

Université de Montréal

**L'évaluation en laboratoire et sur le terrain vers la  
prévention des blessures à l'épaule chez les athlètes de  
sports aquatiques et d'armée du bras**

par  
Sylvain Gaudet

École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique  
Faculté de médecine

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

Septembre 2018

© Sylvain Gaudet, 2018

## Résumé

Chez les athlètes de sports aquatiques et d'armée du bras, les blessures chroniques à l'épaule représentent un obstacle majeur à la performance et sont parmi les blessures les plus courantes. Les rotations répétitives de l'épaule dans ces sports peuvent provoquer des adaptations cinématiques et tissulaires pouvant mener au développement de pathologies chroniques de l'épaule. Cependant, l'incidence des blessures à l'épaule étant souvent multifactorielle, il n'y a pas de consensus sur les facteurs de risque et les tests de dépistage prédictifs de ces blessures. Cette thèse avait pour objectifs d'approfondir les connaissances du fonctionnement de l'épaule lors d'efforts maximaux et répétitifs, et d'évaluer la validité diagnostique de méthodes d'évaluation de terrain visant à identifier les déficits fonctionnels des membres supérieurs. La première étude a mis en évidence le rôle important dans la stabilité de l'épaule du subscapulaire et du dentelé antérieur. De plus, l'analyse des enveloppes du signal électromyographique (EMG) suggère que les contractions excentriques et à vitesse élevée permettraient un recrutement plus rapide des muscles du complexe de l'épaule. Il semble aussi que les patrons de recrutement musculaire soient associés à l'allongement du muscle, mais que dans certains cas, ces relations diffèrent selon que le muscle agisse comme actionneur ou stabilisateur. La deuxième étude a fourni des informations précieuses sur la cinétique de la fatigue chez les muscles du complexe de l'épaule lors de rotations internes et externes maximales dynamiques répétées. Le grand pectoral, le deltoïde médian, le trapèze supérieur, l'infra-épineux et le subscapulaire présentaient des signes de fatigue, en particulier durant leur phase agoniste, ce qui était associé à une diminution du couple maximal développé. La fatigue des muscles périscapulaires et de la coiffe des rotateurs suggèrent que la stabilité de l'épaule pourrait être compromise en présence d'une fatigue aiguë et augmenter le risque d'abutement de l'épaule. Finalement, le troisième article et les résultats complémentaires suggèrent que le *Kerlan-Jobe orthopaedic clinic shoulder and elbow score* est un outil de dépistage intéressant pour identifier les athlètes blessés à l'épaule, mais que le *Closed kinetic chain upper extremity stability test* ne devrait pas être utilisé de façon autonome à cet effet. L'utilisation d'un algorithme de *k*-moyennes a notamment permis d'identifier les athlètes souffrant d'une blessure avec plus de précision que l'utilisation de valeurs de seuil. En bref, les résultats de cette thèse suggèrent l'inclusion progressive d'un entraînement

excentrique à grande vitesse et le développement des capacité d'endurance musculaire des muscles périscapulaires et de la coiffe des rotateurs dans les programmes de rééducation et de renforcement de l'épaule. De plus, la combinaison des méthodes de transformation temps-fréquence du signal EMG et la cartographie paramétrique statistique permettent d'analyser les changements de la fréquence médiane instantanée lors de contractions dynamiques, ce qui pourrait s'appliquer à de futures études sur la fatigue musculaire lors de répétitions de mouvements sportifs. Enfin, il y a toujours un besoin de développer des mesures de performance pour le haut du corps ayant une bonne validité diagnostique. Le recours à des méthodes d'apprentissage automatique pourrait améliorer les protocoles de dépistage des blessures chroniques à l'épaule chez les athlètes en sports aquatiques et d'armée du bras en permettant aux intervenants de prendre des décisions basées sur l'interprétation multifactorielle et non linéaire des mesures cliniques, autodéclarées et de performance.

**Mots-clés:** Électromyographie; Épaule; Subscapulaire; Coiffe des rotateurs; Isocinétique; Temps-fréquence; Cartographie paramétrique statistique; Analyse non linéaire; Armée du bras; *K*-moyennes

## Abstract

In athletes competing in aquatic or overhead sports, chronic shoulder injuries are a major obstacle to performance and are among the most common injuries. The repetitive shoulder rotations required by these sports can cause kinematic and muscular adaptations that can lead to the development of chronic injuries at the shoulder. However, since the incidence of shoulder injuries is often multifactorial, there is no consensus on the risk factors and the best predictive screening tests for these injuries. The objectives of this thesis were to deepen the knowledge about shoulder function during maximal and repetitive efforts, and to evaluate the diagnostic validity of field evaluation methods aimed at identifying functional deficits of the upper limbs. The first study highlighted the important role in shoulder stability of the subscapular and serratus anterior. In addition, analysis of the electromyographic envelopes (EMG) suggests that eccentric and high speed contractions would allow faster recruitment of shoulder girdle muscles. It also appears that muscle recruitment patterns are associated with muscle lengthening, yet in some cases, these relationships differ depending on whether the muscle acts as prime mover or stabilizer. The second study provided valuable information on the kinetics of fatigue in the muscles of the shoulder girdle during repeated dynamic internal and external maximal rotations. The pectoralis major, medial deltoid, superior trapezius, infraspinatus and subscapularis showed signs of fatigue, particularly during their agonist phase, which was associated with a decrease in the maximum developed torque. Fatigue in the periscapular and rotator cuff muscles suggest that shoulder stability may be compromised in the presence of acute fatigue and could increase the risk of shoulder impingement. Finally, the third article and the complementary results suggest that the *Kerlan-Jobe orthopaedic clinic shoulder and elbow score* is an interesting screening tool to identify athletes with a shoulder injury, but that the *Closed kinetic chain upper extremity stability test* should not be used as a stand-alone test for this purpose. In particular, the use of a *k*-means algorithm made it possible to identify injured athletes more accurately than by using cut-off criteria. In short, the results of this thesis suggest to gradually include eccentric high-speed exercises and to develop the muscular endurance capacity of the scapular and rotator cuff muscles as part of rehabilitation and shoulder strengthening programs. In addition, the combination of EMG time-frequency transformation methods and statistical parametric mapping allows analysis

of changes in instantaneous median power frequency during dynamic contractions which could be applicable to future studies monitoring muscle fatigue during repetitive sport movements. Finally, there is still a need to develop physical performance measures of the shoulder with good diagnostic validity. The use of machine learning methods could improve detection of chronic shoulder injuries in aquatic and overhead athletes by allowing clinicians to make decisions based on a multifactorial and nonlinear interpretation of clinical, self-reported and performance measures.

**Keywords:** Electromyography; Shoulder; Subscapularis; Rotator cuff; Isokinetics; Time-frequency; Statistical parametric mapping; Nonlinear analysis; Overhead; *K*-means

# Table des matières

	<b>Page</b>
<b>Résumé</b>	<b>ii</b>
<b>Abstract</b>	<b>iv</b>
<b>Table des matières</b>	<b>vi</b>
<b>Liste des tableaux</b>	<b>ix</b>
<b>Liste des figures</b>	<b>x</b>
<b>Liste des sigles</b>	<b>xv</b>
<b>Remerciements</b>	<b>xviii</b>
<b>Introduction</b>	<b>1</b>
<b>1 Revue de la littérature</b>	<b>5</b>
1.1 Épidémiologie des blessures à l'épaule . . . . .	5
1.2 Patrons musculaires à l'épaule . . . . .	11
1.3 Évaluation de la force musculaire à l'épaule . . . . .	27
1.4 Adaptations à la fatigue . . . . .	34
1.5 Le dépistage des blessures à l'épaule . . . . .	49
1.6 Synthèse de la revue et pistes de réflexion . . . . .	66
1.7 Objectifs de la thèse . . . . .	69
<b>2 ARTICLE 1: Patrons d'activité musculaire à l'épaule</b>	<b>71</b>
Résumé . . . . .	72
Abstract . . . . .	73
2.1 Introduction . . . . .	74
2.2 Methods . . . . .	76

2.3	Results . . . . .	80
2.4	Discussion . . . . .	83
2.5	Conclusions . . . . .	88
2.6	Supplementary Material . . . . .	90
<b>3</b>	<b>ARTICLE 2: Évolution de la fatigue musculaire à l'épaule lors d'efforts maximaux répétés</b>	<b>91</b>
	Résumé . . . . .	92
	Abstract . . . . .	93
3.1	Introduction . . . . .	94
3.2	Methods . . . . .	96
3.3	Results . . . . .	100
3.4	Discussion . . . . .	103
3.5	Conclusions . . . . .	107
<b>4</b>	<b>ARTICLE 3: Identification des blessures à l'épaule chez des athlètes féminines</b>	<b>108</b>
	Résumé . . . . .	109
	Abstract . . . . .	110
4.1	Introduction . . . . .	111
4.2	Methods . . . . .	113
4.3	Results . . . . .	115
4.4	Discussion . . . . .	118
4.5	Conclusions . . . . .	120
4.6	Practical implications . . . . .	121
4.7	Supplementary Materials . . . . .	122
<b>5</b>	<b>Résultats complémentaires</b>	<b>123</b>
5.1	Introduction . . . . .	123
5.2	Méthode . . . . .	124
5.3	Résultats . . . . .	126
5.4	Discussion . . . . .	128

5.5	Conclusion . . . . .	132
<b>6</b>	<b>Discussion générale et perspectives</b>	<b>134</b>
6.1	La fonction de l'épaule lors d'efforts maximaux . . . . .	135
6.2	Pertinence des tests de dépistage . . . . .	143
6.3	Limites et perspectives . . . . .	149
	<b>Conclusion</b>	<b>153</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>156</b>
	<b>Annexe</b>	<b>i</b>



## Liste des tableaux

I	Ratios des couples isocinétiques en rotation externe et interne de l'épaule rapportés dans la littérature. . . . .	8
II	Tableau sommaire des études cliniques sur l'activité musculaire à l'épaule chez une population asymptomatique. . . . .	19
III	Avantages et inconvénients des différentes positions d'évaluation isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule. . . . .	30
IV	Tableau sommaire des études sur la fiabilité du CKCUEST ou sur sa validité diagnostique à prédire les blessures à l'épaule. . . . .	60
V	Tableau sommaire des études sur la fiabilité du KJOC ou sur sa validité diagnostique à prédire les blessures à l'épaule. . . . .	64
VI	Approximately 5 % of the EMG signals were removed from analysis due to technical errors. . . . .	79
VII	Mean normalized moment (N.m.kg <sup>1</sup> ) and standard deviation (SD) produced by participants, grouped by speed and type of contraction. . . . .	84
VIII	Start and end positions of the cycles where there is a significant effect of <i>Block</i> on the MDF continuum for each muscle . . . . .	101
IX	2×2 contingency tables indicating in which cluster (Injured or Not Injured) an athlete was classified and if they had suffered a shoulder injury or were healthy, using k-means clustering on KJOC data (left) and CKCUEST data (right). . . . .	115
X	Pearson <i>r</i> coefficients between CKCUEST score and the kinetic parameters obtained with the forceplate, sorted by descending order. . . . .	122
XI	<i>Rho</i> de Spearman entre les couples isocinétiques maximaux ou ratios de couples isocinétiques et la performance au CKCUEST . . . . .	127
XII	Tableau de contingence comparant la classification d'un athlète dans un regroupement ( <i>Blessées</i> ou <i>Non-Blessées</i> ) avec son état de blessure à l'épaule, obtenu en effectuant une analyse par <i>k</i> -moyennes sur les données de l'évaluation isocinétique. . . . .	128

## Liste des figures

1	Exemple de dyskinésie de la scapula. Sur le côté gauche, on peut observer que la bordure médiale de la scapula est proéminente (Type II), alors qu'à droite la pointe inférieure est visible (Type I). Image repérée à <a href="https://la-tendinite.fr/dyskinesie-omoplate-ressort.html">https://la-tendinite.fr/dyskinesie-omoplate-ressort.html</a> . . . . .	10
2	Le signal EMG représente la somme des potentiels d'action des différentes unités motrices. Ici, trois unités motrices sont illustrées (UM1, UM2, UM3), chacune possédant sa propre amplitude et fréquence de décharge (3 Hz, 5 Hz, 10 Hz). Reproduite avec autorisation de Marion [65]. . . . .	14
3	La coiffe des rotateurs comprime la tête humérale dans la cavité glénoïde. L'orientation des fibres musculaires permet aussi de créer une force de dépression résistant la force de translation vers le haut appliquée par le deltoïde. Reproduite avec autorisation de Matsen et al. [70]. . . . .	16
4	Mouvements de rotation de la scapula avec vue (A) postérieure (rotation médiale/latérale), (B) supérieure (rotation interne/externe) et (C) latérale (bascule antérieure/postérieure). Les axes de rotation sont indiqués par les ronds noirs. Reproduite et traduite avec autorisation de Borich et al. [77], [doi:10.2519/jospt.2006.2241]. Copyright © <i>Journal of Orthopaedic &amp; Sports Physical Therapy</i> <sup>®</sup> . . . . .	17
5	Phases du cycle de nage pour le style libre. Reproduite et traduite avec autorisation de Pink et al. [88]. . . . .	24
6	Phases du lancer de baseball. Reproduite avec autorisation de Escamilla et al. [95].	25
7	Exemple d'un dynamomètre isocinétique, le CONTREX <sup>®</sup> MJ de la compagnie Physiomed. . . . .	28
8	Diagramme de la vitesse en fonction de la position lors de rotations interne et externe de l'épaule pour des vitesses allant de 30 à 300 °/s. Les ronds noirs représentent le début et la fin des plateaux isocinétiques. Adapté avec autorisation de Allard et al. [106]. . . . .	32

9	Les processus physiologiques pouvant contribuer à la fatigue peuvent être séparés selon deux catégories : les processus centraux déterminant le niveau d'activation musculaire (à gauche) et les processus périphériques influençant la fonction contractile du muscle (à droite). Traduite avec autorisation de Enoka et Duchateau [113]. . . . .	36
10	Modèle proposant que la fatigue soit dérivée de deux attributs : la fatigabilité de performance et la fatigabilité perçue. Chaque attribut est lui-même influencé par 4 à 7 facteurs modulants. Traduite avec autorisation de Enoka et Duchateau [113]. . . . .	37
11	Spectre de densité de la puissance en fonction de la fréquence d'un signal EMG brut obtenu par une transformation de Fourier. Traduite avec autorisation de Medved et Cifrek [135]. . . . .	45
12	Effet de la fatigue sur le spectre fréquentiel d'un signal EMG. Traduite avec autorisation de Medved et Cifrek [135]. . . . .	46
13	Exemple d'une carte temps-fréquence obtenue suite à une transformation par ondelettes continues pour le grand pectoral moyenné sur 10 cycles de rotations interne-externe (a). On peut ensuite calculer la fréquence médiane instantanée (ligne rouge) pour chaque intervalle de temps (b). La puissance est exprimée en unités arbitraires.	47
14	Exemple de la méthode proposé par Karlsson et al. [126] pour calculer la fréquence médiane lors de contractions cycliques. Reproduite avec autorisation de Karlsson et al. [126]. . . . .	48
15	Représentation schématique des données de Hewett et al. [144] illustrant la relation entre le moment d'abduction du genou et le risque de blessure au ligament croisé antérieur (LCA) et l'influence de la valeur de seuil sur la sensibilité et la spécificité. Les traits A, B et C indique trois alternatives de valeur de seuil. À noter que la proportion relative d'athlètes blessés (n=9) par rapport aux non-blessés (n=196) n'est pas à l'échelle, car chaque athlète blessé est dépeint par un personnage en taille pleine. Traduite avec autorisation de Bahr [143]. . . . .	53
16	Modèle conceptuel de l'évaluation fonctionnelle. Traduite avec autorisation de Reiman et Manske [147]. . . . .	56

