microinstability and



muscle failure) we chose to focus our research on the muscular strength risk factor. Indeed, the internal (IR) and external (ER) rotator shoulder muscles, often referred to as the rotator cuff, act as the dynamic stabilizers of the glenohumeral joint.<sup>8,11,12,32,34</sup> As such, they are important components to consider in the kinematics of overhead throwing.<sup>4,15,35</sup> To achieve a faster ball velocity and thus higher throwing effectiveness during the game, increased strength of the rotator muscles, especially of the IR, is a relevant contributing factor.<sup>4,15,35</sup> Previous studies have reported adaptations of the IR and ER strength in female handball players with higher concentric IR and ER peak torque (PT) and higher eccentric IR PT for the dominant than for the nondominant shoulder side.<sup>1,20</sup>

It has been suggested that an optimal balance between the antagonist muscles (IR and ER) is essential in order to maintain stability of the glenohumeral joint and to more effectively maintain a central position of the humeral head.<sup>8,11,12,32,34</sup> Furthermore, imbalances between the IR and ER muscles appear to be associated with a high risk of shoulder injury.<sup>27,30</sup> Only one prospective study<sup>30</sup> in 16 elite male volleyball players reported a significant association between rotators strength imbalance (eccentric ER PT < concentric IR PT) of the dominant shoulder side and shoulder injuries. Additionally, one retrospective study<sup>27</sup> in 38 adolescent female volleyball players reported functional ratios imbalance (ERecc/IRcon and IRecc/ERcon) in subjects with a shoulder injury history. To our knowledge, only two studies<sup>1,20</sup> have reported data on shoulder strength adaptation in handball players though neither study presented results on the association between rotator strength and shoulder injury.

The objectives of the current study were: 1) to determine IR and ER shoulder muscle strength profiles of youth female handball players using an isokinetic dynamometry assessment; and 2) to analyze the possibility of an association between shoulder pain and/or injury and IR and ER shoulder muscle strength and/or imbalance.

## MATERIALS AND METHODS

### *Study Design*

The current study was a cross-sectional retrospective study. A group of high-level, female youth handball players was compared with a voluntary control group comprised of healthy nonathlete females. The control group was a homogeneous representative sample from the normal population. Members of the control group had no prior participation in upper-limb sports such those involving throwing or swimming, and were free from any history of musculoskeletal pain or injury, fracture or surgery to either upper extremity.

In order to determine muscle strength profiles of IR and ER shoulder muscles for youth female handball players, comparisons were made between a the group of healthy handball players (free from any musculoskeletal upper extremity pain or injury during the period of testing, any shoulder pathology history (instability, tendinopathy or weakness with any activity), and without any history of fracture or surgery to either upper extremity), and the control group of healthy nonathlete females as previously described. IR and ER strength was measured, conventional concentric and functional ratios were calculated, and all these values were compared.

Additionally, in order to look at the possibility of an association between shoulder pain and/or injury and isokinetic rotator strength in youth female handball players, a comparison of IR and ER strength was performed and ratios were calculated between youth female handball players with and without a history of shoulder injury.

If there was no significant difference between these two groups (handball players with and without a history of shoulder injury), the profiles of the IR and ER shoulder muscle strength were determined by grouping all handball players together before comparison with the control group in order to improve the statistical power.

Informed written consent was provided by each subject before their participation in the study. Consent from the parents of under aged subjects as well as from the team coach was also obtained. The local ethics committee approved all procedures used in this study.

### *Population*

A total of 30 subjects participated in this study: 18 youth female handball players from the French Junior Female National Handball Team, and 12 healthy youth female nonathletes (CG).

Handball players trained an average of 10 hours per week and played 30 matches per year; there were 2 goalkeepers, 4 wingers, 8 backcourts, 3 centers, and 1 pivot. The regular training programme was maintained during testing. Thirteen players were right-handed. Nine players reported no history of shoulder injury, 6 reported history of exclusively dominant side shoulder pain and/or injury during or prior to the season, 2 reported history of pain and/or injury in both shoulders, and 1 reported a surgical shoulder stabilization with Bristow-Latarjet procedure. All handball players underwent a medical examination and performed an isokinetic testing procedure at the end of the June 2009 season.

For the clinical retrospective analysis, a group of 15 handball players (HPG) (two handball players with a history of pain and/or injury in both shoulders, and one with surgical shoulder

stabilization were excluded) was divided in two sub-groups: one composed of 9 players without previous shoulder injury (HP-WPIG) and one of 6 players with a history of shoulder injury (HP-PIG).

The characteristics of the different groups are presented in Table 1. There were significant differences between HPG and CG in terms of age, weight, and height.

#### *Isokinetic Testing Procedure*

IR and ER shoulder muscle dynamic strength was evaluated using an isokinetic Con-Trex® dynamometer (Con-Trex MJ; CMV AG, Dübendorf, Switzerland). The same examiner (PE) conducted the tests for all subjects. Data were acquired using a PC computer with the Con-Trex® software. Peak torque and range of motion were recorded. The isokinetic dynamometer and the computing software were calibrated with certified weight before data collection.

The testing apparatus was set up and subjects were positioned and stabilized uniformly, as described in the Con-Trex® owner's manual for IR and ER, in the seated position, with 45° of shoulder abduction in the scapular plane and a 70° range of motion.<sup>12,24</sup> The humerus was aligned with the rotational axis of the dynamometer. The elbow was supported in 90° of flexion, and the forearm was in neutral pronation/supination. Auto adhesive straps were placed horizontally across the chest and pelvis in order to stabilize the trunk to the seat. The range of motion was 15° for internal rotation and 55° for external rotation, from a reference position of the forearm horizontal at 0°.<sup>24</sup> This seated position was chosen in order to minimize stress and pain to the anterior capsule and rotator cuff which could potentially alter the test results.<sup>13,14,24</sup> Isokinetic assessments of IR and ER shoulder muscles in this seated position were shown to be valid and reliable.<sup>13,14,24</sup>

Before testing, each subject was informed about the procedure and the effort required, and was taught uniform commands that would be used to begin and finish each testing sequence. A global warm-up was performed on the upper-body ergometer (ergotonic 4000; Sopur GmbH, Heidelberg, Germany) for 6 min at 50 kg-m/min of power with a frequency of 75 to 90 revolutions per minute. Artifacts were controlled during testing by the filter of the Con-Trex® software. The subject's arm and the testing apparatus were statically weighted to provide gravity compensation data, and corrections were incorporated.<sup>10</sup>

Both shoulders were tested in random order. As a specific warm-up and an initial familiarization with isokinetic movements, subjects performed 3 series of 6 graded submaximal repetitions at 120°/s. Data were obtained at four testing velocities, 60, 120 and

240°/s in the concentric mode, with 3, 3 and 5 repetitions respectively, and 60°/s in the eccentric mode, with 3 repetitions. Before each test velocity, subjects were familiarized using 3 submaximal repetitions at that velocity, except before 120°/s. A 1-min rest separated each series of movements. Subjects were orally supported without visual feedback. Each subject followed the same standardized procedure.

At each angular velocity, dynamic strength of the IR and ER muscles was evaluated using measurements of the peak torque (PT) and the peak torque normalized to body weight (PT/BW). Use of a normalized measure such as PT/BW allows for comparison between subjects of different morphological conditions within similar test populations.<sup>12,26</sup> The concentric ratio of ER peak torque to IR peak torque (ERcon/IRcon ratio), the functional ratios between eccentric ER strength relative to concentric IR strength (ERecc/IRcon) and between eccentric IR strength relative to concentric ER strength (IREcc/ERcon) were then calculated for each angular velocity.<sup>27,30</sup>

#### *Statistical Analysis*

Means and standard deviations (SD) were calculated for all variables. Normal distribution of the data was checked by the Shapiro-Wilk normality test.

In order to establish profiles of rotator strength in youth female handball players, at each angular velocity a two-way ANOVA (the 2 factors analyzed were side-to-side differences and handball practice) was used to test the effect of the side-to-side differences (dominant vs. nondominant shoulder side) and the effect of handball practice (HP-WPIG vs. CG) on IR and ER PT, IR and ER PT/BW and ratios; completed by Student-Newman-Keuls post-hoc tests when the threshold of significance was reached.

To analyze the association between shoulder pain and/or injury and isokinetic rotator strength in youth female handball players, one-way ANOVA completed by *t*-test of Student were used to examine the differences of IR and ER PT, IR and ER PT/BW and ratios between HP-WPIG and HP-PIG.

In the case of no differences between HP-WPIG and HP-PIG, a two-way ANOVA was performed using the HPG to test for the presence effect of side-to-side differences and for the effect of handball practice (HPG vs. CG) on IR and ER PT, IR and ER PT/BW and ratios; completed by Student-Newman-Keuls post-hoc tests when the threshold of significance was reached.

These analyses involved use of Statview® software. The level of significance was fixed at  $P < 0.05$ .

## RESULTS

*Rotator muscle strength profiles in youth female handball players*

For HPG and CG, the mean peak torque values for IR and ER muscles are reported in Table 2 (PT), Table 3 and Figure 2 (PT/BW). Mean values for ER/IR ratios are presented in Table 4 and Figure 3.

The interaction between the 2 factors (side-to-side differences and handball practice) was not significant, with the exception of the eccentric IR PT and PT/BW ( $P < 0.05$ ).

- Side-to-side differences:

\* For HPG: - There were significant differences for both IR and ER PT and PT/BW at all angular velocities ( $P < 0.05$ ), with the exception of the eccentric ER PT and PT/BW.

- There was no significant difference for the conventional concentric ER/IR ratios, with the exception of at 240°/s. There were significant differences for the functional ERecc/IRcon and IRecc/ERcon ratios.

\* For CG: - There was no significant difference for PT, PT/BW and ratio values, with the exception of IR PT and PT/BW at 60 and 120°/s ( $P < 0.05$ ).

- Effects of Handball practice:

Comparison between HP-WPIG and CG, and HPG and CG showed the same results. We chose to present only the results of comparison between HPG and CG because the statistical power is higher.

- There were significant differences for both IR and ER PT for both sides at all angular velocities ( $P < 0.05$ ). IR and ER PTs for the dominant side were significantly higher in HPG than in CG ( $P < 0.05$ ).
- There was no significant difference for IR and ER PT/BW, with the exception of the dominant eccentric IR PT/BW.
- There was no significant difference for the ratio values, with the exception of the ERcon/IRcon ratio at 240°/s and the IRecc/ERcon ratio for the dominant shoulder side.

*Association between shoulder pain and/or injury and rotator strength in youth female handball players*

There was no significant difference between IR and ER PT, IR and ER PT/BW and ratios between HP-WPIG and HP-PIG.

## DISCUSSION

The main findings of this study were that if ER and IR muscle strength values were significantly higher for youth female handball players than for nonathlete controls, when maximum peak torque is normalized to the body weight this effect fails to hold. There was no rotator muscle strength imbalance found in handball players when compared to the control subjects, with the exception of the conventional ratio at the higher angular velocity and the functional IRecc/ERcon ratio. There was, however, a significant decrease of the functional ERecc/IRcon ratio and a significant increase of the functional IRecc/ERcon ratio for the dominant side compared to the nondominant side in handball players. No ER and IR strength weakness and/or rotator strength imbalances were associated with a history of shoulder pain and/or injury.

For control subjects, the results (PT and ratios) were comparable to the normative data from the literature.<sup>9,11,14,17</sup>

All of these results are presented with caution as this is a preliminary approach and there are several limitations to this study. Firstly, the number of subjects included in the current study was limited, particularly when the HPG group was divided into sub-groups of players with or without a history of pain and/or injury. Looking at the results (Tables 3 and 4 and Figures 1 and 2), some differences of PT/BW and ratio values are apparent between HPG and CG. However, the small sample size limited the possibility of obtaining a significant difference. Secondly, the handball players in this study were all youth females, with differing practice levels, competition levels, and injury history. These are all variables which might affect the results. Thirdly, the current study was a cross-sectional study with a retrospective analysis of pain or injury. A prospective study would be more appropriate. Finally, variations in technical and methodological processes might be proposed. For example, the isokinetic shoulder evaluation positioning and the likeness of the angular velocities and the range of motion during testing to the actual biomechanical processes occurring in handball.