17	Position initiale et intermédiaire du CKCUEST. L'objectif du test est de compléter le plus d'allers-retours en 15 s. . . . .	58
18	Placement of the surface and intramuscular EMG sensors: 1- Supraspinatus, 2- Infraspinatus, 3- Subscapularis, 4- Pectoralis Major, 5- Latissimus Dorsi, 6- Upper Trapezius, 7- Middle Trapezius, 8- Lower Trapezius, 9- Posterior Deltoid, 10- Middle Deltoid, 11- Serratus Anterior. . . . .	77
19	Participants were seated and secured with a security belt on the Contrex® MJ (a). Blocks of dense foam were placed between the seat and the participant's back to avoid any contact between the seat and the EMG sensors (b). . . . .	78
20	Boxplots of the peak EMG activation of the shoulder girdle muscles during the various conditions. The pectoralis major and latissimus dorsi were more active during IR and IX than ER and EX while on the contrary, middle and posterior deltoids, upper, middle and lower trapezius, supraspinatus and infraspinatus were more active in the external rotation conditions, at both velocities. The subscapularis and serratus anterior were the only muscles recruited to at least moderate activity in all conditions, at both speeds. Dots represent outlier values ( $>$ median + 1.58 interquartile range) while the black diamond and line range represent mean and 95% Confidence Interval. . . . .	81
21	EMG envelopes for each muscle during the various internal rotation conditions. Line type indicates type of contraction; IR-60 (solid), IX-60 (dash-dotted), IR-240 (dashed), IX-240 (dotted). Significant differences in time histories of EMG envelopes from posthoc SPM analysis are denoted by the black lines: IR-60 vs IX-60 (a); IR-60 vs IR-240 (b); IR-60 vs IX-240 (c); IX-60 vs IR-240 (d); IX-60 vs IX-240 (e); IR-240 vs IX-240 (f). Only muscles with significant differences are represented.	83

22 EMG envelopes for each muscle during the various external rotation conditions. Line type indicates type of contraction; ER-60 (solid), EX-60 (dash-dotted), ER-240 (dashed), EX-240 (dotted). Significant differences in time histories of EMG envelopes from posthoc SPM analysis are denoted by the black lines: ER-60 vs EX-60 (a); ER-60 vs ER-240 (b); ER-60 vs EX-240 (c); EX-60 vs ER-240 (d); EX-60 vs EX-240 (e); ER-240 vs EX-240 (f). Only muscles with significant differences are represented. . . . . 90

23 Picture representing the position of a participant installed and secured to the dynamometer. . . . . 98

24 Boxplot of average peak torque per 10-repetition *Blocks* for internal rotation (IR, red) and external rotation (ER, blue). Black diamonds and line ranges represent the group mean and 95% confidence interval of the mean. . . . . 100

25 Average instantaneous MDF per *Block* across the normalized continuum of IR-ER cycles for each muscle. The red boxes indicate the zones where there is an effect of *Block*. Horizontal black lines at the bottom of each subplot inform on the post-hoc analysis results. Note that the scales of the y-axis were adapted for each subplot. . . 102

26 Average EMG activation levels per *Block* across the normalized continuum of IR-ER cycles for each muscle. Note that the scales of the y-axis were adapted for each subplot. . . . . 103

27 Effect size (point) and 95% CI (line range) between *Injured* and *Non-Injured* clusters' centroids sorted in descending order for the KJOC data. A negative effect size indicates a higher Z-score for the *Non-Injured* cluster. . . . . 116

28 Effect size (point) and 95% CI (line range) between *Injured* and *Non-Injured* clusters' centroids sorted in descending order for the CKCUEST data. A positive effect size indicates a higher Z-score for the *Injured* cluster and vice-versa. GRF, peak ground reaction force; TTP, time to peak ground reaction force; RFD, rate of force development; D, dominant arm; N-D, non-dominant arm. . . . . 117

29	Nuage de points entre les variables ayant une corrélation significative avec le score au CKCUEST. a) Ratio fonctionnel non dominant à 60 °/s, b) Ratio excentrique dominant à 240 °/s et c) Ratio fonctionnel dominant à 240°/s. Le trait bleu et la zone ombragée représentent la droite de régression linéaire et son intervalle de confiance à 95 %, respectivement. . . . .	126
30	Taille d'effet (point) et intervalle de confiance à 95 % (ligne) entre les centroïdes des regroupements <i>Blessées</i> et <i>Non-Blessées</i> , classés par ordre descendant, pour les variables de couple isocinétique. Un effet négatif indique un score Z plus petit pour le groupe <i>Non-Blessées</i> et vice-versa. IR, rotation interne concentrique ; IX, rotation interne excentrique ; ER, rotation externe concentrique ; EX, rotation externe excentrique ; 60, vitesse de 60 °/s ; 240, vitesse de 240 °/s ; D, épaule dominante ; N-D, épaule non dominante. . . . .	129
31	Taille d'effet (point) et intervalle de confiance à 95 % (ligne) entre les centroïdes des regroupements <i>Blessées</i> et <i>Non-Blessées</i> , classés par ordre descendant, pour les ratios de couple isocinétique. Un effet négatif indique un score Z plus petit pour le groupe <i>Non-Blessées</i> et vice-versa. Con, ratio concentrique; Exc, ratio excentrique; Fonc, ratio fonctionnel; 60, vitesse de 60 °/s; 240, vitesse de 240 °/s; D, épaule dominante; N-D, épaule non dominante. . . . .	130
32	Exercice de réhabilitation <i>pushup-plus</i> . Reproduite avec autorisation de Escamilla et al. [72]. . . . .	145
33	Première page du <i>Kerlan-Jobe orthopaedic clinic shoulder and elbow score</i> , développé par Alberta et al. [154], recueillant des informations démographiques et concernant l'historique de blessures des athlètes. . . . .	i
34	Deuxième page du <i>Kerlan-Jobe orthopaedic clinic shoulder and elbow score</i> , développé par Alberta et al. [154], comprenant les 10 questions évaluées sur 10 à l'aide d'une échelle analogique visuelle et utilisées pour calculer le score composite. . . . .	ii

## Liste des sigles

1D: *1-dimensional*

CIO: Comité International Olympique

CKCUEST: *Closed kinetic chain upper extremity stability test*

DOR: *diagnostic odds ratio* / rapport des chances

EMG: électromyographie / *Electromyography*

ER: *concentric external rotation* / rotation externe concentrique

EX: *eccentric external rotation* / rotation externe excentrique

GRF: *peak ground reaction force*

KJOC: *Kerlan-Jobe orthopaedic clinic shoulder and elbow score*

IR: *concentric internal rotation* / rotation interne concentrique

IX: *eccentric internal rotation* / rotation interne excentrique

MDF: *median power frequency* / Fréquence médiane de puissance

MNF: *mean power frequency* / Fréquence moyenne de puissance

MVA: *maximal voluntary activation* / activation maximale volontaire

MVIC: *maximal voluntary isometric contraction*

PPM: *physical performance measures*

RE/RI: ratio des couples en rotation externe et interne de l'épaule

RFD: *rate of force development*

ROC: *receiver operator characteristic* / courbe d'efficacité des récepteurs

RoM: *range of motion* / amplitude de mouvement

RV+ ou LR+: ratio de vraisemblance positif / *positive likelihood ratio*

RV- ou LR-: ratio de vraisemblance négatif / *negative likelihood ratio*

SPM: *statistical parametric mapping* / cartographie paramétrique statistique

SRM: *self-report measures*

TTP: *time to peak ground reaction force*





*Life is for living forwards.*

*The main reason we quit is because we look at how far we have to go.*

*Instead, celebrate how far you have come. Celebrate what you are achieving on your path forward.*

– Adam Kreek, *Olympian, Entrepreneur, Adventurer, Author*

## Remerciements

C'est vraiment un cocktail de sentiments que je ressens à l'idée de terminer ma thèse doctorale. D'un côté, c'est un immense soulagement que d'enfin terminer ce long chapitre de ma vie. À l'opposé, je serai toujours nostalgique des bons moments passés avec toute l'équipe du S2M lors de ces 4 dernières années. J'étais parti pour 3, ça en aura pris 4... quoiqu'il en soit, j'aurai eu beaucoup de plaisir à vivre cette aventure, même si par moments ça semblait le contraire!

Cette thèse n'aurait probablement jamais vu le jour sans la confiance et le support de mes deux directeurs. Si vous m'aviez demandé il y a de ça 5 ans, 10 ans, 15 ans si un jour je ferais un doctorat, je vous aurais répondu "Non, jamais de la vie." Encore aujourd'hui quand on me demande pourquoi je me suis lancé dans un doctorat, je ne sais jamais trop quoi répondre. Pour une raison un peu obscure, je me suis laissé convaincre par ces deux passionnés de la science et du sport que ça serait une bonne idée! J'ai toujours aimé connaître le *pourquoi* de la réponse à la question et ils ont définitivement touché une corde sensible de mon bagage de joueur de handball en proposant un projet sur les blessures à l'épaule...

Je me considère très chanceux d'avoir pu être encadré par les deux excellents professeurs-chercheurs que sont Jonathan et Mickaël. Leurs deux personnalités et méthodes de travail complémentaires m'auront permis de réaliser ce bel accomplissement... dans un délai raisonnable... et sans y perdre ma jeunesse... ok peut-être un peu. D'un côté il y a Jonathan, avec toujours mille et une idées d'analyses, de tests, de pistes de réflexion, mais aussi mille et une opportunités à proposer ; un doctorat par-ci, une charge de cours par-là, une conférence à gauche, une nouvelle application à droite. À chaque fois que je sortais de son bureau, j'avais plus de questions que de réponses. Si c'était frustrant par moment, ça m'aura définitivement forcé à réfléchir et n'aura rendu cette thèse que meilleure. De l'autre côté, il y a Mickaël, le bourreau de travail, celui qui *met la pression*. Cette thèse serait probablement toujours en cours si Mickaël n'avait pas été là pour me recentrer sur l'important, dans la vie comme dans la science, et pour me saluer de ses "Quoi de neuf?" quotidiens. À eux deux, ils étaient vraiment le mariage parfait entre **variabilité** et **précision** (de la mesure).

J'en profite aussi pour remercier mes nombreux collègues du laboratoire S2M qui m'auront aider

au cours des diverses étapes de cette thèse et qui surtout, auront fait en sorte que l'aventure n'en était que plus plaisante! Merci à Pat pour avoir été mon premier mentor sur MatLab et pour ton assistance dans le démarrage du projet. Un immense merci à notre Benjamin national pour tout le support technique, mais aussi pour toutes les discussions philosophiques et tournois de beach handball. Merci à Ariane pour tous les rires et les activités sociales qui m'auront gardé sain d'esprit pendant ces 4 années. Merci à mes collègues doctorants ; Romain pour avoir été mon premier et seul partenaire de R, pour tous les échanges de codes et pour toutes les discussions sur tout et rien ; Benoît, mon seul véritable voisin de bureau, pour me rappeler qu'il y a des choses plus importantes que la science dans la vie ; Colombe, pour les continuel messages de support, de confiance, de motivation et pour me forcer à toujours voir le bon côté des choses, même quand j'en n'avais pas envie. Merci aussi à Fabien pour ton assistance des plus précieuses sur le deuxième article et pour le support moral dans les derniers milles. Merci à Alexandre d'avoir instauré les jeudis pâtisseries, qui ont fait en sorte qu'il y avait toujours au moins 1 journée de pur délice par semaine. À tous les autres que je passe ou oublie (Marjolaine, Marion, Gauthier, Maryam, Rami, Yosra, Élodie, etc.), que vous ayez été là 3 mois, 6 mois ou 3 ans, encore merci d'avoir rendu cette aventure des plus enrichissantes.

Finalement, cette thèse est aussi le fruit de l'amour et du support inconditionnel de ma formidable femme Alex. Pendant 4 ans, elle s'est assurée de toujours me remonter le moral, que ce soit par ses mots ou sa simple présence. Elle a aussi *écouté/fait semblant d'écouter*, avec un *réel/faux* intérêt, mes nombreux monologues sur mes innombrables *frustrations/satisfactions* de programmation, d'analyse et d'écriture. Elle m'aura aussi forcé à respecter les échéanciers en étant sans cesse exaspérée de mon apparente (et parfois véritable) procrastination. Elle est toujours la première à vouloir me mettre sur un piédestal et annoncer au monde entier à quel point elle est fière de moi (même quand pour moi c'est un petit détail) et je lui en suis éternellement reconnaissant. Je t'aime plus que tout! Voilà mon amour, c'est vraiment fini!!!!

# Introduction

*Citius, Altius, Fortius*. Plus vite, plus haut, plus fort!

Les athlètes de haut niveau passent des heures et des heures à s’entraîner selon cette devise olympique afin de sans cesse se dépasser. Mais plus les heures d’entraînement augmentent, plus le risque de développer une blessure augmente. Les blessures à l’épaule sont parmi les blessures les plus courantes dans les sports aquatiques (natation, nage synchronisée, water-polo) et les sports dits d’armée du bras (handball, baseball, tennis, volleyball), particulièrement au niveau élite [1, 2, 3, 4]. Nous savons que ces blessures, souvent dues à la surutilisation [5, 6], peuvent avoir un effet négatif sur la capacité des athlètes à s’entraîner et à performer en compétition [7, 8]. Comme le rapportent Wright et al. [9], les blessures au membre supérieur représentaient de 18 à 21 % des blessures survenues en pratique ou compétition à travers 15 sports de la *National Collegiate Athletic Association* (NCAA) sur une période de 16 ans. Dans les sports d’armée du bras, la prévalence des blessures est encore plus grande. Webster et al. [10] ont rapporté un taux d’incidence des blessures à l’épaule entre 36 et 38 % chez les athlètes de water-polo. Chez les athlètes en natation, Wright et al. [9] rapportent que 34 à 67 % des athlètes de niveau collégial se plaignent de douleurs à l’épaule au cours d’une saison. Scovazzo et al. [11] ont aussi rapporté que 66 % des nageurs élités montraient des signes de problèmes à l’épaule. Des taux de prévalence similaires ont été rapportés en handball, avec 17 à 52 % des joueurs et joueuses de la ligue élite de Norvège souffrant de problèmes à l’épaule au cours de leur saison [1, 5, 12]. Dans 13 à 16 % des cas, les douleurs ou problèmes à l’épaule chez les athlètes de handball sont considérés comme substantiels par ces derniers [1]. Globalement, il est estimé qu’au cours de leur carrière, jusqu’à 30 % des athlètes participant dans un sport aquatique ou d’armée du bras souffriront à un moment ou un autre d’une blessure chronique à l’épaule [9]. La prévalence élevée de blessures à l’épaule dans ces sports a motivé l’attention particulière dirigée vers la prévention et l’identification des facteurs de risques prédisposant un athlète aux blessures chroniques à l’épaule, au cours des dernières années.

La connaissance des facteurs qui prédisposent un athlète à la douleur à l’épaule peut contribuer à l’élaboration de plans de prévention et la réduction de l’incidence des blessures à l’épaule. De

nombreuses études cliniques ont suggéré que le développement de la douleur à l'épaule pourrait être associé à: une mobilité altérée de l'épaule dominante d'un athlète [13], une dyskinésie scapulaire [14], ou des déséquilibres musculaires au niveau des muscles de la coiffe des rotateurs [15], entre autres. Le problème est que l'épaule est une articulation très complexe. Le développement des blessures chroniques à l'épaule est donc souvent multifactoriel, faisant en sorte qu'il n'y a pas encore de consensus sur les facteurs de risque pouvant prédire une blessure chronique à l'épaule chez ces groupes d'athlètes. Une revue systématique récente a notamment rapporté que les évidences sur les potentiels facteurs de risques de blessures à l'épaule étaient limitées et que plusieurs de ces facteurs étaient non modifiables (ex: le sexe) [16]. La pratique sportive intensive entraîne nécessairement des adaptations musculaires et tissulaires qui modifient les patrons moteurs *normaux*. Autant ces adaptations peuvent augmenter le risque de blessure, autant certaines d'entre elles pourraient être bénéfiques à la performance, ce qui pourrait aussi expliquer en partie l'absence de consensus. La grande majorité des études cliniques qui se sont attardées à l'évaluation des patrons musculaires à l'épaule ont évalué ces derniers lors d'exercices isométriques ou concentriques à basse vitesse, et avec une charge ou résistance sous-maximale. Par contre, les actions sportives sollicitant l'épaule sont souvent exécutées à vitesse élevée et impliquent aussi des contractions excentriques importantes. Des travaux suggèrent que la cinématique scapulaire [17] et le niveau d'activation des deltoïdes et de la coiffe des rotateurs [18] sont modifiés lorsque la vitesse de mouvement augmente. Il serait donc pertinent d'approfondir les connaissances sur les effets de la vitesse d'exécution et le type de contraction afin de mieux comprendre les possibles modulations des patrons musculaires à l'épaule lors de la pratique sportive. Une meilleure compréhension des modulations *normales* pourrait aider à mieux comprendre le risque et aider à la prévention des blessures à l'épaule chez les athlètes en sports aquatiques de d'armée du bras.

Il est également possible que la fatigue musculaire soit un facteur de risque dans l'apparition de blessures chroniques à l'épaule. Les muscles entourant l'épaule ayant des rôles importants dans la mobilité et la stabilité de cette articulation, la capacité à maintenir la posture, la force et les patrons musculaires optimaux peut être altérés lorsqu'un état de fatigue survient [19]. Par exemple, Ebaugh et al. [20] ont identifié des modifications de la pseudo-articulation scapulo-thoracique suivant un protocole de fatigue chez des sujets sains. Les muscles scapulaires et gléno-huméraux sont inter-

dépendants, de sorte qu'une altération de la dynamique de la scapula pourrait prédisposer la coiffe des rotateurs aux blessures. Cependant, nous disposons de peu d'information concernant la cinétique de la fatigue des muscles à l'épaule lors d'efforts dynamiques répétés à haute intensité. En effet, la littérature concernant les adaptation cinématique et musculaire à la fatigue aigüe se rapporte surtout à la répétition de mouvements lents et/ou à faible résistance alors que les actions sportives sont effectuées à haute vitesse et requiert une grande production de force comme soulevé plus haut. De plus, les adaptations musculaires à la fatigue sont souvent observées lors de contractions isométriques et après la tâche menant à la fatigue, entre autres en raison des défis reliés à l'analyse du spectre fréquentiel du signal électromyographique lors d'efforts dynamiques. Par contre, Tse et al. [21] ont rapporté que des modifications reliées à la fatigue au niveau de l'activité musculaire et de la cinématique pouvaient survenir sans pour autant que la performance soit affectée. Il y a donc un manque à combler au niveau de l'analyse du développement de la fatigue aigüe *in-situ*, lors de mouvements dynamiques maximaux répétés. Les connaissances supplémentaires sur la progression de la fatigue chez les différents muscles du complexe de l'épaule pourraient être utiles au niveau de la planification de l'entraînement dans l'optique de prévenir les blessures à l'épaule associées à la fatigue.

Ultimement, si on désire prévenir les blessures chroniques à l'épaule, il faudra déterminer les meilleurs outils de dépistage. L'incidence des blessures à l'épaule étant multifactorielle, une combinaison de tests permettra d'obtenir une vue d'ensemble du profil de risque de l'athlète. Par contre, les contraintes de temps, de disponibilité et d'argent ainsi que les défis reliés à l'analyse des résultats font qu'il est souvent moins avantageux de faire appel aux évaluations en laboratoire. En effet, si d'un côté l'évaluation de la fonction de l'épaule en laboratoire, permet d'obtenir des mesures précises et offre beaucoup de possibilités, elle est souvent coûteuse, peu accessible et prend beaucoup de temps. Pour ces raisons, l'évaluation fonctionnelle par le biais de tests cliniques ou de performance à faible coût est recommandée [22]. Cependant, à ce jour il n'existe aucun test de terrain capable d'identifier avec précision les athlètes blessés ou à risque de blessure à l'épaule [23]. Dans certain cas, il n'existe pas d'évidences solides sur la validité du test. Dans d'autres cas, le chevauchement des réponses entre les athlètes blessés et les athlètes sains fait en sorte qu'il est difficile de déterminer un point de coupure mettant l'athlète à risque. Finalement, peu

de tests s'intéressant à l'évaluation de la fonction de l'épaule ont été proposés dans la littérature, en comparaison à l'évaluation des blessures au membre inférieur. En résumé, il est nécessaire d'évaluer la validité diagnostique de certains tests de dépistage ayant été précédemment proposé dans la littérature et/ou de développer de meilleurs outils de dépistage. Ce faisant, les évidences de telles recherches pourraient aider le personnel de soutien aux athlètes à choisir les protocoles d'évaluation les plus pertinents pour identifier les athlètes à risque de blessure à l'épaule.

Donc, cette thèse vise à améliorer le dépistage des blessures chroniques à l'épaule chez les athlètes de sports aquatiques et d'armée du bras. À cet effet, on cherchera d'abord à approfondir les connaissances sur la fonction de l'épaule lors d'efforts maximaux répétés, notamment l'effet de la vitesse, du type de contraction et de la fatigue aiguë sur les patrons musculaires à l'épaule par l'entremise de mesures en laboratoire. Ensuite, on s'attardera à déterminer la validité diagnostique des certains tests de terrain afin de contribuer au développement de protocoles de dépistage efficaces et accessibles. La revue de littérature suivante fera un sommaire de la littérature ayant trait à l'épidémiologie (1.1), aux patrons musculaires (1.2), aux adaptations à la fatigue (1.4) et au dépistage des blessures à l'épaule (1.5). Par la suite, trois articles ayant été publiés dans des journaux avec évaluation par les pairs seront présentés (sections 2, 3 et 4) puis suivra quelques résultats complémentaires (section 5). On terminera avec une discussion générale des résultats et une présentation des perspectives futures de recherche (section 6).

# 1 Revue de la littérature

## 1.1 Épidémiologie des blessures à l'épaule

La présente section fera un sommaire des types de blessures à l'épaule les plus courantes (1.1.1) dans les sports aquatiques et d'armée du bras, puis présentera les principaux facteurs de risques (1.1.2) associés au développement de ces blessures.

### 1.1.1 Pathologies communes à l'épaule

Avant de s'attarder aux principaux facteurs de risque des blessures à l'épaule, définissons d'abord plus en détail les principales sources de douleur à l'épaule chez les athlètes de sports aquatiques et d'armée du bras. Les principales blessures associées aux douleurs à l'épaule chez ces athlètes sont les tendinopathies (ou déchirures) de la coiffe des rotateurs et les atteintes au labrum [24, 25, 26]. Par exemple, Sein et al. [27] ont observé des changements reliés à la présence de tendinopathie légère à modérée sur les images prises par résonance magnétique de 36 des 52 nageurs qu'ils ont évalués. De plus, les images de 14 nageurs indiquaient un épaississement du tendon du supra-épineux, et 23 avaient des dommages ou une déchirure du labrum. Ces observations ont été confirmées récemment par Rodeo et al. [28] qui ont évalué par échographie les deux épaules de 46 nageurs sur l'équipe olympique américaine. Au total, 72 % des épaules évaluées présentaient des signes de tendinose du biceps, 96 % de tendinose du supra- ou infra-épineux et 44 % présentaient une dégénération du labrum. Ces blessures peuvent être causées par des mécanismes intrinsèques (ex : dégénération de la coiffe des rotateurs avec l'âge) ou extrinsèques (forces de compression ou de cisaillement) [29]. Dans le cas de la pratique sportive, on peut supposer que les mécanismes de nature extrinsèque ont un impact beaucoup plus important sur l'incidence de ces blessures en raison des efforts répétitifs imposés à l'épaule et des adaptations qui en résultent. En effet, les mouvements répétitifs de rotation de l'épaule demandés par la pratique de ces sports peuvent provoquer des adaptations cinématiques et tissulaires qui, lorsque combinées à une technique déficiente, à la fatigue ou à une charge d'entraînement élevée, peuvent mener au développement de pathologies chroniques de l'épaule [30].



Notamment, deux pathologies de l'épaule ayant une définition plus large peuvent être directement reliées au développement des blessures ci-haut : l'abutement de l'épaule et l'instabilité multidirectionnelle de l'articulation gléno-humérale.

L'abutement de l'épaule est l'atteinte à l'épaule la plus commune et se différencie sous deux catégories : l'abutement interne et l'abutement externe. L'abutement interne est l'atteinte des tendons de la coiffe des rotateurs sur leur surface articulaire, c'est-à-dire la surface inférieure en contact avec la tête humérale [31]. Lorsque l'épaule se retrouve dans une position à 90° d'abduction et 90° de rotation externe (par exemple dans la position d'armement du lancer), les tendons du supra-épineux et de l'infra-épineux glissent postérieurement et peuvent se retrouver pincés ou comprimés entre la tête humérale et le rebord postérosupérieur de la cavité glénoïde [31]. Les athlètes souffrant d'abutement interne présentent souvent une douleur postérieure lorsque le bras est au-dessus de la tête et cette pathologie est typiquement associée aux microtraumatismes répétitifs de la capsule gléno-humérale antérieure ou à un manque de rétraction scapulaire [32, 33]. L'abutement externe quant à lui est la conséquence directe de la compression des tendons de la coiffe des rotateurs entre la tête humérale et la surface inférieure du complexe acromial (acromion, ligament coraco-acromial, processus coracoïde et articulation acromio-claviculaire) lorsque l'espace sous-acromial est réduit [29]. Des facteurs anatomiques (ex : forme de l'acromion) peuvent prédisposer un athlète à l'abutement sous-acromial, mais c'est l'exposition à une activité répétitive amenant une surutilisation des muscles de la coiffe des rotateurs et du biceps qui entraîne le développement des tendinopathies [29].

Parallèlement, l'abutement externe peut être secondaire à une instabilité de l'articulation gléno-humérale : l'augmentation de la translation antérieure et/ou supérieure de la tête humérale lors des mouvements de l'épaule provoque alors une compression des tendons du biceps et de la coiffe et peut entraîner le développement de tendinopathies à moyen ou long terme [31]. L'instabilité multidirectionnelle, aussi appelée micro-instabilité, est le résultat des microtraumatismes répétitifs au complexe gléno-huméral, en particulier à la capsule antérieure, causées par la pratique intensive d'une activité sollicitant l'épaule [34, 35]. Chez le nageur de haut niveau par exemple, cette instabilité de l'épaule est influencée par la présence d'une certaine laxité de l'articulation, qui peut être innée (hypermobilité articulaire générale) ou acquise en réponse au stimulus d'entraînement [36].

L'efficacité de la prévention et de la réhabilitation des pathologies de l'épaule chez l'athlète de sport aquatique ou d'armée du bras repose sur une connaissance approfondie des structures et phénomènes biomécaniques assurant la stabilité de cette articulation et des adaptations à l'entraînement pouvant les altérer. La section suivante fera le résumé des divers facteurs assurant cette stabilité et des modifications causées par l'entraînement. On s'attardera entre autres à l'équilibre musculaire, le contrôle scapulaire et la fatigue.

## **1.1.2 Facteurs de risque des blessures chroniques à l'épaule**

### **1.1.2.1 Équilibre musculaire de l'articulation gléno-humérale**

La pratique de sports aquatiques et d'armée du bras peut causer un débalancement des couples articulaires en rotation interne et rotation externe de l'épaule. Le ratio des couples en rotation externe et interne de l'épaule (RE/RI) est donc une mesure couramment rapportée dans la littérature pour mettre en évidence les adaptations musculaires causées par la pratique sportive. De façon générale, les athlètes impliqués dans un sport aquatique ou d'armée du bras présentent un ratio RE/RI plus petit que des sujets contrôles. Par exemple, plusieurs auteurs ont observé une augmentation de la force en rotation interne chez les nageurs en comparaison à des non-nageurs, ce qui se traduit par une diminution du ratio de force RE/RI [37, 38, 39, 40]. Il a été suggéré que ce débalancement musculaire pourrait compromettre la stabilité glénohumérale [41].

**Tableau I: Ratios des couples isocinétiques en rotation externe et interne de l'épaule rapportés dans la littérature.**

Auteurs	Population	Ratios
McMaster, Long, et Caiozzo [42]	15 joueurs de water-polo et 10 contrôles, sujets sains	ER/IR Water-polo : 61 % (30 °/s) ; 55 % (180 °/s) ER/IR Contrôles : 74-78 % (30 °/s) ; 65 % (180 °/s)
McMaster, Long, et Caiozzo [40]	10 nageurs et 14 contrôles	ER/IR Nageurs : 63 % (30 °/s) ; 45 % (180 °/s) ER/IR Contrôles : 74 % (30 °/s) ; 58 % (180 °/s)
Beach, Whitney, et Dickoff-Hoffman [43]	32 nageurs universitaires, sains et Sympt	ER/IR : 70 ± 9 % (60 °/s)
Scoville et al. [44]	75 étudiants collégiaux sains	ER/IR : 66 % ; EX/IR : 108 % (90 °/s)
Bak et Magnusson [45]	15 nageurs élites (7 sains, 8 blessés)	Blessés : ER/IR, 83 % ; EX/IX, 71 % ; EX/IR, 108 % (30 °/s) Sains : ER/IR, 66 % ; EX/IX, 67 % ; EX/IR, 86 % (30 °/s)
Noffal [15]	16 joueurs de baseball Div1 et 43 étudiants collégiaux	Baseball : ER/IR, 65 % ; EX/IR, 117 % (300 °/s) Étudiants : ER/IR, 75 % ; EX/IR, 137 % (300 °/s)
Gozlan et al. [39]	42 athlètes dans sports d'armée de bras	ER/IR : 31-50 % (60 °/s) ; 32-41 % (180 °/s)
Yildiz et al. [46]	40 cadets impliqués dans sports d'armée de bras	ER/IR : 66 % ; EX/IR : 103-119 % (90 °/s)
Andrade et al. [47]	27 joueuses de handball, Asympt	ER/IR D : 79 % (60 °/s) ; 82 % (180 °/s) ; 81 % (300 °/s) ER/IR N-D : 84 % (60 °/s) ; 85 % (180 °/s) ; 85 % (300 °/s) EX/IR D : 121 % (180 °/s) ; 154 % (300 °/s) EX/IR N-D : 132 % (180 °/s) ; 181 % (300 °/s)
Batalha et al. [37]	20 nageurs, 16 contrôles (14-15 ans)	ER/IR Nageurs : 71-79 % (60 °/s) ; 69-77 % (180 °/s) ER/IR Contrôles : 96 % (60 °/s) ; 100 % (180 °/s)
Batalha et al. [48]	27 nageurs, 22 contrôles (14-15 ans)	ER/IR Nageurs : 70-79 % (60 °/s) ; 69-75 % (180 °/s) ER/IR Contrôles : 94 % (60 °/s) ; 98 % (180 °/s)
Aguado-Henche et al. [49]	26 athlètes en nage synchronisée (12-14 ans)	ER/IR D : 72 % (60 °/s) ; 65 % (180 °/s) ER/IR N-D : 78 % (60 °/s) ; 75 % (180 °/s)
Zanca, Oliveira, Saccol, Ejnisman, et al. [50]	21 athlètes de sport d'armée de bras Sympt, 25 athlètes de sport d'armée de bras Asympt et 21 contrôles	EX/IR Sympt: 101 % (90 °/s) ; 106 % (180 °/s) EX/IR Asympt: 92 % (90 °/s) ; 97 % (180 °/s) EX/IR Contrôles: 105 % (90 °/s) ; 114 % (180 °/s)