The HPG displayed significantly greater strength values than CG which can be attributed to a greater quantity of overhead activity and related upper body strengthening. As might be expected, rotator muscles strength increases as result of muscular strengthening as well as the technical motion in handball.<sup>7,8,31,34</sup> This difference, however, fails to remain significant when corrections for body weight are taken into account (i.e. for PT/BW). This ratio is generally considered to be a better indicator when comparing different athletes in clinical evaluations. It might, therefore, be suggested that the difference observed between HPG and CG prior to adjusting for body weight may be linked to the body weight and, more specifically, to muscle

mass.<sup>12,26,34</sup>

Concerning the rotator muscle strength adaptations of handball players to handball practice, our results, which reported higher IR and ER strength for the dominant side than for the nondominant side, are in agreement with those reported by Andrade Mdos et al.<sup>1</sup> and by Michael and al.<sup>20</sup> These results remain the same for male handball players.<sup>20</sup> Andrade Mdos et al.<sup>1</sup> reported significantly higher rotator muscles strength for the dominant side at 60, 180 and 300°/s in supine position in 27 females from the Brazil National Handball Team. Michael and al.<sup>20</sup> reported significantly higher rotators strength for the dominant side at 60, 180°/s in seated position in 15 female handball players. The increase in IR strength specifically might help to achieve a faster ball velocity and, thus higher throwing effectiveness.<sup>4,15,35</sup> In the literature, these dominant and nondominant side-to-side differences are often reported in asymmetrical overhead throwing sports.<sup>5,8,16,22</sup>

Although the positioning during isokinetic evaluation differed, ER/IR ratio data in our study was comparable to that reported by Andrade Mdos et al.<sup>1</sup> Moreover, concentric ER/IR ratios found in the current study (ranging from 0.71 to 0.78) were comparable to those of the control group (ranging from 0.74 to 0.80), as well as to those of normative data from the literature.<sup>3,8,9,14,17</sup>

The failure to find significant side-to-side differences using concentric ER/IR ratios was in agreement with others studies.<sup>1,20</sup> Contrary to previous suggestions that athletes who participated in an aggressive strengthening program exhibited increased IR strength of the throwing shoulder in the face of no change in ER strength,<sup>7,31,34</sup> IR and ER muscle strength increased proportionately in the current sample population.

Concerning the functional ERecc/IRcon ratios, Andrade Mdos et al.<sup>1</sup> suggested that eccentric ER muscle strength should be greater than concentric IR strength in order to decelerate the rapidly moving upper limb during throwing. Functional ERecc/IRcon ratios above 1.0 should be a reference value for handball players and may be useful in devising physical training and rehabilitation programmes.<sup>1</sup> In light of our results, we are unable to support this suggestion as functional ERecc/IRcon ratios were less than 1.0 for healthy handball players and control subjects. We did, however, report a significant decrease of ERecc/IRcon for the dominant side compared to the nondominant side in handball players (Table 4). Nevertheless, the position of evaluation, the eccentric angular velocities and the range of motion differed between the two studies. Moreover, we found a higher IRecc/ERcon ratio on handball players' dominant side which might be associated with a better capability of the IR to control the humeral head in the glenoid during the cocking motion.



Regarding the relationship between shoulder pain and/or injury and rotator muscles strength, our results reported no significant ER or IR weaknesses and/or rotator strength imbalances, but the sub-groups used in these analyses were very small. We can consider that common overuse shoulder injuries in handball might be due to repetitive microtrauma, to the soft tissues such as capsular and ligamentous structures, caused by the repetitive throwing motion and/or the frequent and unexpected blockage of the throwing arm by an opposing player.<sup>19,29</sup> These anatomical lesions may lead to pain, but would be insufficient to lead to strength weakness. Thus, if this is true, a strength weakness could be considered an indicator of the severity and long-term duration of a shoulder injury due to the muscle atrophy and/or decreased use. We suggest, in light of our results, that IR and ER imbalances are not predictive intrinsic risk factors of shoulder pain and/or injury. On the contrary, Wang et al.<sup>30</sup> and Stickley et al.<sup>27</sup> reported that functional ratio imbalances were associated with shoulder injury. Unfortunately, comparisons between studies are difficult due to the methodological differences and differences in the populations used: they both studied volleyball players in whom injury mechanisms (no contact) and risk factors are very different to those in handball. We do not believe that the ER/IR ratio is a reliable value from which to determine a risk of pathology, or as a muscular adaptation for sports practice, or a potential for throwing performance. However, for an individual subject, the ER/IR muscle strength ratio seems to be worth following-up. In sport, regular evaluations can allow adaptations of strength to the specific demands of the sport's technical motion to be studied. Moreover, in a case of injury, if the subject has the benefit of previous evaluations, it may help to provide specialized rehabilitation, and to determine an appropriate the time to return-to-sport.<sup>12</sup>

In conclusion, in youth female handball players, the IR and ER muscle strength was higher for the dominant side, and was comparable to control subjects. The small differences that were noted between the two groups were possibly attributable to body weight differences. No ER/IR imbalances were reported in the conventional ratios, but a significant decrease of the functional ERecc/IRcon ratio and a significant increase of the functional IRecc/ERcon ratio for the dominant side compared to the nondominant side were found. Playing handball has effects on muscle strength and on IR and ER shoulder muscle strength balance, particularly between the concentric and eccentric contraction modalities. Future prospective studies, with larger subject samples, are necessary in order to confirm the trend of functional ratio imbalances and to determine the potential links with shoulder pathologies.



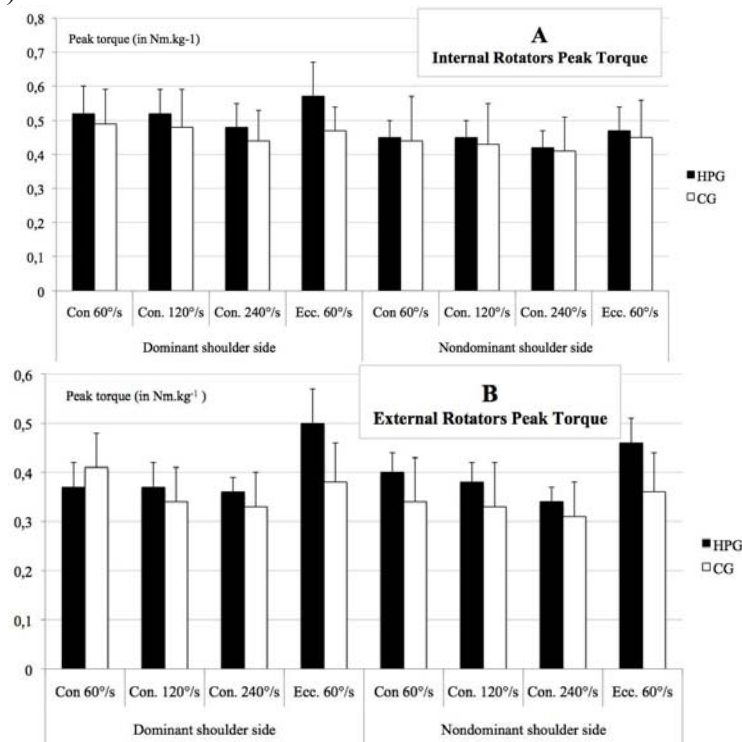
## REFERENCES

1. Andrade Mdos S, Fleury AM, de Lira CA, Dubas JP, da Silva AC. Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci.* May 2010;28(7):743-749.
2. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med.* Jun 2005;39(6):324-329.
3. Bak K, Magnusson SP. Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *Am J Sports Med.* Jul-Aug 1997;25(4):454-459.
4. Bayios IA, Anastasopoulou EM, Sioudris DS, Boudolos KD. Relationship between isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators and ball velocity in team handball. *J Sports Med Phys Fitness.* Jun 2001;41(2):229-235.
5. Brown LP, Niehues SL, Harrah A, Yavorsky P, Hirshman HP. Upper extremity range of motion and isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators in major league baseball players. *Am J Sports Med.* Nov-Dec 1988;16(6):577-585.
6. Caine D, Caine C, Maffulli N. Incidence and distribution of pediatric sport-related injuries. *Clin J Sport Med.* Nov 2006;16(6):500-513.
7. Chandler TJ, Kibler WB, Stracener EC, Ziegler AK, Pace B. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *Am J Sports Med.* Jul-Aug 1992;20(4):455-458.
8. Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Benaim C, Brun V. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc.* Nov 1997;29(11):1400-1405.
9. Dvir Z. Isokinetics of the shoulder muscles. In: Livingstone C, ed. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications.* Vol 2nd edition. Tel-Aviv Univ., Israel.; 2004:213-233.
10. Edouard P, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinet Exerc Sci.* 2009;17(1):35-39.
11. Edouard P, Degache F, Beguin L, et al. Rotator Cuff Strength in Recurrent Anterior Shoulder Instability. *J Bone Joint Surg (Am).* 2010;In press.
12. Edouard P, Frize N, Calmels P, Samozino P, Garet M, Degache F. Influence of Rugby Practice on Shoulder Internal and External Rotators Strength. *Int J Sports Med.* Nov 11 2009.
13. Edouard P, Samozino P, Julia M, Gleizes Cervera S, Vanbiervliet W, Gremeaux V. Reliability of Isokinetic Assessment of Shoulder Internal and External Rotator Strength: A Systematic Review of the Effect of Position. *J Sport Rehabil.* 2010;In press.
14. Ellenbecker TS, Davies GJ. The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *J Athl Train.* Jul 2000;35(3):338-350.
15. Fleck SJ, Smith SL, Craib MW, Denabam T, Snow RE, Mitchel ML. Upper extremity isokinetic torque and throwing velocity in team handball. *J Appl Sport Sci Res.* 1992;6:120-124.
16. Hinton RY. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength in high school baseball pitchers. *Am J Sports Med.* May-Jun 1988;16(3):274-279.
17. Ivey FM, Jr., Calhoun JH, Rusche K, Bierschenk J. Isokinetic testing of shoulder strength: normal values. *Arch Phys Med Rehabil.* Jun 1985;66(6):384-386.
18. Junge A, Engebretsen L, Mountjoy ML, et al. Sports injuries during the Summer Olympic Games 2008.

- Am J Sports Med.* Nov 2009;37(11):2165-2172.
19. Langevoort G, Myklebust G, Dvorak J, Junge A. Handball injuries during major international tournaments. *Scand J Med Sci Sports.* Aug 2007;17(4):400-407.
  20. Michael JW, Konig DP, Bertram C, Hessling U, Eysel P. [Isokinetic testing of the shoulder of handball players]. *Sportverletz Sportschaden.* Sep 2005;19(3):151-155.
  21. Nielsen AB, Yde J. An epidemiologic and traumatologic study of injuries in handball. *Int J Sports Med.* Oct 1988;9(5):341-344.
  22. Noffal GJ. Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *Am J Sports Med.* Jul-Aug 2003;31(4):537-541.
  23. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury pattern in youth team handball: a comparison of two prospective registration methods. *Scand J Med Sci Sports.* Dec 2006;16(6):426-432.
  24. Plotnikoff NA, MacIntyre DL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clin J Sport Med.* Nov 2002;12(6):367-372.
  25. Seil R, Rupp S, Tempelhof S, Kohn D. Sports injuries in team handball. A one-year prospective study of sixteen men's senior teams of a superior nonprofessional level. *Am J Sports Med.* Sep-Oct 1998;26(5):681-687.
  26. Sirota SC, Malanga GA, Eischen JJ, Laskowski ER. An eccentric- and concentric-strength profile of shoulder external and internal rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* Jan-Feb 1997;25(1):59-64.
  27. Stickley CD, Hetzler RK, Freemyer BG, Kimura IF. Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *J Athl Train.* Oct-Dec 2008;43(6):571-577.
  28. van Mechelen W, Hlobil H, Kemper HC. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Med.* Aug 1992;14(2):82-99.
  29. Vlak T, Pivalica D. Handball: the beauty or the beast. *Croat Med J.* Oct 2004;45(5):526-530.
  30. Wang HK, Cochrane T. Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *J Sports Med Phys Fitness.* Sep 2001;41(3):403-410.
  31. Wang HK, Macfarlane A, Cochrane T. Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *Br J Sports Med.* Feb 2000;34(1):39-43.
  32. Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am J Sports Med.* Jul-Aug 1990;18(4):366-375.
  33. Wedderkopp N, Kalfot M, Lundgaard B, Rosendahl M, Froberg K. Injuries in young female players in European team handball. *Scand J Med Sci Sports.* Dec 1997;7(6):342-347.
  34. Wilk KE, Andrews JR, Arrigo CA, Keirns MA, Erber DJ. The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* Jan-Feb 1993;21(1):61-66.
  35. Zapartidis I, Gouvali M, Bayios I, Boudolos K. Throwing effectiveness and rotational strength of the shoulder in team handball. *J Sports Med Phys Fitness.* Jun 2007;47(2):169-178.