**Abbreviations :**

ER/IR, ratios de couples en rotation externe concentrique et rotation interne concentrique de l'épaule ; EX/IX, ratio de couples en rotation externe excentrique et rotation interne excentrique de l'épaule ; EX/IR, ratio des couples en rotation externe excentrique et rotation interne concentrique de l'épaule ; D, bras dominant ; N-D, bras non dominant ; Asympt, asymptomatiques ; Sympt, symptomatiques

Ellenbecker et Davies [51] ont suggéré que le ratio optimal pour prévenir les blessures à l'épaule se situait entre 66 et 75 %. Comme on peut le voir dans le Tableau I, la valeur des ratios RE/RI varie grandement d'une population à l'autre, allant de 31 % [39] à 100 % [37]. Certains auteurs ont proposé de s'attarder au ratio du couple en rotation externe excentrique sur le couple en rotation interne concentrique, aussi appelé ratio fonctionnel, étant donné l'importance des actions excentriques des muscles de la coiffe sur la stabilité de l'épaule lors, par exemple, d'un lancer [45, 46, 47, 50]. On peut observer dans le Tableau I que ce ratio se situe normalement entre 86 et 132 %. Tout comme le ratio RE/RI concentrique, le ratio fonctionnel est en théorie plus petit chez les populations sportives en raison d'un couple en rotation interne plus grand, mais Zanca et al. [50] n'ont entre autres montré aucune différence entre des athlètes de sports d'armée du bras symptomatiques et des sujets contrôles.

À ce jour, il n'existe par contre aucun lien clair entre la diminution du ratio de couple RE/RI (tant concentrique que fonctionnel) et le risque de blessure à l'épaule. Byram et al. [52] ont montré une association entre la diminution du ratio RE/RI pré-saison et le développement de blessures à l'épaule chez des lanceurs professionnels de baseball. Similairement, Beach et al. [43] ont rapporté une diminution de l'endurance en rotation externe chez les nageurs blessés à l'épaule. Par contre, Moraes, Faria et Teixeira-Salmela [53] n'ont trouvé aucune différence significative dans le ratio RE/RI entre des sujets souffrant d'abutement de l'épaule et des sujets sains. Bak et Magnusson [45] ont même noté une diminution de la force en rotation interne et un ratio RE/RI plus élevé chez les nageurs blessés en comparaison avec un groupe de nageurs sains. L'absence d'étude longitudinale sur le risque de blessure à l'épaule chez des nageurs fait qu'il est impossible de déterminer si les différences de ratio entre les athlètes blessés et ceux sains sont la cause ou une conséquence des pathologies associées.

### **1.1.2.2 Contrôle de l'articulation scapulo-thoracique**

La scapula joue un rôle très important dans la fonction du complexe de l'épaule : elle sert d'attache aux muscles stabilisateurs de l'articulation glénohumérale, ses mouvements dans les trois plans permettent de maintenir un alignement optimal de l'articulation, et elle sert de lien proximo-distal



**Figure 1:** Exemple de dyskinésie de la scapula. Sur le côté gauche, on peut observer que la bordure médiale de la scapula est proéminente (Type II), alors qu'à droite la pointe inférieure est visible (Type I). Image repérée à <https://la-tendinite.fr/dyskinesie-omoplate-ressort.html>.

pour transférer l'énergie produite par le bas du corps et le tronc vers le membre supérieur [14]. La dyskinésie de la scapula est définie comme une altération dans le positionnement ou le mouvement de la scapula [54] (voir Figure 1). La prévalence de la dyskinésie de la scapula chez les athlètes de sports sollicitant l'épaule est d'environ 61 % [55]. Malgré que la dyskinésie soit présente chez virtuellement tous les athlètes lanceurs blessés [56], elle est aussi présente chez des sujets sains [55, 57]. Maor et al. [57] ont rapporté une prévalence de 30 % chez un groupe de nageurs élités. Les mécanismes de la dyskinésie peuvent être de nature passive ou neuromusculaire. Par exemple, un raccourcissement du petit pectoral peut placer la scapula en basculement antérieur au repos, augmenter la rotation interne de celle-ci lors de l'élévation du bras et diminuer le basculement postérieur lorsque le bras est au-dessus de la tête [29]. De même, une posture cyphotique exagérée de la colonne thoracique peut diminuer le basculement postérieur de la scapula, réduisant l'espace sous-acromial, ce qui augmente le risque d'abutement externe de la coiffe des rotateurs [29]. De l'autre côté, la stabilité et la cinématique de la scapula sont presque entièrement assurées par le contrôle musculaire des muscles s'y rattachant, en particulier le dentelé antérieur, et les trapèzes supérieur, moyen et inférieur [58]. Ces muscles permettent entre autres la rotation latérale, la rotation externe, le basculement postérieur et la protraction de la scapula [29]. Une déficience du contrôle musculaire de ces muscles, provoquée par une diminution de performance ou une fatigue à l'entraînement, pourrait causer une plus grande instabilité gléno-humérale et augmenter le risque de blessure chez l'athlète [30].

### 1.1.2.3 Fatigue et surutilisation

Il est généralement accepté que les mouvements répétitifs et/ou la surutilisation contribuent au développement des blessures à l'épaule. Selon une étude de la NCAA [59], de 44.4 à 63.7 % des blessures chez les nageurs sont causées par une surutilisation. Les nageurs peuvent faire jusqu'à 9 miles par jour, ce qui représente 2500 révolutions de l'épaule [4]. Par contre, comme ce ne sont pas tous les athlètes qui développent une blessure, la surutilisation doit être combinée à une autre dysfonction [41]. Notamment, la fatigue aigüe qui se développe en réponse aux mouvements répétitifs de rotation de l'épaule peut compromettre la capacité à maintenir la posture, la force et les patrons musculaires optimaux nécessaires à la performance et à la prévention de blessure [19]. Les aspects en lien avec les adaptations cinématiques et musculaires en présence de fatigue seront discutés à la section 1.4.

À la lumière des paragraphes précédents, il apparaît donc clair que les blessures à l'épaule sont communes dans les sports aquatiques et d'armée du bras et méritent une attention particulière au niveau de la prévention. Plusieurs facteurs de risque potentiels ont été suggérés dans la littérature, mais le lien avec les blessures est encore méconnu. La stabilité des articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique semble particulièrement importante et étant principalement assurée par les muscles entourant l'épaule, il apparaît important de bien comprendre les patrons musculaires assurant cette stabilité.

## 1.2 Patrons musculaires à l'épaule

Le complexe de l'épaule est composé de trois articulations synoviales (sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et gléno-humérale) et de la *pseudo-articulation* scapulo-thoracique (au sens où cette articulation n'a pas de cartilage, membrane synoviale ou capsule [60]). Les actions concertées de ces quatre articulations procurent une énorme amplitude de mouvement à l'épaule. Bien qu'une certaine stabilité passive soit assurée par des structures et phénomènes biomécaniques tels la congruence osseuse entre la tête humérale et la cavité glénoïde, le labrum, les ligaments gléno-huméraux, la capsule articulaire et la pression intra-articulaire négative [61], la stabilité dynamique est princi-

pablement assurée par les actions des muscles qui l'entourent [62, 51]. Dans la littérature, plusieurs caractéristiques motrices, anatomiques et biomécaniques ont été associées au rôle de muscles stabilisateurs, mais les caractéristiques clés semblent être le contrôle par anticipation et rétroaction, la co-contraction musculaire et les patrons de recrutement musculaires, selon une revue de Sangwan et al. [63]. Ces mécanismes contribuent directement à l'augmentation de la rigidité articulaire, et donc de la stabilité. Au niveau clinique, l'évaluation des patrons de recrutement musculaire assurant la stabilité et la performance du complexe de l'épaule peut notamment être réalisée en mesurant l'activité musculaire à l'épaule à l'aide de l'électromyographie (EMG). L'évaluation par le biais de l'EMG permet notamment de déterminer quels muscles sont recrutés lors de divers mouvements, à quelle intensité et à quel moment. Après une courte revue des principes de l'EMG (1.2.1), nous ferons une revue des rôles des muscles de l'épaule (1.2.2) puis présenterons les patrons musculaires normaux et anormaux dans le sport (1.2.3).

### **1.2.1 Mesure de l'activité musculaire à l'épaule**

Lors d'une contraction musculaire, une commande motrice est transmise aux fibres musculaires par le système nerveux via un motoneurone. Chaque motoneurone innerve un ensemble de fibres musculaires, ce qui constitue une unité motrice. À la jonction neuromusculaire, ce motoneurone relâche le neurotransmetteur acétylcholine qui va modifier la perméabilité de la membrane musculaire et provoquer une variation du gradient électrochimique entre les milieux intra- et extra-cellulaire. Si un certain seuil d'excitabilité est atteint, une dépolarisation rapide, appelée potentiel d'action, survient et se propage le long de la fibre musculaire, entraînant une cascade d'événements cellulaires menant à la contraction du muscle. La fréquence des potentiels d'action générés par un motoneurone (sommation temporelle) et le nombre d'unités motrices recrutées (sommation spatiale) vont déterminer la force de contraction qui sera générée par le muscle. L'électromyographie (EMG) mesure la somme des potentiels d'action des différentes unités motrices et permet donc une description qualitative (actif ou inactif) et quantitative (intensité) de l'activité musculaire lors d'un mouvement (voir Figure 2).

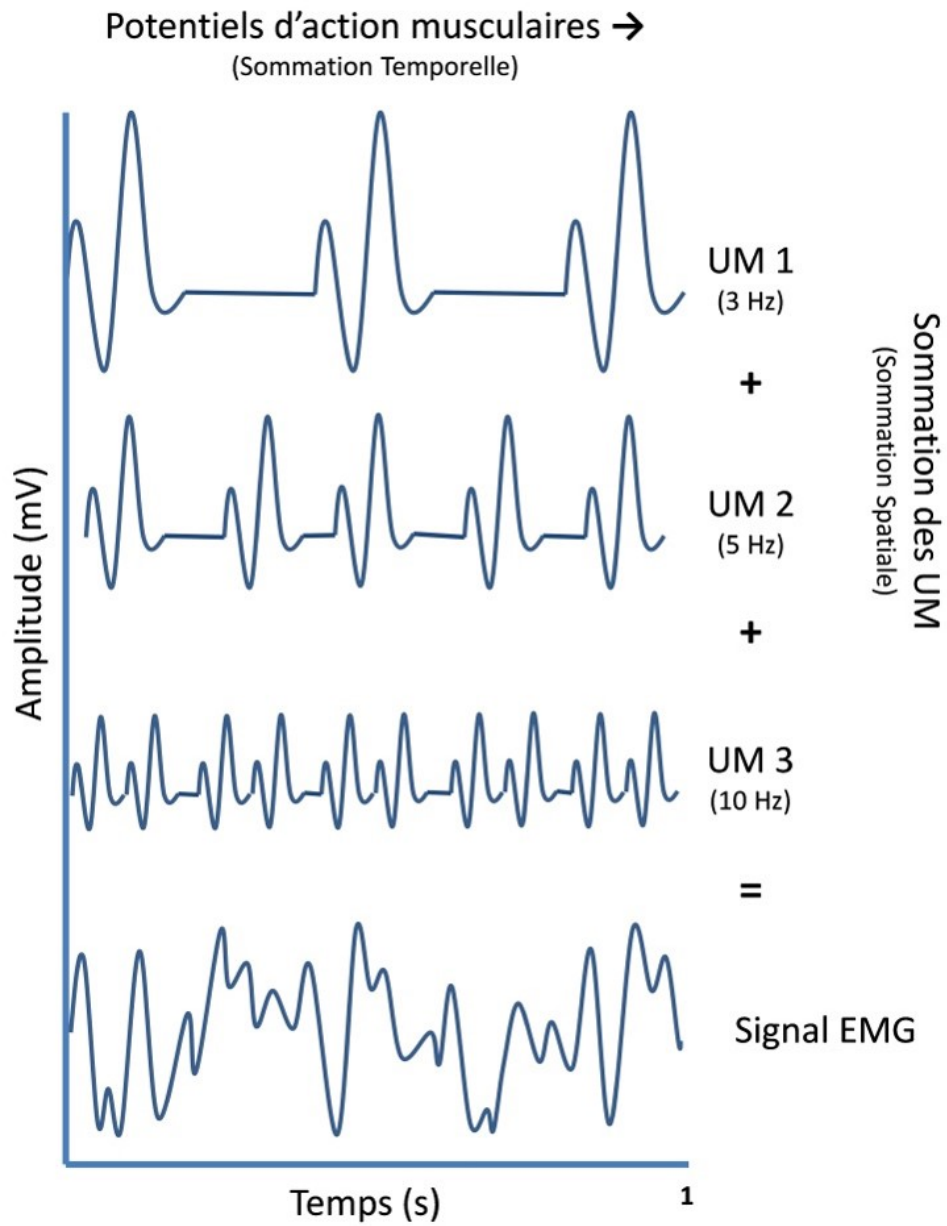
Les signaux électromyographiques peuvent être détectés par des capteurs de surface ou des électrodes intramusculaires. Alors que l'EMG de surface est valide et fiable pour mesurer l'activité

musculaire des muscles superficiels (ex : deltoïdes, grand pectoral, etc.), l'EMG intra-musculaire est nécessaire pour mesurer avec précision l'activité musculaire des muscles profonds, tels les muscles de la coiffe des rotateurs à l'épaule (supra-épineux, infra-épineux, petit rond et subscapulaire). L'utilisation d'électrodes intramusculaires a certains avantages par rapport à l'EMG de surface, notamment une meilleure sensibilité, l'accès aux muscles profonds et une faible préoccupation du *crosstalk* (erreur de mesure causée par la détection de l'activité musculaire de muscles adjacents) [64]. En revanche, la technique présente aussi plusieurs désavantages comme la petite zone de détection, la difficulté de valider la position exacte de l'électrode dans le muscle, l'impossibilité de repositionner l'électrode et sa nature invasive pouvant causer un léger inconfort [64]. Ces inconvénients peuvent expliquer que, malgré le fait qu'une vaste littérature existe sur les patrons d'activation musculaire des muscles de l'épaule lors de divers mouvements de réhabilitation, de musculation ou de mouvements spécifiques au sport, un faible nombre d'études ont mesuré l'activité musculaire des muscles de la coiffe des rotateurs. Pourtant, il est généralement admis que ces derniers jouent un rôle stabilisateur important lors des mouvements dynamiques de l'épaule. Les sections suivantes rapporteront les principales connaissances sur les patrons d'activation musculaire à l'épaule.