**Fig. 1**

Mean values  $\pm$  Standard Deviation of the internal rotators (A) and external rotators (B) peak torque to body weight ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ ) in the handball players group (HPG) (n=15) and control group (CG) (n=12).



**Fig. 2**

Mean values  $\pm$  Standard Deviation of the concentric ER/IR ratios and the functional ratios (%) in the handball players group (HPG) (n=15) and control group (CG) (n=12).

\* Significant difference between HPG and CG ( $P < 0.05$ ).

# Significant difference between the dominant and the nondominant shoulder side ( $P < 0.05$ ).

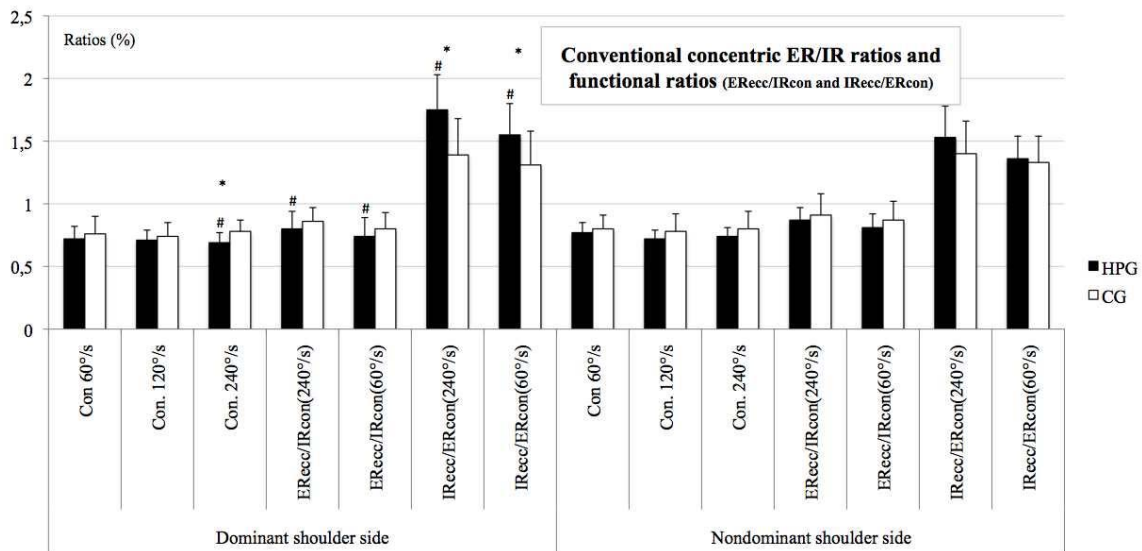


TABLE 1

The characteristics of the different groups. There were significant differences between the handball players group and control group in terms of age, weight, and height.

	HPG, n= 15	HP-WPIG, n=9	HP-PIG, n=6	CG, n=12
<b>Age (years)</b>	18.1 ± 0.9	18.1 ± 0.9	18.0 ± 0.9	19.6 ± 1.0
<b>Weight (kg)</b>	70.9 ± 8.9	68.7 ± 7.0	74.2 ± 10.9	56.4 ± 4.6
<b>Height (cm)</b>	174.4 ± 6.6	173.7 ± 7.8	175.5 ± 4.8	166.9 ± 6.4
<b>Body Mass Index (kg·m<sup>-2</sup>)</b>	23.3 ± 2.1	22.8 ± 1.3	24.0 ± 0.9	20.3 ± 1.9
<b>Shoulder dominant side (Righthanded/lefthanded)</b>	10/5	7/2	3/3	11/1

HPG, handball players group; HP-WIG, handball players without previous shoulder injury group; HP-PIG, handball players with previous shoulder injury group; CG, control group.

TABLE 2

Mean values ± Standard Deviation of the peak torque (Nm) in the handball players group (HPG) (n=15) and control group (CG) (n=12).

<b>Angular velocities/ Muscle group</b>	<b>Dominant shoulder side</b>		<b>Nondominant shoulder side</b>	
	<b>HPG</b>	<b>CG</b>	<b>HPG</b>	<b>CG</b>
Con 60°/s				
IR	37.0 ± 8.1 <sup>ab</sup>	27.5 ± 6.4 <sup>ab</sup>	32.0 ± 5.2 <sup>ab</sup>	24.6 ± 7.5 <sup>b</sup>
ER	26.2 ± 4.5 <sup>ab</sup>	20.7 ± 4.5 <sup>a</sup>	24.4 ± 3.7 <sup>ab</sup>	19.4 ± 5.1 <sup>a</sup>
Con. 120°/s				
IR	36.9 ± 7.2 <sup>ab</sup>	27.0 ± 6.8 <sup>ab</sup>	32.1 ± 4.9 <sup>ab</sup>	24.5 ± 7.2 <sup>ab</sup>
ER	25.9 ± 4.6 <sup>ab</sup>	19.6 ± 4.1 <sup>a</sup>	23.1 ± 3.4 <sup>ab</sup>	18.8 ± 5.3 <sup>a</sup>
Con. 240°/s				
IR	34.1 ± 7.3 <sup>ab</sup>	25.2 ± 5.7 <sup>a</sup>	29.7 ± 5.5 <sup>ab</sup>	23.5 ± 6.5 <sup>a</sup>
ER	23.2 ± 3.2 <sup>ab</sup>	19.4 ± 4.2 <sup>a</sup>	21.6 ± 2.4 <sup>ab</sup>	18.3 ± 4.2 <sup>a</sup>
Ecc. 60°/s				
IR	40.5 ± 8.9 <sup>ab</sup>	26.3 ± 4.5 <sup>a</sup>	33.2 ± 6.8 <sup>ab</sup>	25.7 ± 7.0 <sup>a</sup>
ER	26.8 ± 5.9 <sup>a</sup>	21.5 ± 4.8 <sup>a</sup>	25.5 ± 3.8 <sup>a</sup>	20.9 ± 4.8 <sup>a</sup>

<sup>a</sup> Significant difference between HPG and CG ( $P < 0.05$ ).

<sup>b</sup> Significant difference between the dominant and the nondominant shoulder side ( $P < 0.05$ ).

IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode; Ecc., eccentric contraction mode.

**TABLE 3**

Mean values  $\pm$  Standard Deviation of the peak torque to body weight ( $\text{Nm.kg}^{-1}$ ) in the handball players group (HPG) (n=15) and control group (CG) (n=12).

Angular velocities/ Muscle group	Dominant shoulder side		Nondominant shoulder side	
	HPG	CG	HPG	CG
Con 60°/s				
IR	0.52 $\pm$ 0.08 <sup>b</sup>	0.49 $\pm$ 0.10 <sup>b</sup>	0.45 $\pm$ 0.05 <sup>b</sup>	0.44 $\pm$ 0.13 <sup>b</sup>
ER	0.37 $\pm$ 0.05 <sup>b</sup>	0.36 $\pm$ 0.07	0.34 $\pm$ 0.04 <sup>b</sup>	0.34 $\pm$ 0.09
Con. 120°/s				
IR	0.52 $\pm$ 0.07 <sup>b</sup>	0.48 $\pm$ 0.11 <sup>b</sup>	0.45 $\pm$ 0.05 <sup>b</sup>	0.43 $\pm$ 0.12 <sup>b</sup>
ER	0.37 $\pm$ 0.05 <sup>b</sup>	0.35 $\pm$ 0.07	0.33 $\pm$ 0.04 <sup>b</sup>	0.33 $\pm$ 0.09
Con. 240°/s				
IR	0.48 $\pm$ 0.07 <sup>b</sup>	0.44 $\pm$ 0.09	0.42 $\pm$ 0.05 <sup>b</sup>	0.41 $\pm$ 0.10
ER	0.33 $\pm$ 0.03 <sup>b</sup>	0.34 $\pm$ 0.07	0.31 $\pm$ 0.03 <sup>b</sup>	0.32 $\pm$ 0.07
Ecc. 60°/s				
IR	0.57 $\pm$ 0.10 <sup>ab</sup>	0.47 $\pm$ 0.07 <sup>a</sup>	0.47 $\pm$ 0.07 <sup>b</sup>	0.45 $\pm$ 0.11
ER	0.38 $\pm$ 0.07	0.38 $\pm$ 0.08	0.36 $\pm$ 0.05	0.37 $\pm$ 0.08

<sup>a</sup> Significant difference between HPG and CG ( $P < 0.05$ ).

<sup>b</sup> Significant difference between the dominant and the nondominant shoulder side ( $P < 0.05$ ).

IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode; Ecc., eccentric contraction mode.

**TABLE 4**

Mean values  $\pm$  Standard Deviation of the ratios (in %) in the handball players group (HPG) (n=9) and control group (CG) (n=12).

Angular velocities	Dominant shoulder side		Non dominant shoulder side	
	HPG	CG	HPG	CG
ERcon/IRcon at 60°/s	0.72 $\pm$ 0.10	0.76 $\pm$ 0.14	0.77 $\pm$ 0.08	0.80 $\pm$ 0.11
ERcon/IRcon at 120°/s	0.71 $\pm$ 0.08	0.74 $\pm$ 0.11	0.72 $\pm$ 0.07	0.78 $\pm$ 0.14
ERcon/IRcon at 240°/s	0.69 $\pm$ 0.08 <sup>ab</sup>	0.78 $\pm$ 0.09	0.74 $\pm$ 0.07 <sup>b</sup>	0.80 $\pm$ 0.14
ERecc/IRcon(240°/s)	0.80 $\pm$ 0.14 <sup>b</sup>	0.86 $\pm$ 0.11	0.87 $\pm$ 0.10 <sup>b</sup>	0.91 $\pm$ 0.17
ERecc/IRcon(60°/s)	0.74 $\pm$ 0.15 <sup>b</sup>	0.80 $\pm$ 0.13	0.81 $\pm$ 0.11 <sup>b</sup>	0.87 $\pm$ 0.15
IRecc/ERcon(240°/s)	1.75 $\pm$ 0.28 <sup>ab</sup>	1.39 $\pm$ 0.27 <sup>a</sup>	1.53 $\pm$ 0.25 <sup>b</sup>	1.40 $\pm$ 0.26
IRecc/ERcon(60°/s)	1.55 $\pm$ 0.26 <sup>ab</sup>	1.31 $\pm$ 0.29	1.36 $\pm$ 0.18 <sup>b</sup>	1.33 $\pm$ 0.21

<sup>a</sup> Significant difference between HPG and CG ( $P < 0.05$ ).

<sup>b</sup> Significant difference between the dominant and the nondominant shoulder side ( $P < 0.05$ ).

IR, internal rotators; ER, external rotators; Conc., concentric contraction mode.