### **1.2.2 Anatomie fonctionnelle des muscles de l'épaule**

Plusieurs études cliniques ont étudié le rôle des nombreux muscles entourant le complexe de l'épaule, notamment en ce qui concerne la stabilité et la mobilité des articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique (le Tableau II présente un sommaire d'une grande partie de ces études). Il y a d'abord les muscles gléno-huméraux, c'est-à-dire les muscles contribuant directement à la stabilité et la mobilité de l'articulation gléno-humérale. Ces muscles ont leur origine et insertion sur la scapula et l'humérus et incluent les trois chefs du deltoïde (antérieur, médian et postérieur), ainsi que le supra-épineux, l'infra-épineux, le subscapulaire et le petit rond communément groupés sous le terme de coiffe des rotateurs. Le grand rond et le coracobrachial sont aussi des muscles gléno-huméraux, mais ceux-ci (avec le petit rond) ont été très peu étudiés en raison des nombreux défis de mesure de l'EMG pour ces muscles, notamment leur profondeur et la difficulté à insérer des électrodes intramusculaires,

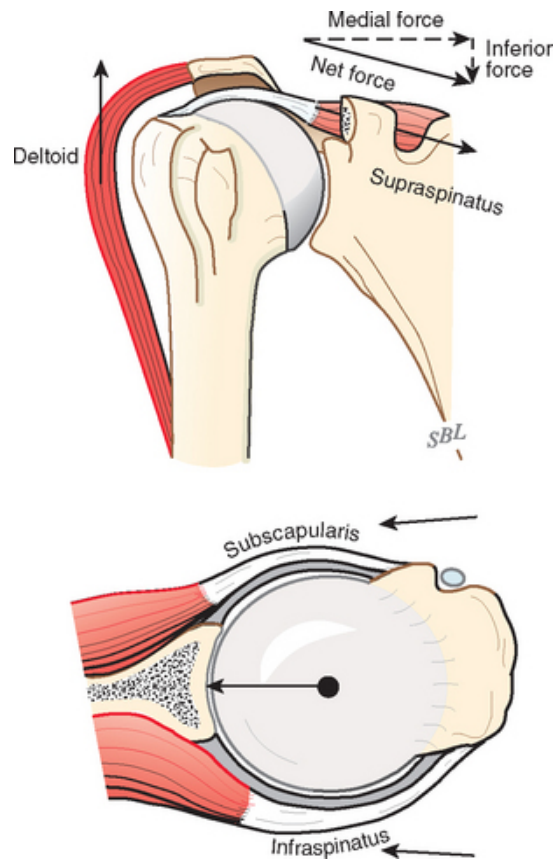




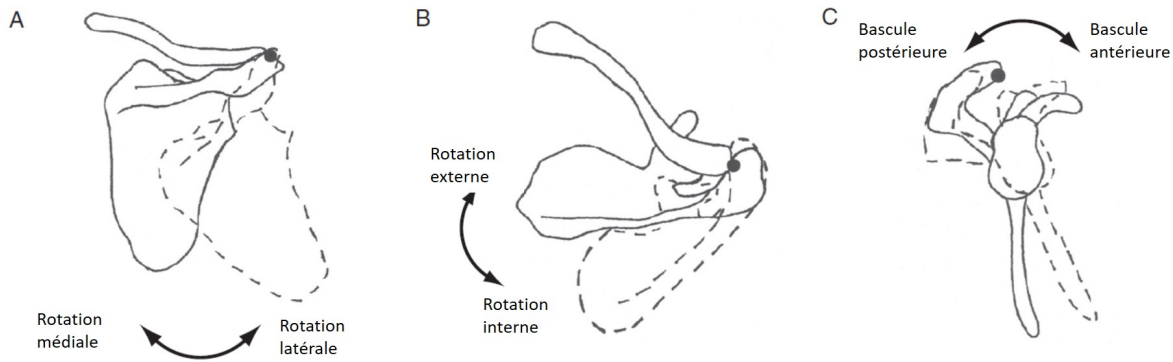
**Figure 2:** Le signal EMG représente la somme des potentiels d'action des différentes unités motrices. Ici, trois unités motrices sont illustrées (UM1, UM2, UM3), chacune possédant sa propre amplitude et fréquence de décharge (3 Hz, 5 Hz, 10 Hz). Reproduite avec autorisation de Marion [65].

et ne seront donc pas discutés ici. Les deltoïdes sont principalement responsables de la flexion (chef antérieur), de l'abduction (chef médian) et de l'extension (chef postérieur) du bras [66, 67, 68]. Les deltoïdes étant superficiels, les bras de levier de ces muscles font en sorte que lors de tâches d'élévation du bras, ils exercent une force de traction vers le haut sur la tête humérale [69, 70] (Figure 3). Si elle n'est pas contrée, cette force de traction pourrait entraîner une translation supérieure de la tête humérale et causer un abutement externe. C'est ici qu'entrent en scène les muscles de la coiffe des rotateurs. En effet, ces muscles ont pour rôle de limiter la translation de la tête humérale dans la cavité glénoïde lors des mouvements dynamiques de l'épaule [71]. Leurs petits bras de levier permettent de comprimer la tête humérale dans la cavité glénoïde et l'orientation de leurs fibres (pour l'infra-épineux et le subscapulaire notamment) permet d'exercer une force de traction vers le bas, assurant ainsi la stabilité de l'articulation [71, 67, 72] (Figure 3). Les muscles de la coiffe des rotateurs peuvent également agir comme principaux actionneurs, notamment lors des mouvements de rotation interne et externe de l'épaule [62, 71, 73] et comme abducteur en début de mouvement d'élévation dans le cas du supra-épineux [66].

Il y a ensuite les muscles périscapulaires qui contribuent au positionnement et à la stabilité de la scapula sur la cage thoracique. Les principaux muscles étudiés appartenant à cette catégorie sont les trapèzes supérieur, moyen et inférieur ainsi que le dentelé antérieur. Les rhomboïdes et l'élévateur de la scapula sont aussi des muscles périscapulaires, mais ceux-ci ont été très peu étudiés en raison des nombreux défis de mesure de l'EMG pour ces muscles, notamment leur profondeur et la difficulté à insérer des électrodes intramusculaires, et ne seront donc pas discutés ici. En ajustant le positionnement de la scapula lors des divers mouvements de l'épaule, les muscles périscapulaires permettent de maintenir un alignement optimal entre la cavité glénoïde et la tête humérale. Cet alignement maximise la congruence entre les deux surfaces articulaires et procure ainsi une base stable pour les mouvements gléno-huméraux, comme le rapporte Phadke et al. [74] dans leur revue. Les muscles périscapulaires contribuent donc aux mouvements de rotation de la scapula dans les trois plans : la rotation latérale et médiale (axe antéropostérieur), la bascule antérieure et postérieure (axe le long de l'épine scapulaire) et la rotation interne et externe (axe vertical) La Figure 4 illustre les mouvements de rotation de la scapula et les centres de rotation respectifs. Le trapèze supérieur contribue principalement à l'élévation de la scapula durant les mouvements d'élévation de l'épaule [72]. Le trapèze



**Figure 3:** La coiffe des rotateurs comprime la tête humérale dans la cavité glénoïde. L'orientation des fibres musculaires permet aussi de créer une force de dépression résistant la force de translation vers le haut appliquée par le deltoïde. Reproduite avec autorisation de Matsen et al. [70].



**Figure 4:** Mouvements de rotation de la scapula avec vue (A) postérieure (rotation médiale/latérale), (B) supérieure (rotation interne/externe) et (C) latérale (bascule antérieure/postérieure). Les axes de rotation sont indiqués par les ronds noirs. Reproduite et traduite avec autorisation de Borich et al. [77], [doi:10.2519/jospt.2006.2241]. Copyright © *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*<sup>®</sup>.

moyen permet surtout la stabilisation médiane de la scapula par le biais d'une rotation interne et d'une rétraction de la scapula [72, 75]. Le trapèze inférieur, quant à lui, assiste le trapèze moyen pour la rotation interne de la scapula et contribue à la rotation latérale et à la bascule postérieure cette dernière avec le dentelé antérieur [74, 72]. Le dentelé antérieur est un important stabilisateur de la scapula. L'orientation de ses fibres musculaires lui procure un avantage mécanique important pour la rotation latérale et la bascule postérieure [74, 76]. Les muscles périscapulaires sont surtout recrutés lors des efforts en rotation externe de l'épaule, probablement afin procurer une base solide aux muscles de la coiffe des rotateurs [62]. Certains auteurs suggèrent aussi que les muscles périscapulaires, notamment le dentelé antérieur, pourraient contribuer à la force en rotation externe de l'épaule lorsque l'élévation de l'épaule augmente [76]. Heuberer et al. [67] ont aussi rapporté une activité musculaire plus élevée des muscles périscapulaires lors de contractions sous-maximales dynamiques en rotation externe à des angles d'élévation de l'épaule plus élevés.

Finalement, il ne faut pas oublier les muscles pluri-articulaires, ces muscles qui traversent plus d'une articulation, dont l'articulation gléno-humérale. Parmi ces muscles, on retrouve le grand pectoral et le grand dorsal, deux puissants adducteurs de l'épaule. Le grand pectoral et le grand dorsal sont surtout considérés comme principaux actionneurs de l'épaule lors des mouvements d'adduction, adduction horizontale et extension de l'épaule. Par contre, des travaux récents suggèrent que dans certains cas, ces muscles superficiels pourraient contribuer à la stabilisation de

l'épaule. Blache et al. [78] ont observé une co-contraction élevée des deltoïdes antérieur, médian et postérieur ainsi que du grand pectoral et du grand dorsal durant une tâche de manutention ce qui pourrait indiquer une tentative d'augmenter la raideur, ou stabilité articulaire. Le grand pectoral et le grand dorsal contribuent aussi de façon importante à la rotation interne de l'épaule, Heuberer et al. [67] suggérant même qu'il soit un rotateur interne plus fort que le subscapulaire. Alizadehkhayat et al. [79] ont aussi observé une activité musculaire élevée des ces muscles lors d'exercices de rotation interne sous-maximaux. Le biceps et le triceps brachial sont les principaux fléchisseurs et extenseurs du coude, mais leurs longs chefs traversent l'articulation de l'épaule et tirent leur origine de la scapula. Certaines évidences montrent que le long chef du biceps assiste à la dépression de la tête humérale durant l'abduction de l'épaule [80]. Le triceps brachial peut aussi contribuer à la stabilisation gléno-humérale en exerçant une force compressive sur la tête humérale dans la cavité glénoïde lors de l'abduction du bras. La contribution de ces deux muscles aux mouvements de l'épaule est toutefois négligeable lorsque comparée aux autres muscles traversant l'épaule.

**Tableau II:** Tableau sommaire des études cliniques sur l'activité musculaire à l'épaule chez une population asymptomatique.

Auteurs	Population et Mouvements	Muscles <sup>1,2</sup>	Observations
Townsend et al. [66]	15 H, sujets sains ; 17 exercices de réhabilitation spécifique à l'épaule, poids léger, lentement	AD, MD, PD, PM, LD, (Sub), (Sup), (Inf), (Tm)	AD et MD activés lors des élévations de l'épaule, PD recruté pour ABD horizontale et extension ; Sup contribue à l'élévation du bras ; Inf et Tm recrutés en ABD horizontale et RE ; Sub et Inf contribuent à la stabilisation lors des mouvements d'élévation
Kadaba et al. [81]	6 sujets sains ; RI isométrique à 0° et 90° ABD	(Sub S), (Sub I)	Activité musculaire de Sub S maintenue ou diminuée entre 0° et 90° ABD ; activité de Sub I plus élevée à 90° que 0° ABD
David et al. [73]	15 H, 2 épaules (30 épaules) ; RI et RE concentrique et excentrique à 60 et 180 °/s	Sup, Inf, Bi, AD, MD, PD, PM, (Sub)	Coiffe des rotateurs pré-activée avant début du mouvement ; Patrons d'activation musculaire différents selon direction de la rotation mais similaire entre types de contraction
Decker et al. [82]	15 (9 H, 6 F) sains ; Dynamic hug, forward punch, diagonale, pushup plus, RI à 0, 45 et 90° ABD, 10 répétitions sous-max, tempo = 54 bpm	LD, TM, PM, Inf, Sup (Sub S), (Sub I)	Sub S plus actif à angles d'ABD plus élevés, vice-versa pour Sub I ; RI active bien Sub et minimise activité Sup ; Pushup plus, diagonal et RI activent Sub davantage
Suenaga, Minami, et Fujisawa [83]	8 H sains, épaule droite ; RI isométrique à 0° ABD, 90° ABD, 135° élévation et lift-off test	PM, AD, MD, PD, LD, (Sup), (Inf), (Sub)	Activité élevée du Sub dans toutes les positions de RI ; Les autres muscles montrent une diminution de l'activité musculaire à 90° ABD et 135° élévation
Reinold et al. [68]	10 (5 H, 5 F) sujets sains, épaule dominante ; Exercices de réhabilitation : mouvements d'ABD horizontale en décubitus ventral et RE à 0° et 90° ABD dans divers plans, tempo = 0.60 bpm, haltère de 2.2 kg	(Sup), (Inf), (Tm), (PD), (MD)	RE couché sur côté offre la meilleure activation des muscles étudiés ; ABD horizontale recrute davantage PD, MD et Sup

**Tableau II: (suite)**

Auteurs	Population et Mouvements	Muscles <sup>1,2</sup>	Observations
Cools, Declercq et al. [84]	69 athlètes (39 blessés, 30 sains), 2 épaules ; ABD et ADD isocinétique 120 °/s, RI-RE isocinétique 60 °/s, 45° ABD dans le plan scapulaire	UT, MT, LT	UT augmenté et MT diminué chez les athlètes blessés ; MT est le plus activé lors de la RE ; LT activé à plus de 50 % MVA ; Ratio UT/MT et UT/LT plus élevés chez blessés, traduit par hyperactivité de UT et diminution de LT (ABD) et MT (RE)
Cools, Dewitte et al. [75]	45 (20 H, 25 F) sujets sains ; 12 exercices de réhabilitation, tempo = 3 s par phase de contraction, poids de 1 à 5 kg selon l'exercice, le sexe et la masse	UT, MT, LT, SA	RE et flexion couchée sur le côté et ABD horizontale et extension en décubitus ventral favorisent le recrutement du LT et MT avec un faible recrutement de UT
Dark, Ginn et Halaki [85]	15 (11 F, 4 H) sujets sains, épaule non-dominante ; RI et RE à 0° ABD ; 10-20 %, 45-55 % et 60-70 % MVIC	PD, (Sup), (Inf), (Sub), (LD), (PM)	Sub et PM activés de façon similaire en RI (16-51 % MVA) ; Peu d'activité musculaire en excentrique ; Activité musculaire augmente de façon similaire pour tous les muscles lorsque la force augmente
Escamilla et al. [72] (Revue)	Exercices avec élastiques, haltères ou poids du corps (sous-max)		Force par Sub et Inf servent à contrer les forces de translation supérieure des deltoïdes lors de l'ABD ; SA et muscles périscapulaires contribuent à la bascule postérieure, adduction et rotation latérale de la scapula
Phadke, Camargo et Ludewig [74] (Revue)	Élévation du bras, modification des patrons musculaire en présence du syndrome d'accrochage		SA contribue à la rotation latérale, la bascule postérieure et la rotation interne de la scapula ; MT est stabilisateur médian de la scapula ; LT assiste à la stabilisation et la rotation latérale de la scapula ; coiffe des rotateurs résiste la translation supérieure de la tête humérale et contribue à RE ; deltoïdes principaux actionneurs pour l'élévation du bras