### ***III.2.3. Adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux à la pratique sportive : Synthèse***

#### *III.2.3.1. Résumé des principaux résultats*

Ces trois études avaient pour objectif de déterminer les modifications ou adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'articulation scapulo-humérale dans le contexte de sollicitations sportives, et de rechercher si ces adaptations physiologiques qui permettent une meilleure performance pourraient être à l'origine d'un déséquilibre musculaire agoniste/antagoniste.

Concernant la force des muscles rotateurs médiaux et des rotateurs latéraux évaluée par le moment de force maximum, on retrouve :

\* dans les trois conditions de pratique sportive, rugby, handball et lancer du javelot, un moment de force maximum des rotateurs supérieur chez les sujets sportifs par rapport à des sujets non sportifs, mais cette différence de force est corrélée au poids des sujets. Ainsi, l'utilisation de la valeur du moment de force maximum normalisée au poids apparaît non seulement pertinente mais nécessaire dans la comparaison inter-individus.

\* entre côté dominant et coté non-dominant, nos résultats :

- ne rapportent pas de différence dans le cadre de la pratique du rugby (Etude 8),
- rapportent une différence au bénéfice du côté dominant dans le cadre de la pratique du handball. (Etude 10),
- rapportent une différence non significative au bénéfice des rotateurs médiaux du côté dominant dans le cadre de la pratique du lancer de javelot (Etude 9).

\* pour l'équilibre agoniste/antagoniste - rotateurs médiaux/rotateurs latéraux - évalué par le ratio RL/RM, nos résultats ne rapportent pas de déséquilibre agoniste/antagoniste entre les côtés dominant et non-dominant, et en comparaison à un groupe contrôle dans le cadre de la pratique du rugby (Etude 8), ni sur nos données actuelles dans le cadre de la pratique du lancer de javelot (Etude 9) et du handball (Etude 10).

Ainsi, on peut extraire de ces résultats :

1- une augmentation de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux associée à la pratique sportive par rapport à des sujets sains sédentaires ; augmentation globale que l'on peut lier à la prise de masse corporelle.

2- dans le cadre de la pratique d'un sport symétrique et à risque de pathologie de l'épaule d'origine macro-traumatique avec pour modèle le rugby, il n'y aurait pas de déséquilibre agoniste/antagoniste induit.

3- dans le cadre de la pratique d'un sport asymétrique et à risque de pathologie de l'épaule d'origine micro-traumatique avec pour modèle le lancer de javelot ou le handball, il y aurait une adaptation avec une augmentation de la force musculaire des rotateurs du côté dominant, mais cette augmentation de force resterait « harmonieuse », sans déséquilibre entre les rotateurs médiaux et les rotateurs latéraux.

A la lumière de ces résultats, qui restent pour partie limités et préliminaires, il ne semble pas exister un « déséquilibre » de la force musculaire entre les rotateurs médiaux et latéraux induit par une pratique sportive très sollicitante des membres supérieurs, et qui pourrait être, par une « désadaptation », à l'origine des pathologies de l'articulation scapulo-humérale. Les mécanismes macro-traumatiques par contacts directs ou indirects, micro-traumatiques par la répétition des gestes d'armer-lancer, ou mixtes semblent plus à l'origine des pathologies scapulo-humérales, et les « désadaptations » musculaires comme une conséquence.

#### *III.2.3.2. Limites méthodologiques et perspectives*

Ces études et résultats répondent à nos objectifs, qui consistaient à déterminer les liens éventuels existant entre la force musculaire des rotateurs de l'épaule et la pratique sportive. Ils contribuent à renforcer les données actuelles sur les adaptations physiologiques à l'exercice et à la pratique sportive. Cependant, comme rapporté dans les publications et dans une vue d'ensemble, certaines limites, discussions et perspectives ont été envisagées au regard de ces données.

- Le choix de l'évaluation de la force musculaire en mode dynamique isocinétique rapporte les limites mentionnées précédemment dans ce travail, et plus spécifiquement le fait que la position, les amplitudes articulaires et courses angulaires, les vitesses de mouvement, sont loin de la réalité physiologique et biomécanique du geste sportif. Il est aussi nécessaire de prendre en considération la moins bonne reproductibilité des ratios par rapport aux moments de force maximum.

- Le faible nombre de sujets inclus ne permet pas d'avoir une grande puissance statistique. De plus, le niveau, l'ancienneté, la fréquence et l'intensité de la pratique sportive n'étaient peut-être pas toujours suffisants pour entraîner des adaptations musculaires. Dans le cadre de l'analyse du moment de force maximum, les valeurs ont été normalisées au poids de corps des



sujets, il pourrait être pertinent de faire une analyse en fonction du pourcentage de masse maigre et grasse.

- Le design transversal de nos études permet seulement de faire un constat, à un moment donné, de l'état de la force musculaire de sujets pratiquant des sports sollicitant les membres supérieurs. Ce design ne permet pas d'appréhender pleinement les notions de facteurs de risque de pathologies, ni les modifications et adaptations induites progressivement par la pratique sportive. Cela limite aussi les interprétations en terme de lien de cause à effet (cause/conséquence) de la pratique sportive sur la force musculaire et sur la survenue de lésions.

Ainsi, dans le contexte d'analyse des adaptations musculaires physiologiques à l'exercice, les perspectives que l'on peut envisager sont :

- Une exploration plus large de la composante musculaire de la stabilisation dynamique comme la « fatigue » ou l'endurance musculaire, l'équilibre ou le contrôle neuro-musculaire, en particulier agoniste-antagoniste, la réponse proprioceptive ou l'adaptation à la vitesse du mouvement, devant mettre en jeu une plus importante batterie de tests dont la fiabilité reste aussi parfois à préciser. Une endurance différente des agonistes et des antagonistes (RM et RL) pourrait aboutir à un décentrage de la tête humérale dans les situations de fatigue musculaire. Il paraît aussi pertinent d'envisager la place de l'articulation scapulo-humérale et de ses effecteurs au sein de la chaîne cinétique du mouvement sportif.

- Une étude prospective de suivi de cohorte sur une plus large population de sujets sportifs en élargissant les champs de pratique sportive, sans antécédent de pathologie d'épaule, afin de déterminer l'évolution de la force musculaire de la coiffe des rotateurs au cours d'une saison, d'une carrière, et de mieux déterminer son rôle dans la physiopathologie de lésions de l'épaule (pathologie de la coiffe des rotateurs et/ou d'instabilité).



**PARTIE IV :**  
**DISCUSSION GENERALE,**  
**PERSPECTIVES et CONCLUSIONS**



## **IV.1. Discussion et synthèse sur les adaptations de la force musculaire des rotateurs de l'épaule en situation pathologique d'instabilité et à la pratique sportive**

L'objectif général de ce travail de thèse est centré sur la recherche de liens éventuels existant entre la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux et les pathologies de l'articulation scapulo-humérale, afin de pouvoir comprendre le rôle de la force musculaire et surtout de l'équilibre agoniste/antagoniste - rotateurs médiaux/rotateurs latéraux - parmi les mécanismes et/ou parmi les facteurs de risque prédisposant aux pathologies scapulo-humérales dont l'instabilité. En effet, si un déséquilibre agoniste/antagoniste apparaissait associé aux pathologies d'instabilité scapulo-humérale, un même déséquilibre induit par la pratique sportive pourrait être considéré comme un facteur de risque prédisposant à l'instabilité scapulo-humérale.

Dans le cas de l'instabilité antérieure chronique post-traumatique scapulo-humérale, nos travaux ainsi que les données de la littérature, permettent de retenir un déficit de la force musculaire des rotateurs médiaux (RM) et latéraux (RL), mais pas de déséquilibre agoniste/antagoniste RM/RL (représenté par le ratio du moment de force maximum RL/RM).

Dans le cas de certaines pratiques de sports sollicitant les membres supérieurs, en l'absence de pathologie, les adaptations de la force musculaire, bien qu'inconstantes, semblent se traduire par une augmentation de la force des rotateurs médiaux et latéraux du côté dominant mais sans aucun déséquilibre agoniste/antagoniste entre les rotateurs médiaux et latéraux induit par la pratique sportive.

A la lumière de tous ces résultats et des données de la littérature, les valeurs rapportées de l'équilibre agoniste/antagoniste représentées par le ratio RL/RM sont identiques entre des populations de sujets sains non sportifs, de sujets ayant une instabilité antérieure chronique post-traumatique, et de sujets pratiquant un sport sollicitant les membres supérieurs. Aucune perturbation de cet équilibre agoniste/antagoniste rotateurs médiaux – rotateurs latéraux, à la lueur de la méthodologie employée de mesure des moments de force maximum en mode concentrique et excentrique dynamique isocinétique, ne semble induite par la pratique

sportive et de ce fait ne peut être considérée comme un facteur de risque prédisposant à l'instabilité scapulo-humérale.

Concernant la physiopathologie de l'instabilité antérieure chronique post-traumatique, à la vue de nos résultats ne rapportant pas de déséquilibre agoniste/antagoniste mais un déficit global de la force musculaire (même si nous ne sommes pas en mesure de déterminer dans le contexte de nos travaux si ce déficit est en soi cause ou conséquence de cette pathologie), et en prenant en compte les connaissances actuelles de la physiopathologie à partir des données de la littérature, il nous semble que ce déficit global est plutôt induit par la sous-utilisation fonctionnelle du membre (appréhension, limitation des activités, arrêt du sport). Notre sentiment à la vue des résultats est que les lésions des moyens de stabilisation statique ont une place prépondérante parmi les mécanismes et les facteurs à l'origine de l'instabilité scapulo-humérale post-traumatique.

Concernant l'influence de la pratique des sports sollicitant les membres supérieurs, les adaptations physiologiques de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux ne semblent pas entraîner de déséquilibre musculaire qui pourrait intervenir dans les mécanismes de « désadaptation » pathologique de l'articulation scapulo-humérale. Il n'y a pas de déséquilibre qui pourrait être incriminé en tant que facteur de risque prédisposant à la pathologie. La force musculaire des rotateurs de l'épaule, évaluée par le moment de force maximum, ne semblerait donc pas être un indicateur d'un risque de lésion.

Ainsi, le déséquilibre musculaire agoniste/antagoniste serait « fonctionnellement » secondaire à une lésion organique initiale, et sa mise en évidence révélerait alors un état de décompensation, et marquerait le signe d'une évolution péjorative et/ou longue.

Ces conclusions restent pour partie à confirmer, car le design de nos études ne permet pas de répondre de manière absolue, et certains résultats restent préliminaires. Le design transversal et/ou rétrospectif de nos études ne permet pas d'appréhender les notions d'adaptations dynamiques induites par la pratique sportive et de facteurs de risque de pathologies. Le peu de données de la littérature et la difficulté de comparaison des résultats selon les méthodologies employées rendent difficiles les comparaisons et pourraient expliquer certaines différences des résultats obtenus. L'effet même de latéralité de dominance au niveau du membre supérieur avec des différences acceptées de force musculaire de 10 à 15% sont aussi des limites méthodologiques et d'interprétation des résultats, d'autant que les variations

individuelles sont importantes. Enfin, l'analyse du ratio agoniste/antagoniste qui théoriquement représente un indicateur de l'équilibre musculaire d'une articulation et « schématise » la coactivation musculaire, reste assez réductrice car il ne s'agit que d'une « valeur » mathématique, un rapport des valeurs de deux moments de force maximum mesurés au cours de deux mouvements différents, à des valeurs d'angle articulaire différentes, normalement à des vitesses angulaires identiques. De plus, leur reproductibilité reste faible.

Au regard de l'ensemble de ces résultats, même si certaines données doivent être complétées, notre réflexion porte sur d'autres travaux, d'autres procédures d'évaluation, pour mieux appréhender l'équilibre dynamique (donc musculaire) de l'épaule.

## IV.2. Perspectives

Bien qu'il semble exister selon les données de la littérature et à la lumière de nos résultats un lien entre la force musculaire et la stabilité scapulo-humérale, la méthodologie transversale, l'évaluation isocinétique et l'analyse exclusive de la force musculaire, que nous avons privilégiées dans nos travaux, constituent des limites d'interprétations et de validation des résultats.

Au delà de la force musculaire, ce sont plus l'activation musculaire selon le geste et l'adaptation proprioceptive qui semblent aussi avoir un rôle dans une approche dynamique des connaissances des facteurs de la stabilisation scapulo-humérale et donc dans les risques de survenue des pathologies d'instabilité de l'épaule (Myers & Lephart, 2000; Zuckerman et al., 2003; Rokito et al., 2010).

Une analyse prospective de l'évolution de la force musculaire et une analyse plus intégrative des stratégies de stabilisation dynamique scapulo-humérale nous apparaissent plus pertinentes et représentent les deux perspectives principales de ce travail de thèse.

### ***IV.2.1. Etude prospective de suivi de la force musculaire sur une large cohorte***

Il ressort de l'ensemble de ce travail de thèse la nécessité d'une étude prospective de suivi de cohorte sur une large population de sujets sportifs afin d'appréhender les liens initiaux de causalité entre force musculaire, stabilité et pathologies scapulo-humérales.

### ***IV.2.2. Exploration du contrôle neuro-musculaire de l'articulation scapulo-humérale***

Le contrôle neuromusculaire joue un rôle essentiel dans la stabilité articulaire par un rôle d'intégration et de médiation entre les stabilisateurs statiques et dynamiques. Les informations sensorielles et proprioceptives (afférences) sont transmises au système nerveux central où elles sont intégrées, et entraînent des réponses neuromusculaires adaptées (réponses motrices efférentes) qui permettent la stabilité articulaire et des mouvements coordonnés (Wilk et al., 1997; Myers & Lephart, 2000; Riemann & Lephart, 2002; Myers et al., 2006). Les informations afférentes proprioceptives concernent la position articulaire, la kinesthésie et la sensation de résistance, et peuvent être mesurées avec un certain nombre d'outils d'évaluation (dynamomètre isocinétique, goniométrie standard ou électronique, ou des systèmes d'analyse du mouvement). Les réponses efférentes neuromusculaires sont des réponses motrices qui

peuvent être mesurées par électromyographie (coactivation musculaire et activation anticipatoire ou préparatoire musculaire), par dynamomètre isocinétique (performance musculaire), ou sont des réflexes de stabilisation, une tension dynamique capsulaire, et la raideur musculaire (Myers & Lephart, 2000; Riemann & Lephart, 2002; Riemann et al., 2002; Myers et al., 2006).

Au niveau de l'articulation scapulo-humérale, à ce jour et à notre connaissance, aucun outil ne permet une évaluation du contrôle neuro-musculaire et ainsi une évaluation globale des stratégies de stabilisation dynamique. Pour les membres inférieurs, l'évaluation du contrôle neuromusculaire par l'analyse du contrôle postural avec une plateforme de force permet l'analyse globale et intégrative des afférences, de l'intégration centrale et des réponses efférentes (Winter et al., 1998; Riemann et al., 2002). Il a été suggéré que les exercices en charge sur les membres supérieurs soient adaptés pour rétablir la coactivation scapulo-humérale dans la rééducation de la stabilisation dynamique (Myers & Lephart, 2000; Myers et al., 2006). Dans ces exercices, la stabilisation du corps autour des membres supérieurs est particulièrement réalisée par l'articulation scapulo-humérale. Ainsi, en appui sur les membres supérieurs, l'analyse du centre de pression sur une plateforme de force pourrait être intéressante car elle permettrait l'intégration des trois aspects du contrôle neuromusculaire scapulo-huméral (afférences, intégration centrale et efférences). Notre perspective de travail s'inscrit dans ce deuxième axe en cherchant à évaluer la faisabilité, la fiabilité et la pertinence de l'analyse du contrôle neuromusculaire scapulo-huméral via l'utilisation d'une plateforme de force.

#### ***IV.2.3. Problématique et analyse du centre de rotation de l'articulation scapulo-humérale***

Un moyen indirect d'analyser le contrôle neuro-musculaire et sa capacité à stabiliser l'articulation scapulo-humérale pourrait être l'évaluation cinématique en analysant les variations du centre de rotation lors des mouvements de cette articulation.

Le mouvement de la tête humérale n'est pas réalisé autour d'un centre fixe et immuable, mais autour d'une série de centres instantanés de rotation qui correspondent au centre du mouvement effectué entre deux positions très proches l'une de l'autre (Kapandji, 1997; Wilk et al., 2009). Lors de l'abduction, un mouvement de glissement-roulement, associant un mouvement angulaire (roulement) d'écartement distal et un mouvement linéaire (glissement vers le bas par le supra-épineux) d'abaissement de la tête humérale, est réalisé pour conserver

un bon centrage de la tête humérale. Ainsi, l'axe de rotation permettant le mouvement d'abduction est en réalité un ensemble de centres instantanés de rotation. Il en est de même pour les autres mouvements de l'articulation scapulo-humérale.

Un bon centrage permanent de la tête humérale dans la glène scapulaire est indispensable pour une bonne stabilisation articulaire. Dans les situations pathologiques, les centres instantanés de rotation ont tendance à se disperser (Dufour & Pillu, 2005). Ce défaut de centrage de la tête semble avoir un rôle important parmi les mécanismes physiopathologiques des lésions articulaires et péri-articulaires de l'articulation scapulo-humérale par micro-instabilité, voire macro-instabilité articulaire (Jobe & Jobe, 1983; Jobe et al., 1989; Mayer et al., 1994).

Ce troisième axe constitue une autre perspective de poursuite du travail de thèse par une approche cinématique de l'articulation scapulo-humérale centrée sur les variations du centre de rotation en fonction des situations pathologiques et des sollicitations sportives. Étant donné que l'épaule est une articulation à 3 degrés de liberté, dans le cadre d'une analyse tridimensionnelle, il convient de préférer le terme de variations du volume de rotation. Pour réaliser cette analyse cinématique, nous nous proposons d'utiliser une technique indirecte par des marqueurs de surface (système électromagnétique ou enregistrement vidéo 3D) qui sont les outils les plus disponibles à ce jour (Lempereur et al., 2010) ; bien qu'une analyse cinématique plus directe par des marqueurs intra-osseux (impossible car trop invasif), la vidéo-radioscopie, mais qui pose le problème de la 2D et d'une irradiation importante, ou le système EOS mais actuellement encore trop peu disponible (Dubouset et al., 2005; Ohl et al., 2010), n'auraient pas le biais des glissements des tissus mous. Ce troisième axe s'inscrit dans des perspectives de collaborations techniques et scientifiques avec le Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale INSERM U650 de Brest et le service de médecine physique et de réadaptation du CHU de Brest (France).

Cette approche cinématique nous semble très adaptée pour répondre à notre problématique plus générale : Existe-il un lien entre un défaut de centrage de la tête humérale dans la glène scapulaire et les pathologies scapulo-humérales (tendinopathie et instabilité) ? Si oui, en est-il la cause ou la conséquence ? Et les adaptations biomécaniques de l'épaule au geste sportif sont-elles à l'origine d'une perturbation de ce centrage dynamique de la tête humérale dans la glène scapulaire et pourraient-elles ainsi favoriser la survenue de ces pathologies ?

### IV.3. Conclusions

Ce travail de thèse rapporte un certain nombre de données sur les adaptations de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux de l'articulation scapulo-humérale associées à l'instabilité scapulo-humérale, ou induites par la pratique de sports sollicitant cette articulation, ainsi que l'absence de perturbation de l'équilibre agoniste/antagoniste.

Les adaptations physiologiques induites par la pratique sportive n'interviendraient pas comme mécanisme à l'origine des pathologies de l'articulation scapulo-humérale. Les phénomènes d'adaptations musculaires aux sollicitations et contraintes sportives seraient donc supérieurs aux phénomènes de désadaptation.

Si un déficit de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux est mis en évidence, aucun déséquilibre agoniste/antagoniste n'est associé à l'instabilité antérieure chronique post-traumatique. L'équilibre agoniste/antagoniste représenté par les valeurs de ratio RL/RM est identique entre toutes les populations étudiées. Ainsi, aucune perturbation de l'équilibre agoniste/antagoniste entre les rotateurs médiaux et latéraux ne semble induite par la pratique sportive et pourrait être considérée comme un facteur de risque prédisposant à l'instabilité scapulo-humérale.

Ainsi, notre conclusion est que l'équilibre agoniste/antagoniste aurait un rôle protecteur de la stabilité articulaire, et que la survenue d'un déséquilibre musculaire agoniste/antagoniste serait plutôt secondaire à une lésion anatomique induite. La mise en évidence de ce déséquilibre révélerait alors un état de décompensation de l'articulation, et marquerait le signe d'une évolution péjorative et/ou longue.

Nos résultats ouvrent des perspectives pratiques cliniques avec :

- l'intérêt de l'évaluation de la force musculaire des rotateurs médiaux et latéraux chez les sujets ayant une instabilité antérieure dans le suivi rééducatif après un premier épisode, en pré- et post-opératoire, dans l'orientation de la rééducation de pathologie scapulo-humérale ;
- une logique du suivi longitudinal à des fins préventives chez des sportifs à la recherche de décompensation de l'équilibre musculaire.



## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

### A

- Adams, J. C.** Recurrent dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg (Br)* 1948; 30B: 26-38.
- Aitkens, S., Lord, J., Bernauer, E., Fowler, W. M., Jr., Lieberman, J. S., Berck, P.** Relationship of manual muscle testing to objective strength measurements. *Muscle Nerve* 1989; 12: 173-177.
- Amako, M., Imai, T., Okamura, K.** Recovery of shoulder rotational muscle strength after a combined Bankart and modified Bristow procedure. *J Shoulder Elbow Surg* 2008; 17: 738-743.
- ANAES.** *Les appareils d'isocinétisme en évaluation et en rééducation musculaire: Intérêt et utilisation.* Service évaluation des technologies, Service évaluation économique. Paris; Février 2001.
- Andrade Mdos, S., Fleury, A. M., de Lira, C. A., Dubas, J. P., da Silva, A. C.** Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci* 2010; 28: 743-749.
- Aronen, J. G., Regan, K.** Decreasing the incidence of recurrence of first time anterior shoulder dislocations with rehabilitation. *Am J Sports Med* 1984; 12: 283-291.

### B

- Bahr, R., Krosshaug, T.** Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *Br J Sports Med* 2005; 39: 324-329.
- Bak, K., Magnusson, S. P.** Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers. *Am J Sports Med* 1997; 25: 454-459.
- Bak, K., Wiesler, E. R., Poehling, G. G.** Consensus statement on shoulder instability. *Arthroscopy* 2010; 26: 249-255.
- Baltzopoulos, V., Brodie, D. A.** Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med* 1989; 8: 101-116.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R., D'Ambrosia, R.** Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 1988; 16: 113-122.
- Bayios, I. A., Anastasopoulou, E. M., Sioudris, D. S., Boudolos, K. D.** Relationship between isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators and ball velocity in team handball. *J Sports Med Phys Fitness* 2001; 41: 229-235.
- Benezet, P.-J.** Isocinétisme et épaule douloureuse. *J Traumatol. Sport* 1999: 249-251.
- Bohannon, R. W.** Hand-held compared with isokinetic dynamometry for measurement of static knee extension torque (parallel reliability of dynamometers). *Clin Phys Physiol Meas* 1990; 11: 217-222.
- Bohannon, R. W.** Manual muscle testing: does it meet the standards of an adequate screening test? *Clin Rehabil* 2005; 19: 662-667.
- Bonnel, F.** L'épaule (articulation à centrage dynamique rotatoire tridimensionnel). *Cahier d'enseignement de la SOFCOT* 1988; 33: 1-11.
- Bonnel, F.** *Abrégé d'anatomie fonctionnelle et biomécanique.* Tome 2. Edition Sauramps Médical 2002.