**Tableau II: (suite)**

Auteurs	Population et Mouvements	Muscles <sup>1,2</sup>	Observations
Boettcher, Cathers et Ginn [62]	15 sujets sains ; RI et RE isométrique à 20-30-40-50-60 % MVA	UT, AD, MD, PD, PM, (Sup), (Inf), (Sub S), (Sub I), (SA), (MT), (LT), (LD)	Activité musculaire augmente en fonction de la force appliquée ; Sub plus actif en RI que RE ; Sup, Inf, SA plus actifs en RE que RI ; Les muscles de la coiffe sont les seuls pouvant générer une force de rotation isolée lorsque le membre supérieur est libre ; Muscles périscapulaires plus actifs en RE ; stabilisation de la scapula pour permettre aux muscles de la coiffe de contracter
Alizadehkhayat et al. [86]	30 (15H, 15F), sujets sains ; RE debout à 0° et 90° ABD, RE debout avec serviette sous le bras, RE à 90° ABD en décubitus ventral et RE sur le côté	AD, MD, PD,	AD, MD, Sup, UT et SA plus actifs pour RE debout à 90° ABD ; PD, MT et RM plus actifs pour RE sur le côté ; LT, LD, Sub et TM plus actifs pour RE 90° ABD en décubitus ventral
Alizadehkhayat et al. [79]	30 (15H, 15F), sujets sains ; RI à 0° et 90° ABD, RI à 135° d'élévation	UT, MT, LT, SA, TM, LD, PM, (Sup),	Coiffe des rotateurs et deltoïdes plus actifs à 90° ABD ; LD et RM plus activés à 135° d'élévation ; UT plus activé à 135° d'élévation mais MT et LT plus activés à 90° ABD
Heuberger et al. [67]	11 (2F, 9 H) sujets sains, épaule dominante ; ABD, flexion, RI et RE à 0-45-90° ABD , phase concentrique seulement, aucune charge lors des mouvements	AD, MD, PD, PM, SA, UT, MT, LT, Bi, Tri, (Sub), (Sup), (Inf), (Tm)	Sub a un rôle important en ABD et flexion de l'épaule ; PM serait un rotateur interne plus fort que Sub ; Deltoïdes et muscles périscapulaires plus actifs en RE lorsque l'angle d'élévation augmente (stabilisation du bras et de la scapula)
Sangwan, Green et Taylor [71] (Revue systématique)	Mouvements dynamiques, perturbations, mouvements fonctionnels spécifiques		Coiffe des rotateurs activée plus tôt lors de RI et RE ; Coactivation élevée du Sup et Inf, mais pas du Sub ; Activation des muscles de la coiffe surtout spécifique à la direction (Sup et Inf en RE et Sub en RI) ; Rôle de la coiffe est de limiter la translation de la tête humérale



**Tableau II: (suite)**

Auteurs	Population et Mouvements	Muscles <sup>1,2</sup>	Observations
Uga et al. [76]	20 H, épaule droite, sains ; RE isométrique maximale à 0-45-90-135° d'élévation dans le plan scapulaire	SA, Inf, UT, MT, LT	Inf moins actif lorsque l'élévation augmente ; SA semble générer de la force en rotation externe lorsque l'épaule est élevée
Henning, Plummer et Oliver [87]	22 F, softball NCAA D1, sujets sains ; Lancers et lancers retenus avec balles de 7 oz et 12 oz	UT, MT, LT, SA	Pas de différence de recrutement entre les lancers et les lancers retenus ; activité modérée à élevée pour UT, MT et LT ; Activité très élevée pour SA

<sup>1</sup> DA, deltoïde antérieur ; DM, deltoïde médian ; DP, deltoïde postérieur ; TI, trapèze inférieur ; TM, trapèze moyen ; TS, trapèze supérieur ; GD, grand dorsal ; GP, grand pectoral ; Dent, dentelé antérieur ; RM, rhomboïde majeur ; Sup, supra-épineux ; Inf, infra-épineux ; Pr, petit rond (teres minor) ; Sub, subscapulaire ; S, supérieur ; I, inférieur

<sup>2</sup> Les muscles entre parenthèses ont été mesurés par EMG intramusculaire.

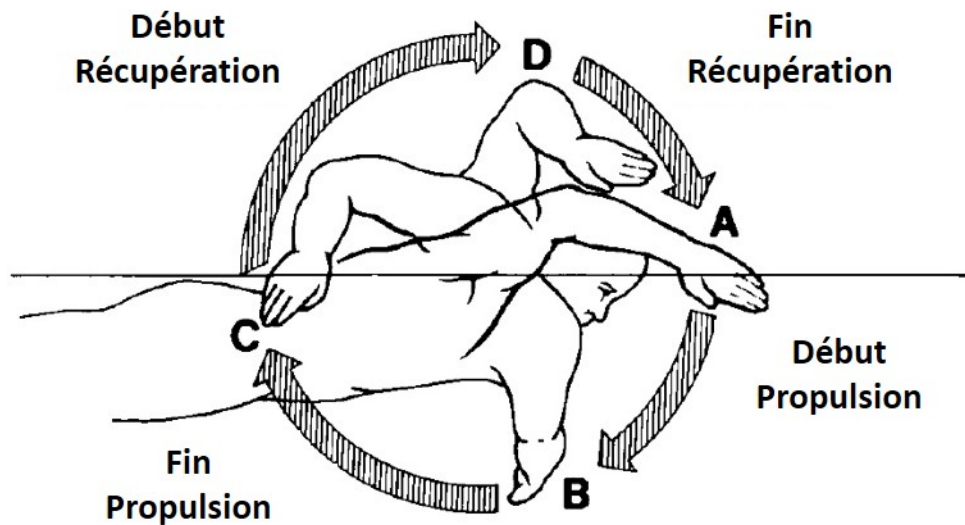
**Abbréviations :**

H, hommes ; F, femmes ; ABD, abduction ; ADD, adduction ; RI, rotation interne ; RE, rotation externe ; bpm, battements par minute ; MVA, activation maximale volontaire ; MVIC, contraction isométrique maximale volontaire

### 1.2.3 Activité musculaire à l'épaule normale et anormale

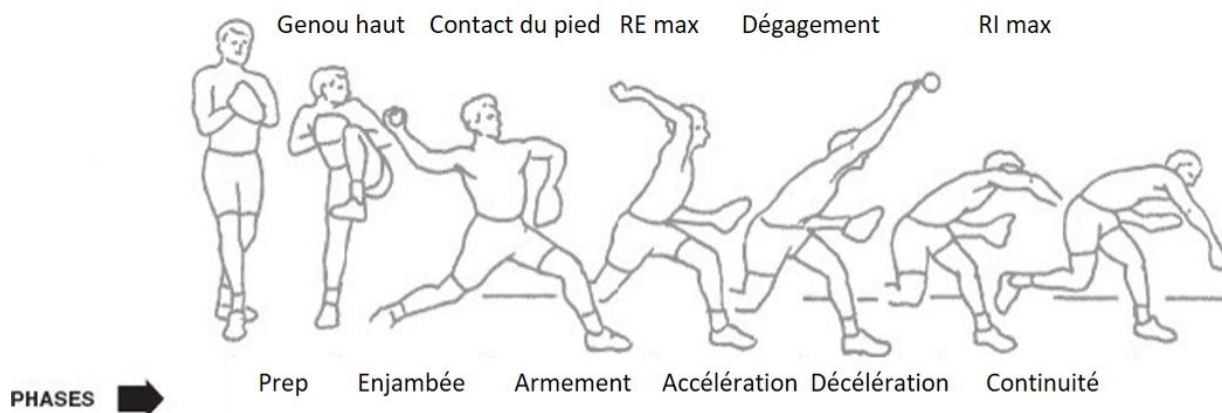
Une poignée d'études ont étudié le recrutement musculaire à l'épaule lors de mouvements sportifs. Pink et al. [88] ont décrit l'activité musculaire de 12 muscles de l'épaule auprès de 20 nageurs de niveau collégial ou maître à l'aide d'un système EMG intramusculaire. Les auteurs ont rapporté que les deltoïdes, le trapèze supérieur et les rhomboïdes étaient actifs à l'entrée et la sortie de l'eau de la main. Le grand pectoral ainsi que le grand dorsal étaient actifs pendant la phase de propulsion (*pull-through phase*, voir Figure 5). Finalement, le subscapulaire et le grand dentelé ont montré une activation continue au-dessus de 20 % de l'activité mesurée lors d'une contraction isométrique maximale volontaire, ce qui suggère qu'ils ont un rôle important au niveau de la stabilité du complexe de l'épaule. D'ailleurs, Scovazzo et al. [11] ont réalisé une étude auprès de 12 nageurs souffrant d'une blessure chronique à l'épaule et ont rapporté une diminution de l'activation du dentelé antérieur et une augmentation de l'activité des rhomboïdes durant la phase de propulsion, comparée à l'activité musculaire chez des sujets sains. De même, l'activité du subscapulaire était plus basse durant la phase de récupération chez les athlètes blessés. Ces différences dans l'activité musculaire étaient associées à une technique de nage déficiente où le bras du nageur lors de la phase de récupération était en rotation externe et avec une plus petite amplitude (*dropped elbow*), une position associée au risque d'accrochage de la coiffe. Ruwe et al. [89] ainsi que Pink et al. [90] ont aussi observé une diminution de l'activité du dentelé antérieur durant la phase de propulsion à la brasse et au style papillon, respectivement, indiquant une incapacité à stabiliser la scapula par le biais d'une rotation latérale et d'une bascule postérieure alors que les rotateurs internes de l'épaule sont actifs. Bref, il semble que les muscles périscapulaires et le subscapulaire ont un rôle important dans la stabilité de l'épaule lors du mouvement de nage.

Jobe et al. [91, 92] ont présenté des analyses qualitatives et quantitatives de l'activité musculaire à l'épaule lors du lancer de baseball. Les deltoïdes et le supra-épineux étaient recrutés durant la phase d'armement (*arm cocking*, voir Figure 6) et durant la phase de continuité (*follow-through*). Le subscapulaire et l'infra-épineux étaient recrutés à la fin de la phase d'armement et durant la phase de décélération, suggérant un rôle de stabilisation et d'ajustement de l'élévation de l'épaule [92]. Le grand pectoral et le grand dorsal sont surtout recrutés à la fin de la phase d'armement (décéléra-



**Figure 5:** Phases du cycle de nage pour le style libre. Reproduite et traduite avec autorisation de Pink et al. [88].

tion de la rotation interne) et durant la phase d'accélération, confirmant leur rôle d'actionneurs. Gowan et al. [93] ont aussi noté une activité importante du grand pectoral, du grand dorsal et du subscapulaire à la fin de la position d'armement. Les auteurs suggèrent que ce recrutement musculaire serait important pour assister les structures passives (ligament gléno-huméral inférieur et capsule) à prévenir la dislocation de l'épaule lorsque cette dernière se retrouve dans ce qui est une position vulnérable, soit une rotation externe maximale combinée à une abduction de  $90^\circ$ . Il est intéressant de noter que le dentelé antérieur est recruté en parallèle au grand pectoral et au grand dorsal et durant la phase de décélération, probablement afin de maintenir le positionnement de la scapula [92]. L'importance de la coiffe des rotateurs et des muscles périscapulaires pour assurer la stabilité de l'épaule lors du lancer est aussi confirmée par Glousman et al. [94] qui ont comparé les patrons d'activité musculaire lors du lancer de baseball chez des lanceurs sains et des lanceurs souffrant d'une instabilité à l'épaule. L'activité musculaire du subscapulaire, du grand pectoral et du grand dorsal était diminuée, en particulier à la fin de la phase d'armement et durant la phase de continuité chez les lanceurs ayant une instabilité. Cette activité musculaire réduite pourrait entraîner un plus grand stress sur les structures passives antérieures de l'épaule dans la position de rotation externe maximale et réduire l'espace sous-acromial puisque ces muscles ont un rôle important de dépression de la tête humérale. Les auteurs ont d'ailleurs aussi observé que l'activité du



**Figure 6:** Phases du lancer de baseball. Reproduite avec autorisation de Escamilla et al. [95].

supra-épineux était plus élevée (et une tendance pour l'infra-épineux) durant les phases d'armement et d'accélération, probablement pour augmenter la stabilité de l'épaule [94]. Encore une fois, on observe que comme dans le cas de la nage, les muscles de la coiffe des rotateurs et les muscles périscapulaires ont un rôle important dans la stabilité et la performance du geste sportif.

D'autres études cliniques rapportent des modifications dans l'activité musculaire de certains muscles entourant l'épaule similaires à celles décrites ci-haut en présence de pathologies de l'épaule. Notamment, de solides évidences suggèrent que une augmentation de l'activité musculaire du trapèze supérieur et une diminution de l'activité du trapèze inférieur en présence de douleurs à l'épaule [96, 84, 74]. Les revues de Phadke et al. [74] ainsi que Struyf et al. [96] rapportent aussi une diminution de l'activité musculaire du dentelé antérieur chez les individus souffrant d'abutement de l'épaule. De plus, Moraes et al. [53] suggèrent que les individus souffrant d'abutement de l'épaule présentent des délais d'activation pour tous les muscles périscapulaires lors d'élévations de l'épaule dans le plan scapulaire. L'augmentation de l'activité du trapèze supérieur, combiné à la diminution de l'activité du trapèze inférieur et du dentelé antérieur, contribuera à une diminution de la bascule postérieure de la scapula lors de l'élévation de l'épaule, ce qui est considéré comme un mécanisme pouvant causer ou aggraver le risque d'abutement de l'épaule [74]. Certaines études suggèrent aussi que l'activité musculaire de la coiffe des rotateurs est affectée en présence de pathologie à l'épaule. En effet, Reddy et al. [97] ont rapporté une diminution de l'activité de l'infra-épineux, et du sub-scapulaire dans les premiers 30° d'élévation de l'épaule chez les patients souffrant d'abutement de

l'épaule. Ces muscles ayant un rôle important de déresseur de la tête humérale, une diminution de leur activité musculaire pourrait compromettre leur capacité à prévenir la translation supérieure de la tête humérale et ainsi augmenter le risque d'accrochage. Myers et al. [98] ont confirmé ces observations : les individus souffrant d'abutement de l'épaule présentaient une coactivation des muscles de la coiffe (ratio d'activité subscapulaire/infra-épineux et supra-épineux/infra-épineux) plus petite que des sujets sains dans les premiers 30° d'élévation de l'épaule. Finalement, Hess et Richardson [99] ont observé un délai d'activation du subscapulaire lors d'une tâche de temps de réaction simulant la phase d'armement du bras pour un lancer (rotation externe) chez des lanceurs de baseball symptomatiques. Les auteurs suggèrent que ce délai d'activation du subscapulaire pourrait compromettre la capacité de ce muscle à stabiliser la tête humérale. En bref, l'activité musculaire des muscles périscapulaires et de la coiffe des rotateurs semble modifiée en présence de pathologie à l'épaule, bien qu'il soit pas clair si ces modifications sont des causes ou des compensations des douleurs à l'épaule.