- Bouisset, S., Maton, B.** Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique. Hermann; 1999.
- Bouisset, S.** *Biomécanique et Physiologie du mouvement*. Masson : Paris; 2002.
- Boussagol, B., Herisson, C., Pelissier, J., Simon, A.** Evaluation des pathologies de la coiffe des rotateurs : Analyse comparative de quatre scores. *Ann Readapt Med Phys* 1996; 39: 79-88.
- Braun, S., Kokmeyer, D., Millett, P. J.** Shoulder injuries in the throwing athlete. *J Bone Joint Surg (Am)* 2009; 91: 966-978.
- Brochard, S., Lempereur, M., Remy-Neris, O.** Double calibration: An accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. *J Biomech* 2010.
- Brophy, R. H., Marx, R. G.** The treatment of traumatic anterior instability of the shoulder: nonoperative and surgical treatment. *Arthroscopy* 2009; 25: 298-304.
- Brown, L.** *Isokinetics in Human Performance* Davie, Florida: Human Kinetics; 2000.
- Brown, L. P., Niehues, S. L., Harrah, A., Yavorsky, P., Hirshman, H. P.** Upper extremity range of motion and isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators in major league baseball players. *Am J Sports Med* 1988; 16: 577-585.
- Burkhart, S. S., Morgan, C. D., Kibler, W. B.** The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy* 2003; 19: 404-420.
- Burkhead, W. Z., Jr., Rockwood, C. A., Jr.** Treatment of instability of the shoulder with an exercise program. *J Bone Joint Surg (Am)* 1992; 74: 890-896.

## C

- Calmels, P., Charmet, Y., Charmet, E., Oullion, R.** Analyse isocinétique de l'épaule auprès d'une population de 36 enfants âgés de 9 à 14 ans : rôle de la pratique du tennis. In: Simon L, Pelissier J, Herisson C, eds. *Progrès en Médecine Physique et de Réadaptation*. 2ème édition. Paris: Masson; 1998:33-42.
- Calmels, P., Domenach, M., Minaire, P.** Evaluation comparée de la force et du volume musculaires. In: Heuleu JN, Simon L, eds. *Muscle et Rééducation*. Paris: Masson; 1988:91-99.
- Carlson, A. J., Bennett, G., Metcalf, J.** The effect of visual feedback on isokinetic testing. *Isokinet Exerc Sci* 1992; 2: 60-64.
- Celes, R., Brown, L. E., Pereira, M. C., Schwartz, F. P., Junior, V. A., Bottaro, M.** Gender muscle recovery during isokinetic exercise. *Int J Sports Med* 2010; 31: 866-869.
- Chan, K. M., Maffulli, N., Korkia, P., Li, R. C. T.** *Principles and Practice of Isokinetics in Sports Medicine and Rehabilitation*. Hong Kong: Williams & Wilkins 1996: 37.
- Chandler, T. J., Kibler, W. B., Stracener, E. C., Ziegler, A. K., Pace, B.** Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *Am J Sports Med* 1992; 20: 455-458.
- Chanussot, J.-C., Danowski, R.-G.** *Rééducation en Traumatologie du Sport*. Masson 2005; 4ème Edition: 59-88.
- Cheung, E. V., Sperling, J. W., Hatstrup, S. J., Cofield, R. H.** Long-term outcome of anterior stabilization of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg* 2008; 17: 265-270.
- Codine, P., Bernard, P. L., Pocholle, M., Benaim, C., Brun, V.** Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29: 1400-1405.
- Codine, P., Bernard, P. L., Pocholle, M., Herisson, C.** [Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results]. *Ann Readapt Med Phys* 2005; 48: 80-92.

- Codine, P., Hérisson, C.** *Instabilité de l'épaule et médecine du rééducation*. Codine P, Hérisson C, eds. Collection : Pathologie locomotrice et de médecine orthopédique. Paris: Masson; 2007.
- Codine, P., Pocholle, M., Brun, V., Dhoms, G., Founau, H.** Mesure de la force musculaire isocinétique. Analyse des graphes. Aspects normaux et pathologiques. In: *Isocinétisme et médecine de rééducation*. Paris: Masson; 1991:17-25.
- Collin, P., Rochcongar, P., Thomazeau, H.** [Treatment of chronic anterior shoulder instability using a coracoid bone block (Latarjet procedure): 74 cases]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2007; 93: 126-132.
- Copeland, S.** Throwing injuries of the shoulder. *Br J Sports Med* 1993; 27: 221-227.
- Cowan, J., Holmes, K., Jaggi, A.** Electromyography of the shoulder, a technique using intramuscular dual fine wires. *Clinical Neurophysiology* 2006; 117: 222.
- Cox, C. L., Kuhn, J. E.** Operative versus nonoperative treatment of acute shoulder dislocation in the athlete. *Curr Sports Med Rep* 2008; 7: 263-268.
- Croisier, J. L., Crielaard, J. M.** Méthodes d'exploration de la force musculaire : une analyse critique. *Ann Readapt Med Phys* 1999; 42: 311-322.
- Croisier, J. L., Lhermerout, C., Mommer, R., Crielaard, J. M.** Déséquilibres musculaires de l'épaule chez le joueur de tennis. Une étude isocinétique. In: Simon L, Pelissier J, Hérisson C, eds. *Progrès en Médecine Physique et de Réadaptation*. 2ème édition. Paris: Masson; 1998:27-32.
- Cussac, J.-M., Calmels, P.** Evaluation des membres dans les affections orthopédiques et traumatiques. In: Béthoux., Calmels P, eds. *Guide des outils de mesure et d'évaluation en médecine physique et de réadaptation*. Paris: Frison-Roche; 2003:173-186.

---

## D

---

- Daniel, F., Breton, G., Carzon, J., Courtillon, A., Dainault, A., Kleinknecht, B.** Evaluation de l'insuffisance musculaire. In: Heuleu JN, Simon L, eds. *Muscle et Rééducation*. Paris: Masson; 1988:127-130.
- Dauty, M., Bresson, C., Trossaert, M.** Application of the isokinetic test to quantify knee muscle strength in haemophilic patients. *Haemophilia* 2009; 15: 973-975.
- Dauty, M., Dominique, H., Helena, A., Charles, D.** [Evolution of the isokinetic torque of shoulder rotators before and after 3 months of shoulder stabilization by the Latarjet technique.]. *Ann Readapt Med Phys* 2007; 50: 201-208.
- Dauty, M., Nocet, S., Tortellier, L., Potiron-Josse, M., Guoin, F., Dubois, C.** [Comparison of shoulder rotators isokinetic torque in high-level sailors and in matched control subjects]. *Sci Sports* 2006; 21: 154-158.
- Dauty, M., Menu, P.** Applications de la méthode isocinétique chez le sportif. *Médecine du sport*. Collection pour le praticien. 4<sup>ème</sup> édition Paris: Masson; 2009.
- Davies, G.** *A Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques*. 4th Edition. Onalaska, Wisconsin, USA: S & S Publishers; 1992.
- Dawson, J., Fitzpatrick, R., Carr, A.** A self-administered questionnaire for assessment of symptoms and function of the shoulder. *J Bone Joint Surg (Am)* 1998; 80: 766-767.
- De Lecluse, J.** *Tests et examen clinique en pathologie sportive*. Paris: Masson; 1997.
- De Palma, A. F.** Recurrent dislocation of shoulder joint. *Ann Surg* 1950; 132: 1052-1065.
- Degache, F., Roche, F., Bernard, P. L., Calmels, P.** Cardiovascular responses during isokinetic knee extension testing in chronic heart failure patients. *Isokinet Exerc Sci* 2009; 17: 63-67.

- Dempster, W. T.** Mechanisms of Shoulder Movement. *Arch Phys Med Rehabil* 1965; 46: 49-70.
- Determe, P., Bellumore, Y., Mansat, M.** Instabilité micro-traumatique de l'épaule. Etude prospective chez 83 sportifs de haut niveau. *J Traumatol. Sport* 1998; 15: 154-161.
- Diesel, W., Noakes, T. D., Swanepoel, C., Lambert, M.** Isokinetic muscle strength predicts maximum exercise tolerance in renal patients on chronic hemodialysis. *Am J Kidney Dis* 1990; 16: 109-114.
- Dodson, C. C., Cordasco, F. A.** Anterior glenohumeral joint dislocations. *Orthop Clin North Am* 2008; 39: 507-518, vii.
- Dubouset, J., Charpak, G., Dorion, I., et al.** [A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]. *Bull Acad Natl Med* 2005; 189: 287-297; discussion 297-300.
- Duchenne de Boulogne, G. B.** *Physiologie des mouvements*. Paris, Baillière; 1867
- Dufour, M.** *Anatomie de l'appareil locomoteur. Membre supérieur*. Tome 2. Paris: Masson; 2002.
- Dufour, M., Pillu, M.** L'épaule. *Biomécanique Fonctionnelle*. Paris: Masson; 2005:291-336.
- Dvir, Z.** Grade 4 in manual muscle testing: the problem with submaximal strength assessment. *Clin Rehabil* 1997; 11: 36-41.
- Dvir, Z.** *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. 2nd edition. Tel-Aviv Univ., Israel.: Churchill Livingstone; 2004.

---

**E**


---

- Ellenbecker, T. S.** Muscular Strength Relationship between Normal Grade MMT and Isokinetic Measurement of the Shoulder Internal External Rotators. *Isokinet Exerc Sci* 1996; 6: 51-56.
- Ellenbecker, T. S., Davies, G. J.** The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *J Athl Train* 2000; 35: 338-350.
- Elliott, J.** Assessing muscle strength isokinetically. *JAMA* 1978; 240: 2408, 2410.
- Enoka, R. M.** Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Med* 1988; 6: 146-168.

---

**F**


---

- Fayad, F., Mace, Y., Lefevre-Colau, M. M.** [Shoulder disability questionnaires: a systematic review]. *Ann Readapt Med Phys* 2005; 48: 298-306.
- Fayad, F., Mace, Y., Lefevre-Colau, M. M., Poiraudau, S., Rannou, F., Revel, M.** [Measurement of shoulder disability in the athlete: a systematic review]. *Ann Readapt Med Phys* 2004; 47: 389-395.
- Felicetti, G., Scarabelli, A. D., Gastaldi, C., Rovati, D., Maini, M.** [Isokinetic assessment and mid-term work reincorporation of patients surgically treated with the shoulder Latarjet technique]. *G Ital Med Lav Ergon* 2000; 22: 324-327.
- Fleck, S. J., Smith, S. L., Craib, M. W., Denabam, T., Snow, R. E., Mitchel, M. L.** Upper extremity isokinetic torque and throwing velocity in team handball. *J Appl Sport Sci Res* 1992; 6: 120-124.
- Fleisig, G. S., Andrews, J. R., Dillman, C. J., Escamilla, R. F.** Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. *Am J Sports Med* 1995; 23: 233-239.
- Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Escamilla, R. F., Andrews, J. R.** Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries. *Sports Med* 1996; 21: 421-437.

- Flurin, P., Laprelle, E., Benichou, M., et al.** Rééducation de l'épaule non opérée. *Encycl Méd Chir*, Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation. 2002; 26-210-B-10: 13p.
- Flurin, P., Laprelle, E., Bentz, J., et al.** Rééducation de l'épaule opérée (en dehors des prothèses). *Encycl Méd Chir*, Kinésithérapie-Médecine physique-Réadaptation. 2001; 26-210-A-10: 13p.
- Forthomme, B.** *Exploration musculaire isocinétique de l'épaule*. Thèse de Doctorat en Kinésithérapie et Réadaptation, Faculté de Médecine, Université de Liège, Belgique. 2005.
- Forthomme, B., Crielaard, J. M., Forthomme, L., Croisier, J. L.** Field performance in javelin throwers - Relationship with shoulder isokinetic data. *Isokinet Exerc Sci* 2007; 15: 195-202.
- Forthomme, B., Croisier, J. L., Ciccarone, G., Crielaard, J. M., Cloes, M.** Factors correlated with volleyball spike velocity. *Am J Sports Med* 2005a; 33: 1513-1519.
- Forthomme, B., Willems, S., Hurllet, S., Berger, J., Houben, G., Croisier, J.** Shoulder isokinetic profile after Latarjet's technique. *Isokinet Exerc Sci* 2005b; 13: 71-76.

---

## G

- Gagey, O., Boisrenoult, P.** Voies d'abord de l'épaule. *Encycl Méd Chir*, Techniques chirurgicales - Orthopédie-Traumatologie 2002; 44-250: 12 p.
- Gagey, O., Hue, E.** Mechanics of the deltoid muscle. A new approach. *Clin Orthop Relat Res* 2000: 250-257.
- Gibson, K., Growse, A., Korda, L., Wray, E., MacDermid, J. C.** The effectiveness of rehabilitation for nonoperative management of shoulder instability: a systematic review. *J Hand Ther* 2004; 17: 229-242.
- Gill, T. J., Zarins, B.** Open repairs for the treatment of anterior shoulder instability. *Am J Sports Med* 2003; 31: 142-153.
- Glousman, R., Jobe, F., Tibone, J., Moynes, D., Antonelli, D., Perry, J.** Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *J Bone Joint Surg (Am)* 1988; 70: 220-226.
- Gozlan, G., Bensoussan, L., Coudreuse, J. M., et al.** [Isokinetic dynamometer measurement of shoulder rotational strength in healthy elite athletes (swimming, volley-ball, tennis): comparison between dominant and nondominant shoulder]. *Ann Readapt Med Phys* 2006; 49: 8-15.
- Graichen, H., Stammberger, T., Bonel, H., Karl-Hans, E., Reiser, M., Eckstein, F.** Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study. *J Biomech* 2000; 33: 609-613.
- Gremaux, V., Croisier, J., Forthomme, B.** Instabilité de l'épaule : faillite de la contention musculaire active ? Apport de l'évaluation isocinétique. *Instabilité de l'épaule et médecine de rééducation*. Elsevier Masson. 2007: 9-20.
- Guyot J.** *Atlas of human limb joints*. Apprentissage de l'arthrologie. Illustrations by J. L. Vannson. Springer Verlag; 1981.

---

## H

- Handel, M., Dickhuth, H. H., Mayer, F., Gulch, R. W.** Prerequisites and limitations to isokinetic measurements in humans. Investigations on a servomotor-controlled dynamometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996; 73: 225-230.
- Hayes, K., Callanan, M., Walton, J., Paxinos, A., Murrell, G. A.** Shoulder instability: management and rehabilitation. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32: 497-509.



- Henry, J. H., Genung, J. A.** Natural history of glenohumeral dislocation--revisited. *Am J Sports Med* 1982; 10: 135-137.
- Hinton, R. Y.** Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength in high school baseball pitchers. *Am J Sports Med* 1988; 16: 274-279.
- Hislop, H. J., Perrine, J. J.** The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther* 1967; 47: 114-117.
- Hogfors, C., Peterson, B., Sigholm, G., Herberts, P.** Biomechanical model of the human shoulder joint--II. The shoulder rhythm. *J Biomech* 1991; 24: 699-709.
- Hovellius, L., Augustini, B. G., Fredin, H., Johansson, O., Norlin, R., Thorling, J.** Primary anterior dislocation of the shoulder in young patients. A ten-year prospective study. *J Bone Joint Surg (Am)* 1996; 78: 1677-1684.
- Hovellius, L. K., Sandstrom, B. C., Rosmark, D. L., Saebo, M., Sundgren, K. H., Malmqvist, B. G.** Long-term results with the Bankart and Bristow-Latarjet procedures: recurrent shoulder instability and arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: 445-452.
- Hurov, J.** Anatomy and mechanics of the shoulder: review of current concepts. *J Hand Ther* 2009; 22: 328-342; quiz 343.

---

### I

- Itoi, E., Hatakeyama, Y., Urayama, M., Pradhan, R. L., Kido, T., Sato, K.** Position of immobilization after dislocation of the shoulder. A cadaveric study. *J Bone Joint Surg (Am)* 1999; 81: 385-390.
- Itoi, E., Sashi, R., Minagawa, H., Shimizu, T., Wakabayashi, I., Sato, K.** Position of immobilization after dislocation of the glenohumeral joint. A study with use of magnetic resonance imaging. *J Bone Joint Surg (Am)* 2001; 83-A: 661-667.
- Ivey, F. M., Jr., Calhoun, J. H., Rusche, K., Bierschenk, J.** Isokinetic testing of shoulder strength: normal values. *Arch Phys Med Rehabil* 1985; 66: 384-386.

---

### J

- Jakobsen, B. W., Johannsen, H. V., Suder, P., Sojbjerg, J. O.** Primary repair versus conservative treatment of first-time traumatic anterior dislocation of the shoulder: a randomized study with 10-year follow-up. *Arthroscopy* 2007; 23: 118-123.
- Jobe, F. W., Jobe, C. M.** Painful athletic injuries of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res* 1983: 117-124.
- Jobe, F. W., Kvitne, R. S., Giangarra, C. E.** Shoulder pain in the overhand or throwing athlete. The relationship of anterior instability and rotator cuff impingement. *Orthop Rev* 1989; 18: 963-975.
- Jobe, F. W., Moynes, D. R., Tibone, J. E., Perry, J.** An EMG analysis of the shoulder in pitching. A second report. *Am J Sports Med* 1984; 12: 218-220.
- Jobe, F. W., Tibone, J. E., Perry, J., Moynes, D.** An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching. A preliminary report. *Am J Sports Med* 1983; 11: 3-5.
- Johansson, C. A., Kent, B. E., Shepard, K. F.** Relationship between verbal command volume and magnitude of muscle contraction. *Phys Ther* 1983; 63: 1260-1265.
- Jost, B., Zumstein, M., Pfirrmann, C. W., Zanetti, M., Gerber, C.** MRI findings in throwing shoulders: abnormalities in professional handball players. *Clin Orthop Relat Res* 2005: 130-137.
- Julienne, R., Gauthier, A., Moussay, S., Davenne, D.** Isokinetic and electromyographic study of internal and external rotator muscles of tennis player. *Isokinet Exerc Sci* 2007; 15: 173-182.

## K

- Kamina, P.** *Précis d'anatomie clinique*. Tome 1 Paris: Maloine; 2002.
- Kannus, P.** Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med* 1994; 15 Suppl 1: S11-18.
- Kapandji, I. A.** L'épaule. In: *Physiologie Articulaires*. Tome I : Membre Supérieur. Edition Maloine 1997: 10-79.
- Keating, J. F., Waterworth, P., Shaw-Dunn, J., Crossan, J.** The relative strengths of the rotator cuff muscles. A cadaver study. *J Bone Joint Surg (Br)* 1993; 75: 137-140.
- Kelly, B. T., Kadrmas, W. R., Speer, K. P.** The manual muscle examination for rotator cuff strength. An electromyographic investigation. *Am J Sports Med* 1996; 24: 581-588.
- Kibler, W. B.** The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med* 1998; 26: 325-337.
- Kirkley, A., Griffin, S., McLintock, H., Ng, L.** The development and evaluation of a disease-specific quality of life measurement tool for shoulder instability. The Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI). *Am J Sports Med* 1998; 26: 764-772.
- Kiviluoto, O., Pasila, M., Jaroma, H., Sundholm, A.** Immobilization after primary dislocation of the shoulder. *Acta Orthop Scand* 1980; 51: 915-919.
- Krishnan, S. G., Hawkins, R. J., Warren, R. F.** *The shoulder and the overhead athlete*. 1st Edition Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
- Kronberg, M., Nemeth, G., Brostrom, L. A.** Muscle activity and coordination in the normal shoulder. An electromyographic study. *Clin Orthop Relat Res* 1990: 76-85.
- Kuhlman, J. R., Iannotti, J. P., Kelly, M. J., Riegler, F. X., Gevaert, M. L., Ergin, T. M.** Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *J Bone Joint Surg (Am)* 1992; 74: 1320-1333.
- Kuhn, J. E.** A new classification system for shoulder instability. *Br J Sports Med* 2010; 44: 341-346.
- Kvitne, R. S., Jobe, F. W.** The diagnosis and treatment of anterior instability in the throwing athlete. *Clin Orthop Relat Res* 1993: 107-123.

## L

- Lambert, A., Loffroy, R., Guiu, B., et al.** [Rotator cuff tears: value of 3.0T MRI]. *J Radiol* 2009; 90: 583-588.
- Lempereur, M., Leboeuf, F., Brochard, S., Rousset, J., Burdin, V., Remy-Neris, O.** In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods: accuracy and repeatability assessment. *J Biomech* 2010; 43: 370-374.
- Leroux, J. L., Micallef, J. P., Bonnel, F., Blotman, F.** Rotation-abduction analysis in 10 normal and 20 pathologic shoulders. Elite system application. *Surg Radiol Anat* 1992; 14: 307-313.
- Leroux, J. L., Thomas, E., Bonnel, F., Blotman, F.** Diagnostic value of clinical tests for shoulder impingement syndrome. *Rev Rhum Engl Ed* 1995; 62: 423-428.
- Levet, B., Thevenon, A.** Principes mécaniques des appareils de rééducation isocinétique. In: *Isocinétisme et médecine de rééducation*. Masson, Paris; 1991:1-10.
- Levine, W. N., Flatow, E. L.** The pathophysiology of shoulder instability. *Am J Sports Med* 2000; 28: 910-917.
- Lovett, R., Martin, E.** Certain aspects of infantile paralysis with a description of a method of muscle testing. *J Am Med Assn* 1916; 66: 729-733.

## M

- Maillet, M., Crampon, P., Legrand, O., Sutter, B., Bascoulergue, G.** Evaluation comparée de la force musculaire par isocinétisme et de la masse maigre par densitométrie. Application chez le sujet sain. In: *Actualités en rééducation fonctionnelle et réadaptation*, 20ème série. Paris; 1995:290-296.
- Mansat, M.** Le geste du lancer : L'épaule dans le geste du lancer. Quelles pathologies ? *L'observatoire du mouvement* 2002; 6: 3-4.
- Mansat, P.** *Les séquelles ostéo-articulaires traumatiques de l'articulation gléno-humérale*. Les monographies du GEEC. Montpellier: Sauramps Médical; 2006.
- Mansat, P., Barea, C., Hobatho, M. C., Darmana, R., Mansat, M.** Anatomic variation of the mechanical properties of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg* 1998; 7: 109-115.
- Matsen, F. A., 3rd, Harryman, D. T., 2nd, Sidles, J. A.** Mechanics of glenohumeral instability. *Clin Sports Med* 1991; 10: 783-788.
- May, V. R., Jr.** A modified Bristow operation for anterior recurrent dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg (Am)* 1970; 52: 1010-1016.
- Mayer, F., Horstmann, T., Rucker, K., Heitkamp, H. C., Dickhuth, H. H.** Normal values of isokinetic maximum strength, the strength/velocity curve, and the angle at peak torque of all degrees of freedom in the shoulder. *Int J Sports Med* 1994; 15 Suppl 1: S19-25.
- Mayhew, T., Rothstein, J. M.** Measurement of muscle performance with instruments. In: Rothstein JM, ed. *Measurement in physical therapy*. New York: Churchill Livingstone; 1985:57-102.
- McClure, P. W., Michener, L. A., Sennett, B. J., Karduna, A. R.** Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: 269-277.
- McCluskey, G. M., Getz, B. A.** Pathophysiology of Anterior Shoulder Instability. *J Athl Train* 2000; 35: 268-272.
- McMaster, W. C., Long, S. C., Caiozzo, V. J.** Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water polo player. *Am J Sports Med* 1991; 19: 72-75.
- McMaster, W. C., Long, S. C., Caiozzo, V. J.** Shoulder torque changes in the swimming athlete. *Am J Sports Med* 1992; 20: 323-327.
- Meister, K.** Injuries to the shoulder in the throwing athlete. Part one: Biomechanics/pathophysiology/classification of injury. *Am J Sports Med* 2000a; 28: 265-275.
- Meister, K.** Injuries to the shoulder in the throwing athlete. Part two: evaluation/treatment. *Am J Sports Med* 2000b; 28: 587-601.
- Michael, J. W., Konig, D. P., Bertram, C., Hessling, U., Eysel, P.** [Isokinetic testing of the shoulder of handball players]. *Sportverletz Sportschaden* 2005; 19: 151-155.
- Mikesky, A. E., Edwards, J. E., Wigglesworth, J. K., Kunkel, S.** Eccentric and concentric strength of the shoulder and arm musculature in collegiate baseball pitchers. *Am J Sports Med* 1995; 23: 638-642.
- Monod, H., Flandois, R.** *Physiologie du sport. Bases physiologiques des activités physiques et sportives*. Collection Médecine du Sport. 4ème édition Paris: Masson; 2000.
- Myers, J. B., Lephart, S. M.** The Role of the Sensorimotor System in the Athletic Shoulder. *J Athl Train* 2000; 35: 351-363.
- Myers, J. B., Wassinger, C. A., Lephart, S. M.** Sensorimotor contribution to shoulder stability: effect of injury and rehabilitation. *Man Ther* 2006; 11: 197-201.