Les paragraphes précédents ont mis en évidence le rôle des nombreux muscles entourant l'épaule, notamment au point de vue de la stabilité, lors de divers mouvements de réhabilitation et pour quelques mouvements sportifs. De plus, nous avons pu voir que le recrutement musculaire des muscles périscapulaires et de la coiffe des rotateurs semble modifié en présence d'une blessure ou d'instabilité à l'épaule. La grande majorité des études cliniques ont évalué les patrons musculaires à l'épaule lors d'exercices isométriques ou concentriques à basse vitesse avec une charge ou résistance sous-maximale. Cette façon de faire a pour avantage de permettre l'évaluation des patrons musculaires lors de mouvements standardisés ce qui permettra une meilleure répétabilité de la mesure. En revanche, lors d'une action de lancer ou même à la nage, les muscles de l'épaule, en particulier ceux de la coiffe des rotateurs, sont recrutés en excentrique. De plus, cette contraction excentrique doit être réalisée à vitesse élevée et implique une production de force maximale en fonction de la vitesse de l'action. Typiquement, l'activation musculaire est réduite en excentrique alors que la force augmente [100]. Par contre, ces résultats sont propres au bas du corps. De façon similaire, des travaux suggèrent que la cinématique scapulaire [17] et le niveau d'activation des deltoïdes et de la coiffe des rotateurs [18] sont modifiés lorsque la vitesse de mouvement augmente. En ce sens, l'évaluation des patrons musculaires en isométrique ou concentrique à basse vitesse fait peu de sens étant donné

que le recrutement en excentrique et à haute vitesse pourrait être modifié. Il serait plus pertinent d'évaluer les patrons de recrutement musculaire à l'épaule lors d'efforts dynamiques à vitesse élevée et intensité maximale, et ce dans des modes de contractions concentriques et excentriques.

### 1.3 Évaluation de la force musculaire à l'épaule

La section précédente a fait état du rôle des différents muscles de l'épaule dans la mobilité et la stabilité de cette articulation. Notamment, il semble que le niveau d'activité musculaire de certains muscles soit modifié en présence de pathologie à l'épaule. Comme le niveau d'activité musculaire est relié à la force produite, l'évaluation objective de ce paramètre est très importante pour la réhabilitation et la prévention des blessures à l'épaule. En milieu clinique, l'évaluation de la force musculaire est couramment réalisée de façon subjective ou à l'aide d'un dynamomètre manuel en isométrique. Ces techniques ont l'avantage d'être simples et rapides ce qui permet une évaluation globale en peu de temps [51]. Par contre, lorsque les déficits de force sont petits, la faible fiabilité de ces méthodes ne permet pas d'identifier ces changements subtils [51]. De plus, les actions sportives étant généralement dynamiques et réalisées à grande vitesse, l'évaluation isométrique de la force musculaire a une portée limitée. Pour pallier cette limitation, l'évaluation dynamique de la force sur dynamomètre isocinétique (Figure 7) est suggérée par certains auteurs comme étant la méthode la plus pertinente pour l'évaluation objective de la force musculaire dynamique [101, 102]. La validité des mesures isocinétiques est admise et est même une référence en matière d'évaluation de la force musculaire [103] et la répétabilité de la mesure est généralement élevée ( $ICC > 0.9$ ) [101]. D'abord, l'évaluation isocinétique permet de mesurer la force maximale dynamique d'une articulation isolée tout en contrôlant l'amplitude et la vitesse de mouvement. Ensuite, l'évaluation isocinétique du membre supérieur se déroule normalement en chaîne cinématique ouverte ce qui permet de minimiser les compensations possibles lors d'un test en chaîne fermée (ex : pushup) et donc de rendre l'évaluation plus précise [51]. De plus, contrairement au membre inférieur, les mouvements sportifs sont la plupart du temps effectués en chaîne cinématique ouverte ; nage, *sculling* en nage synchronisée, lancer de baseball, frappe de volleyball, service en tennis, etc., ce qui rend l'évaluation isocinétique plus spécifique. Finalement, l'évaluation peut se faire de façon concentrique et/ou excentrique, perme-



**Figure 7:** Exemple d'un dynamomètre isocinétique, le CONTREX<sup>®</sup> MJ de la compagnie Physio-med.

tant ainsi une caractérisation plus approfondie des patrons musculaires. En revanche, les mesures rapportées dans la littérature varient en fonction du dynamomètre utilisé, de la vitesse de mouvement, du type de contraction (excentrique ou concentrique) et de la position de test [104]. Les sections suivantes feront donc l'état des connaissances en ce qui a trait au choix du mouvement évalué (1.3.1), à l'influence de la posture (1.3.2) et à l'influence de la vitesse (1.3.3) sur les mesures réalisées sur dynamomètre isocinétique.

### 1.3.1 Choix du mouvement

Contrairement à d'autres articulations ayant un seul degré de liberté, tels le coude ou le genou, les trois degrés de liberté de l'épaule font en sorte qu'il n'existe pas de position d'évaluation unanimement utilisée. En effet, il est possible d'évaluer les forces en flexion-extension, adduction-abduction, rotation interne-externe, et ce dans diverses postures (assise, couchée, debout) et orientations (plans scapulaire, frontal, sagittal). Comme rapporté par Codine et al. [103], le choix de la position affectera la reproductibilité des mesures, la comparaison inter-études, le couple maximal pouvant être développé et la présence ou non de douleur pendant le test [103]. Bien que certaines études se soient intéressées à l'évaluation des muscles fléchisseurs-extenseurs ou adducteurs-abducteurs de l'épaule, c'est l'évaluation en rotation interne-externe de l'épaule qui est la plus répandue et recom-

mandée dans la littérature (voir le Tableau I). Plusieurs raisons justifient l'évaluation isocinétique de l'épaule en rotation interne-externe. D'abord, ce mouvement est semblable aux mouvements spécifiques aux sports aquatiques ou de lancers qui sollicitent de façon répétitive la rotation interne et externe de l'épaule. Quincy et al. 2000 [105] ont aussi montré qu'un entraînement de six semaines des rotateurs internes et externes menait des améliorations en force non seulement en rotation, mais aussi en flexion/extension et en abduction/adduction, alors que l'entraînement isocinétique en flexion/extension ou en abduction/adduction entraînait des adaptations spécifiques au plan d'élévation respectif. Ensuite, la validité de la mesure des couples articulaires sur le dynamomètre isocinétique repose sur la prémisse que l'axe articulaire et l'axe du moteur sont alignés [106]. Étant donné les deux plans de glissement et les trois degrés de liberté de l'articulation de l'épaule, l'alignement des axes sur l'ensemble du mouvement est quasi-impossible sauf lors des mouvements de rotation [103]. En effet, l'axe de rotation de l'articulation gléno-humérale se déplace d'environ 8 cm lors des mouvements de flexion-extension et abduction-adduction, mais il n'y a pas de déplacement en rotation interne/externe [107]. Ce phénomène affecte directement la reproductibilité des ratios de couples agonistes-antagonistes qui semblent meilleurs pour le rapport des rotateurs comparativement au ratio abducteurs-adducteurs ou fléchisseurs-extenseurs [103]. Cela fait de l'évaluation et de l'entraînement isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule une pièce centrale de l'évaluation clinique et de la réhabilitation des blessures à l'épaule [51].

### **1.3.2 Influence de la posture**

Plusieurs positions sont possibles pour évaluer la rotation interne et externe de l'épaule. Le choix de la position du corps et du bras aura une influence directe sur les mesures de couples articulaires et ratios, la répétabilité de la mesure et le confort des utilisateurs. Le Tableau III présente les avantages et inconvénients des différentes positions proposées dans la littérature. Comme on peut le voir, la position assise avec une élévation de l'épaule de 30° dans le plan scapulaire proposée par Davies [108] (position 30/30/30) semble la plus optimale.



**Tableau III:** Avantages et inconvénients des différentes positions d'évaluation isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule.

Position	Détails	Avantages	Inconvénients
Décubitus dorsal	Couché sur le dos avec le bras à 45° ou 90° abduction, coude fléchi à 90°	Stabilisation de la scapula sur le dossier ; Meilleure relation tension-longueur des muscles rotateurs externes ; Gravité favorise la rotation externe ; Répétabilité élevée voire supérieure à positions assises	La position à 90° abduction pourrait favoriser conflit sous-acromial ; Position moins fonctionnelle ; Ne permet pas la pose de capteurs EMG sur les muscles axio-scapulaires et de la coiffe
Décubitus ventral	Couché sur le ventre avec le bras à 90° abduction, coude fléchi à 90°	Spécifique aux athlètes nageurs ; Accès direct pour la pose de capteurs EMG sur les muscles axio-scapulaires et de la coiffe	Non spécifique pour la majorité des sports ; Position impossible à réaliser selon la machine utilisée ; Effet de la gravité défavorable aux rotateurs externes ; Ratios disproportionnés
90° abduction dans le frontal	Assis ou debout, bras à 90° abduction dans le plan frontal, coude fléchis à 90°	La plus spécifique aux athlètes lanceurs ; Permet la pose de capteurs EMG sur les muscles axio-scapulaires et de la coiffe	Favorise conflit sous-acromial ; Peu idéale pour population symptomatique ; Répétabilité plus basse ; Position debout difficile à standardiser
Position de base modifiée	Assis, bras à 30° dans le plan scapulaire (30° d'élévation environ 30° par rapport au plan frontal), coude fléchis à 90°	Position la plus étudiée et la plus sécuritaire ; Maximise la congruité osseuse, structures passives détendues ; Favorise relation tension-longueur des muscles rotateurs externes ; Bien tolérée par population symptomatique ou postopératoire ; Effet de la gravité moindre ; Permet la pose de capteurs EMG sur les muscles axio-scapulaires et de la coiffe	Moins spécifique au sport ; Sur certains appareils, doit être effectuée debout ; Diminue la fiabilité
0° abduction	Debout, bras le long du corps, coude fléchi à 90°	Effet de la gravité nulle ; Permet la pose de capteurs EMG sur les muscles axio-scapulaires et de la coiffe	Position peu spécifique ; Difficile de stabiliser le reste du corps ; Répétabilité faible

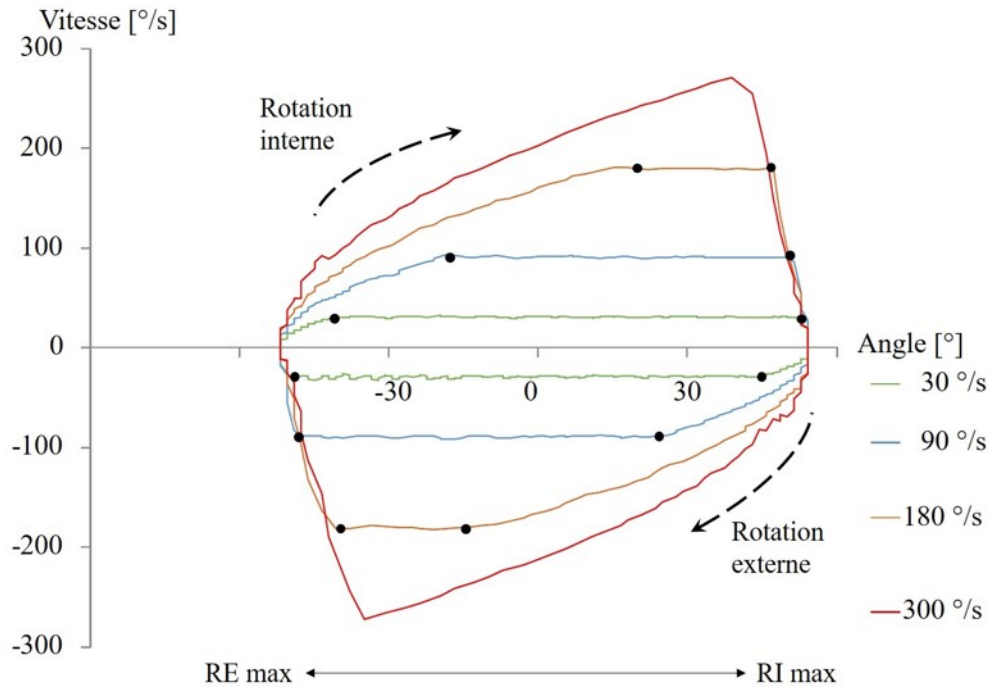
**Références :**

Codine et al. [103] ; Edouard et al. [107] ; Ellenbecker et Davies [51] ; Forthomme et al. [102] ; Zanca et al. [109]

### 1.3.3 Influence de la vitesse de mouvement sur la mesure

L'avantage du dynamomètre isocinétique est qu'il permet de mesurer de façon fiable et contrôlée la force produite par un groupe musculaire isolé de façon dynamique. Par exemple, le dynamomètre isocinétique Contrex<sup>®</sup> MJ peut mesurer les couples articulaires à des vitesses entre 0 et 500 °/s. Le spectre de vitesse étendu des dynamomètres isocinétique permet au clinicien d'évaluer la force musculaire, la puissance et l'endurance du membre supérieur à des vitesses plus fonctionnelles [51, 109]. S'il est vrai que les vitesses possibles avec le dynamomètre isocinétique sont beaucoup plus petites que celles atteintes lors de certaines actions sportives (par exemple, la vitesse angulaire peut atteindre 7700 °/s lors d'un lancer au baseball), ces vitesses du membre supérieur sont la somme de plusieurs mouvements articulaires le long de la chaîne cinématique [51], alors que dans le cas de l'évaluation isocinétique, une seule articulation est mobilisée. Néanmoins, comme on peut le remarquer dans le Tableau I, la majorité des études ayant évalué les ratios de couples articulaires en rotation externe et interne de l'épaule ont utilisé des vitesses relativement lentes (entre 30 et 180 °/s). Par souci de spécificité, comme l'ont recommandé Beach et al. [43], l'évaluation isocinétique de l'épaule auprès d'athlètes nageurs ou lanceurs devrait se faire à des vitesses plus élevées, soit au minimum 240 °/s.

Tout comme la relation d'équivalence entre le couple articulaire et le couple mesuré par le dynamomètre est observée seulement lorsque l'axe de l'articulation et celui du dynamomètre sont alignés, cette relation est aussi seulement valide lorsque la vitesse de mouvement est constante, d'où le terme isocinétique [106, 51, 109]. Par contre, pour un mouvement donné, la vitesse de mouvement n'est pas constante sur toute l'amplitude du mouvement. En effet, tout mouvement sur dynamomètre isocinétique est composé de trois phases : la phase d'accélération, la phase isocinétique (aussi appelée plateau isocinétique) et la phase de décélération [110]. Lorsque la vitesse de mouvement sur le dynamomètre isocinétique augmente, les phases d'accélération et de décélération s'allongent alors que la durée du plateau isocinétique diminue et peut même être inexistante [110, 111, 112] (Figure 8). Une importante limitation des dynamomètres isocinétiques est qu'ils fournissent en sortie une valeur de moment de force, mais les rapports créés présentent rarement la vitesse angulaire à laquelle ce moment a été enregistré. Cela fait en sorte que le moment isocinétique extrait peut avoir été enregistré



**Figure 8:** Diagramme de la vitesse en fonction de la position lors de rotations interne et externe de l'épaule pour des vitesses allant de 30 à 300 °/s. Les ronds noirs représentent le début et la fin des plateaux isocinétiques. Adapté avec autorisation de Allard et al. [106].

dans les phases d'accélération ou de décélération de l'appareil à l'insu de l'évaluateur [110]. Mayer et al. [111] ont rapporté que l'évaluation à des vitesses au-dessus de 180°/s est à risque d'être imprécise car les participants ne sont pas capables de produire un couple suffisant pour atteindre la vitesse. Le problème pourrait même être accentué lors de l'évaluation excentrique ; Zanca et al. [109] ont évalué des athlètes avec douleur, athlètes asymptomatiques et non-athlètes asymptomatiques sur dynamomètre isocinétique en rotation interne et externe. Tous les participants avaient atteint la vitesse de test en mode concentrique et en excentrique à 90 °/s alors que de 4.8 % à 23.8 % et de 19 % à 73.3 % n'avaient pas atteint la vitesse cible en excentrique à 180 et 240 °/s pour la rotation interne en externe, respectivement. Il est donc important d'identifier les phases d'accélération, de décélération et le plateau isocinétique lorsque des mesures sont effectuées à des vitesses élevées afin de s'assurer que les couples mesurés sont valides.