## N

- Nauta, W. J., Landsmeer, J. M.** The Gross Anatomy of the Peri-Articular Tissues of the Shoulder Joint. *Ann Rheum Dis* 1948; 7: 164-171.
- Neer, C. S., 2nd.** Impingement lesions. *Clin Orthop Relat Res* 1983; 70-77.
- Netter, F. H.** *Atlas d'anatomie humaine*. 2ème édition Milanostampa, Italie: Masson. Icon Learning Systems, LLC; 2002.
- Ng, G. Y., Lam, P. C.** A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32: 399-404.
- Nicholas, J. A., Sapega, A., Kraus, H., Webb, J. N.** Factors influencing manual muscle tests in physical therapy. *J Bone Joint Surg (Am)* 1978; 60: 186-190.
- Noffal, G. J.** Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *Am J Sports Med* 2003; 31: 537-541.

## O

- Ohl, X., Stanchina, C., Billuart, F., Skalli, W.** Shoulder bony landmarks location using the EOS low-dose stereoradiography system: a reproducibility study. *Surg Radiol Anat* 2010; 32: 153-158.

## P

- Parratte, B., Tatu, L., Vuillier, F., Diop, M., Bonniaud, V., Monnier, G.** Anatomie fonctionnelle de l'épaule. *Revue de Médecine du Travail* 2001; 28: 149-159.
- Peat, M.** Functional anatomy of the shoulder complex. *Phys Ther* 1986; 66: 1855-1865.
- Perrin, D. H.** *Isokinetic Exercise and Assessment*. Charlottesville, Virginia: Human Kinetics; 1993..
- Pronk, G. M., van der Helm, F. C.** The palpator: an instrument for measuring the positions of bones in three dimensions. *J Med Eng Technol* 1991; 15: 15-20.
- Putz, R., Pabst, R.** Sobotta, Atlas d'Anatomie Humaine. Tome 1 : Tête, cou, membre supérieur. Editions Médicales Internationales. 3ème Editions Française sous la direction de A. Dhem et A. Gouazé. 1994.

## R

- Regan, W. D., Jr., Webster-Bogaert, S., Hawkins, R. J., Fowler, P. J.** Comparative functional analysis of the Bristow, Magnuson-Stack, and Putti-Platt procedures for recurrent dislocation of the shoulder. *Am J Sports Med* 1989; 17: 42-48.
- Riemann, B. L., Lephart, S. M.** The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train* 2002; 37: 71-79.
- Riemann, B. L., Myers, J. B., Lephart, S. M.** Sensorimotor system measurement techniques. *J Athl Train* 2002; 37: 85-98.
- Rochcongar, P.** [Isokinetic thigh muscle strength in sports: a review]. *Ann Readapt Med Phys* 2004; 47: 274-281.
- Rochcongar, P.** [Sport and health. Sport aptitude in children and adults. Nutritional needs in sportsmen]. *Rev Prat* 2007; 57: 1837-1843.
- Rochcongar, P., Monod, H.** *Médecine du sport*. Collection pour le praticien. 4ème édition Paris: Masson; 2009.

- Rokito, A. S., Birdzell, M. G., Cuomo, F., Di Paola, M. J., Zuckerman, J. D.** Recovery of shoulder strength and proprioception after open surgery for recurrent anterior instability: a comparison of two surgical techniques. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19: 564-569.
- Rothstein, J. M., Lamb, R. L., Mayhew, T. P.** Clinical uses of isokinetic measurements. Critical issues. *Phys Ther* 1987; 67: 1840-1844.
- Rouleau, D. M., Faber, K., Macdermid, J. C.** Systematic review of patient-administered shoulder functional scores on instability. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19: 1121-1128.
- Rouvière, H., Delmas, A.** *Anatomie Humaine: Descriptive, topographique et fonctionnelle.* Tome 3: Membres. 15ème édition Paris: Masson; 2002.
- Rowe, C. R.** Recurrent transient anterior subluxation of the shoulder. The "dead arm" syndrome. *Clin Orthop Relat Res* 1987: 11-19.
- Rowe, C. R., Patel, D., Southmayd, W. W.** The Bankart procedure: a long-term end-result study. *J Bone Joint Surg (Am)* 1978; 60: 1-16.
- Rupp, S., Berninger, K., Hopf, T.** Shoulder problems in high level swimmers--impingement, anterior instability, muscular imbalance? *Int J Sports Med* 1995; 16: 557-562.

## S

- Sablayrolles, P., Coroian, F., Codine, P., Hérisson, C.** Evaluation fonctionnelle des instabilités d'épaule. *Instabilité de l'épaule et médecine de rééducation.* Paris: Elsevier Masson. 2007; 55-68.
- Sabourin, F.** Le point sur l'étude isocinétique de l'épaule. *La lettre du médecin rééducateur* 1993; 29: 25-28.
- Saccol, M. F., Gracitelli, G. C., da Silva, R. T., et al.** Shoulder functional ratio in elite junior tennis players. *Phys Ther Sport* 2010; 11: 8-11.
- Saha, A. K.** Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand* 1971; 42: 491-505.
- Sapega, A., Martin, J. K.** Strength testing of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg* 1994; 3: 327-345.
- Sapega, A. A.** Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg (Am)* 1990; 72: 1562-1574.
- Scheibel, M., Tsynman, A., Magosch, P., Schroeder, R. J., Habermeyer, P.** Postoperative subscapularis muscle insufficiency after primary and revision open shoulder stabilization. *Am J Sports Med* 2006; 34: 1586-1593.
- Sirota, S. C., Malanga, G. A., Eischen, J. J., Laskowski, E. R.** An eccentric- and concentric-strength profile of shoulder external and internal rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 1997; 25: 59-64.
- Sirveaux, F., Molé, D., Walch, G.** Instabilités et luxations glénohumérales. *Encycl Méd Chir, Appareil locomoteur.* 2002; 14-037-A-10, 20 p.
- Soslowsky, L. J., Flatow, E. L., Bigliani, L. U., Pawluk, R. J., Ateshian, G. A., Mow, V. C.** Quantitation of in situ contact areas at the glenohumeral joint: a biomechanical study. *J Orthop Res* 1992; 10: 524-534.
- Stickley, C. D., Hetzler, R. K., Freemyer, B. G., Kimura, I. F.** Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *J Athl Train* 2008; 43: 571-577.

## T

- Takeda, Y., Kashiwaguchi, S., Endo, K., Matsuura, T., Sasa, T.** The most effective exercise for strengthening the supraspinatus muscle: evaluation by magnetic resonance imaging. *Am J Sports Med* 2002; 30: 374-381.
- Thiel, W.**, Photographic Atlas of Practical Anatomy. Springer; 1999.
- Tsai, L., Wredmark, T., Johansson, C., Gibo, K., Engstrom, B., Tornqvist, H.** Shoulder function in patients with unoperated anterior shoulder instability. *Am J Sports Med* 1991; 19: 469-473.
- Turkel, S. J., Panio, M. W., Marshall, J. L., Girgis, F. G.** Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg (Am)* 1981; 63: 1208-1217.

## V

- van Cingel, R., Kleinrensink, G., Stoeckart, R., Aufdemkampe, G., de Bie, R., Kuipers, H.** Strength values of shoulder internal and external rotators in elite volleyball players. *J Sport Rehabil* 2006; 15.
- van der Helm, F. C., Pronk, G. M.** Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism. *J Biomech Eng* 1995; 117: 27-40.
- van Mechelen, W., Hlobil, H., Kemper, H. C.** Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Med* 1992; 14: 82-99.
- Veeger, H. E., van der Helm, F. C.** Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *J Biomech* 2007; 40: 2119-2129.
- Vieira, L., Bottaro, M., Celes, R., Viegas, C. A., e Silva, C. A.** Isokinetic muscle evaluation of quadriceps in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Rev Port Pneumol* 2010; 16: 717-736.
- Voisin, P., Weissland, T., Maillet, M., Schumacker, P., Delahaye, H., Vanvelcenaher, J.** Revue critique de l'évaluation isocinétique de l'épaule : Méthodologies et résultats chez le sujet sain. In : *Progrès en Médecine Physique et Réadaptation* (2ème série), Masson, Paris 1998: 1-18.

## W

- Wakim, K. G., Gersten, J. W., et al.** Objective recording of muscle strength. *Arch Phys Med Rehabil* 1950; 31: 90-100.
- Walch, G.** La luxation récidivante antérieure de l'épaule. *Rev Chir Orthop* 1991; 77: 177-191.
- Wang, H. K., Cochrane, T.** Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *J Sports Med Phys Fitness* 2001; 41: 403-410.
- Wang, H. K., Macfarlane, A., Cochrane, T.** Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *Br J Sports Med* 2000; 34: 39-43.
- Warner, J. J., Micheli, L. J., Arslanian, L. E., Kennedy, J., Kennedy, R.** Patterns of flexibility, laxity, and strength in normal shoulders and shoulders with instability and impingement. *Am J Sports Med* 1990; 18: 366-375.
- Watson, L., Story, I., Dalziel, R., Hoy, G., Shimmin, A., Woods, D.** A new clinical outcome measure of glenohumeral joint instability: the MISS questionnaire. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; 14: 22-30.

- Wilk, K. E., Andrews, J. R., Arrigo, C. A., Keirns, M. A., Erber, D. J.** The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med* 1993; 21: 61-66.
- Wilk, K. E., Arrigo, C.** Current concepts in the rehabilitation of the athletic shoulder. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993; 18: 365-378.
- Wilk, K. E., Arrigo, C. A., Andrews, J. R.** Current concepts: the stabilizing structures of the glenohumeral joint. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 25: 364-379.
- Wilk, K. E., Reinold, M. M., Andrews, J. R.** *The Athlete's Shoulder*. 2nd edition Philadelphia: Churchill Livingstone Elsevier; 2009.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., Gielo-Perczak, K.** Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol* 1998; 80: 1211-1221.
- Winter, D. A., Wells, R. P., Orr, G. W.** Errors in the use of isokinetic dynamometers. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1981; 46: 397-408.
- Wredmark, T., Tornkvist, H., Johansson, C., Brobert, B.** Long-term functional results of the modified Bristow procedure for recurrent dislocations of the shoulder. *Am J Sports Med* 1992; 20: 157-161.

---

**Y**


---

- Yamamoto, N., Sano, H., Itoi, E.** Conservative treatment of first-time shoulder dislocation with the arm in external rotation. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19: 98-103.

---

**Z**


---

- Zapartidis, I., Gouvali, M., Bayios, I., Boudolos, K.** Throwing effectiveness and rotational strength of the shoulder in team handball. *J Sports Med Phys Fitness* 2007; 47: 169-178.
- Zuckerman, J. D., Gallagher, M. A., Cuomo, F., Rokito, A.** The effect of instability and subsequent anterior shoulder repair on proprioceptive ability. *J Shoulder Elbow Surg* 2003; 12: 105-109.