À des vitesses de mouvement élevées, plusieurs paramètres peuvent influencer la validité et la reproductibilité de la mesure sur dynamomètre isocinétique. Évidemment, l'amplitude totale de mou-

vement aura une influence importante sur la capacité à atteindre la vitesse choisie ; plus l'amplitude sera grande, plus il y aura de temps disponible pour atteindre un plateau isocinétique à des vitesses de plus en plus élevées. Ensuite, il faut prendre en compte les effets de la gravité et du moment d'inertie du segment évalué. Comme la rotation interne et externe de l'épaule sur le dynamomètre ne s'effectue pas dans le plan horizontal (excepté en position debout à 0° d'abduction), la gravité a un effet sur le couple que doit produire le moteur (ou le participant) [106, 112]. L'effet de ces paramètres sur le couple mesuré sera affecté par le système logiciel et la puissance du dynamomètre. En théorie, tant que la vitesse cible n'est pas atteinte, le servomoteur du dynamomètre ne devrait générer aucun couple. Cependant, certains modèles imposent une cinématique prédéterminée lors des phases d'accélération et de décélération afin de limiter les dépassements de vitesse au début du mouvement, qui se traduisent ensuite par une augmentation subite du couple mesuré, appelé *overshoot* [106]. Cette cinématique peut empêcher l'atteinte de la vitesse consigne, notamment en mode excentrique. Certains dynamomètres, comme le CONTREX® MJ, bénéficient d'un mode balistique permettant de compenser l'effet de la gravité et du moment d'inertie à haute vitesse ce qui permet d'optimiser les phases d'accélération et de décélération sans affecter la phase isocinétique [112]. Par contre, même avec le mode balistique, la vitesse maximale atteinte lors de tests à haute vitesse (360 °/s), bien que supérieure à celle atteinte en mode normal, est inférieure à la vitesse cible [112]. Finalement, le mode d'évaluation choisi influencera aussi la mesure de couple. En mode isocinétique, il y a normalement 4 différentes combinaisons pour mesurer le couple en concentrique (CON) ou en excentrique (EXC) : CON/CON, CON/EXC, EXC/CON, EXC/EXC. Lors de l'évaluation isocinétique de l'épaule en rotation interne et externe, le mode CON/CON évaluerait un effort concentrique interne suivi d'un effort concentrique externe, alors qu'en mode CON/EXC, les rotateurs internes seraient évalués en concentrique puis en excentrique dans la phase de retour. Règle générale, au moins 10 % du couple maximal sécuritaire préétabli doit être appliqué par le participant dans la direction choisie (CON ou EXC) pour que l'appareil soit mis en mouvement [109]. Si la force appliquée n'est pas suffisante ou est stoppée en cours de mouvement, le moteur risque de ne jamais atteindre la vitesse cible. Un dynamomètre isocinétique peut aussi être utilisé en mode passif continu (CPM, *continuous passive movement* en anglais). L'utilisation du mode CPM garantit l'atteinte de la vitesse cible, peu importe le couple développé par le participant [106, 109]. Ce mode est plus

souvent utilisé en échauffement et certains considèrent comme dangereuse l'utilisation de ce mode pour tester la force excentrique car si les muscles de l'épaule ne produisent pas assez de force, des structures pourraient être endommagées [109]. Par contre, les butées assurent que le mouvement reste dans une amplitude sécuritaire, le mouvement est guidé et le participant reste maître du couple articulaire qu'il peut développer ce qui fait qu'il y a peu de chance d'endommager des structures si le participant reste passif. L'utilisation du mode CPM dans les deux directions de mouvement permet d'ajouter une composante de coordination/timing des contractions, un paramètre essentiel à la capacité de stabilisation de l'épaule chez l'athlète (vs les modes concentrique et excentrique où le bras du moteur est immobile tant que l'athlète n'applique pas de force au-dessus d'un certain seuil).

À la lumière des informations précédentes, deux constats s'imposent. D'abord il s'avère important d'obtenir le profil de vitesse du dynamomètre isocinétique en parallèle du profil de couple articulaire mesuré afin de s'assurer que la mesure extraite est bel et bien issue du plateau isocinétique [109]. Ensuite, l'évaluation isocinétique à haute vitesse nécessitera l'utilisation d'un dynamomètre isocinétique à puissance élevée pouvant accélérer et décélérer rapidement afin d'allonger la phase isocinétique. Le dynamomètre CONTREX<sup>®</sup> MJ de la compagnie Physiomed pourrait s'avérer un choix intéressant pour combler ces deux limitations. En effet, il est possible d'exporter les profils de couple et de vitesse pour ensuite effectuer un post-traitement des données recueillies sur une application tierce et ne conserver que la phase isocinétique. De plus, le contrôleur du servomoteur peut être modifié pour permettre des accélérations et décélérations plus rapides et, en parallèle, permettre un ajustement du couple du moteur (par un contrôleur proportionnel dérivé) à une fréquence deux fois plus élevée pour limiter l'*overshoot*.

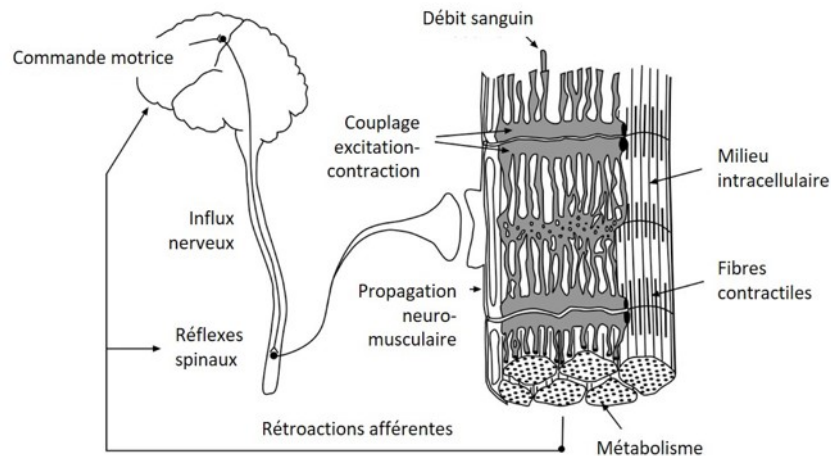
## 1.4 Adaptations à la fatigue

Les sections précédentes ont fait l'état des connaissances sur les patrons musculaires à l'épaule et les méthodes d'évaluation de ces patrons, notamment par l'entremise de l'EMG pour mesurer l'activité musculaire, ainsi que sur l'utilisation des dynamomètres isocinétiques pour mesurer la force maximale dynamique. Il est vrai qu'une compréhension approfondie du recrutement mus-

culaire à l'épaule lors d'efforts maximaux dynamiques pourra être bénéfique à l'amélioration des mesures de dépistage et de réhabilitation des blessures à l'épaule. Par contre, il ne faut pas oublier que la capacité à maintenir la posture, la force et les patrons musculaires optimaux peuvent être altérés lorsqu'un état de fatigue survient [19]. En ce sens, il importe de s'interroger sur les adaptations cinétiques et cinématiques à l'épaule en présence de fatigue pouvant découler des mouvements répétitifs de rotation de l'épaule associés à la pratique des sports aquatiques et de lancers. En effet, la stabilité dynamique de l'épaule étant assurée en grande partie par les nombreux muscles entourant cette articulation, une fatigue aigüe de certains muscles stabilisateurs, notamment les muscles périscapulaires et la coiffe des rotateurs, pourrait compromettre cette stabilité et ainsi augmenter le risque de blessure. La présente section, après une brève définition de la fatigue (1.4.1) fera donc un compte-rendu de la littérature portant sur les adaptations à la fatigue à l'épaule au niveau de la force (1.4.2), de la cinématique (1.4.3) et de l'activité musculaire (1.4.4), pour terminer avec une revue des principes de mesure de la fatigue par le biais de l'analyse fréquentielle du signal EMG (1.4.5).

#### **1.4.1 Définition et mécanismes de la fatigue**

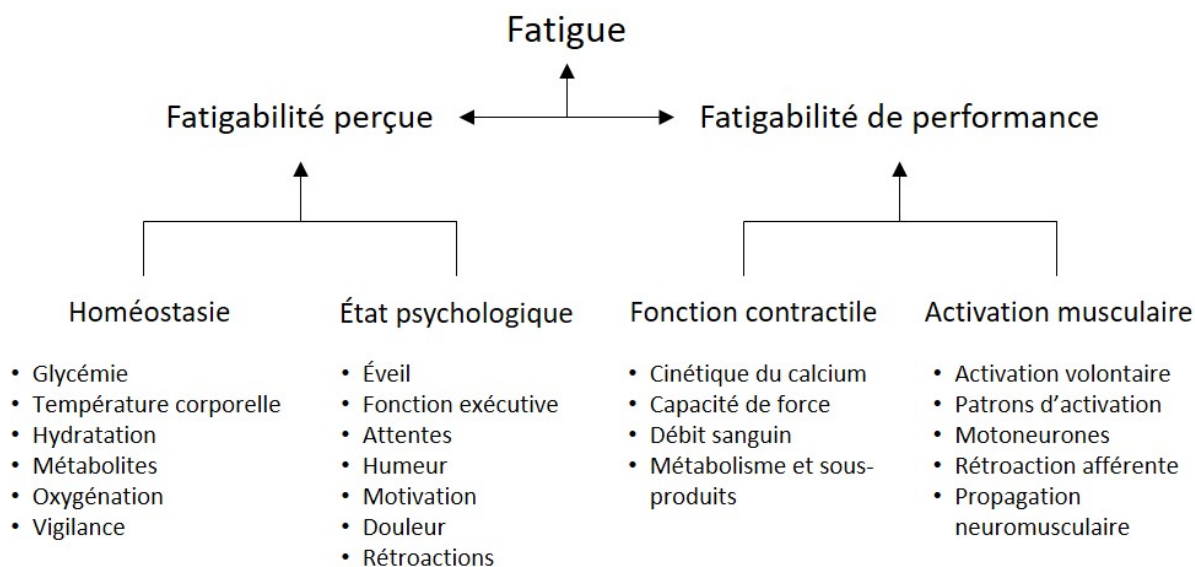
Plusieurs définitions de la fatigue existent dans la littérature. De façon générale, on peut définir la fatigue comme étant une incapacité à maintenir une performance qui se traduit souvent par une diminution de la force produite par un muscle ou un ensemble de muscles. Pour expliquer cette diminution de la force, les processus physiologiques contribuant à la fatigue ont été traditionnellement séparés en deux catégories : les processus *centraux* influençant le niveau d'activation musculaire et ceux *périphériques* déterminant la fonction contractile du muscle (Figure 9) [113]. Cependant, ce modèle comporte certaines limitations, notamment du point de vue de l'influence de la perception de la fatigue et de ses effets sur la performance. Plus récemment, Enoka & Duchateau [113] ont proposé un modèle adapté de Kluger et al. [114] comportant deux attributs de la fatigue : la *fatigabilité de performance* et la *fatigabilité perçue*. La fatigabilité de performance dépend des capacités contractiles du muscle et de la capacité du système nerveux central de fournir une activation adéquate, alors que la fatigabilité perçue est influencée par l'état initial et le taux de changement physiologiques et psy-



**Figure 9:** Les processus physiologiques pouvant contribuer à la fatigue peuvent être séparés selon deux catégories : les processus centraux déterminant le niveau d'activation musculaire (à gauche) et les processus périphériques influençant la fonction contractile du muscle (à droite). Traduite avec autorisation de Enoka et Duchateau [113].

chologiques liés au maintien de l'homéostasie et l'état psychologique de l'individu [113]. Comme on peut le voir dans la Figure 10, plusieurs facteurs sont associés à chacun des attributs de la fatigue. Il est toutefois à noter que la performance à une tâche donnée est rarement déterminée seulement par l'un ou l'autre des attributs de la fatigue et qu'au contraire, plusieurs interactions font en sorte qu'il est souvent impossible d'identifier la source ou cause de la fatigue. Par exemple, la glycémie, la température musculaire et la motivation, tous des facteurs associés à la fatigabilité perçue, peuvent aussi influencer la capacité à générer une activation musculaire volontaire suffisante, un facteur lié à la fatigabilité de performance [113].

Nous pouvons donc voir que le développement de la fatigue est multifactoriel et peut être influencé tant par des attributs relatifs à la performance (fonction contractile du muscle, activation musculaire, cinématique) que par des attributs propres à la perception (liés au maintien de l'homéostasie). Dans l'optique de mieux comprendre l'effet de la fatigue sur les patrons musculaires, la force et la stabilité à l'épaule, on s'intéressera surtout aux manifestations de la fatigue en lien avec la fatigabilité de la performance. Plus spécifiquement, on s'intéressera aux modifications de l'activité musculaire des muscles stabilisateurs de l'épaule lors d'une tâche de fatigue aigüe et ciblée à l'épaule.



**Figure 10:** Modèle proposant que la fatigue soit dérivée de deux attributs : la fatigabilité de performance et la fatigabilité perçue. Chaque attribut est lui-même influencé par 4 à 7 facteurs modulants. Traduite avec autorisation de Enoka et Duchateau [113].

#### 1.4.2 Effet de la fatigue aigüe sur la force et de la performance

Nous avons déjà établi plus tôt que la pratique sportive des sports aquatiques ou d'armée du bras impliquent pour les athlètes d'exécuter des actions spécifiques à intensité élevée (voire maximale) et ce, de façon répétitive. Comme présenté dans la section précédente, le développement d'une fatigue aigüe peut se manifester sous la forme d'adaptations au niveau de la fonction contractile ou de l'activité électrique du muscle ce qui se traduira par une diminution de la force maximale volontaire pouvant être produite. Une diminution de la force maximale au niveau des muscles de l'épaule pourrait affecter négativement la performance et compromettre la stabilité de l'articulation. Plusieurs études existent sur les adaptations cinétiques et cinématiques à l'épaule en réponse à la fatigue aigüe développée dans le cadre d'une activité sportive (natation [57, 115, 19], baseball [116], balle-molle [117], tennis [118], handball [119, 120]). Dans la majorité des cas, les études se sont intéressées à quantifier la fatigue aigüe observée à la suite d'une activité sportive et à déterminer son effet sur la force musculaire et/ou la performance sportive.

Bassan et al. [115] ont rapporté que la force maximale isométrique en flexion (-17 %) et en exten-



sion (-10 %) du coude était diminuée chez un groupe de nageurs de niveau collégial à la suite d'une épreuve de 400 m de nage à 100 % de la vitesse moyenne d'un contre-la-montre sur 400 m. À l'opposé, Matthews et al. [19] n'ont pas observé de diminution de la force isométrique maximale en rotation interne et externe de l'épaule chez de jeunes nageurs élités suite à un protocole de fatigue comprenant 8 x 100 m de nage à 85 % de leur meilleure performance. Par contre, la fatigue entraînait une diminution significative de l'amplitude de mouvement en rotation externe (3 à 5 °) et de la longueur des coups de bras à la nage (-10 %), ainsi qu'une augmentation de 95 % de la variance lors d'un test de repositionnement de l'épaule indiquant une moins bonne proprioception de l'épaule. D'autres études auprès de lanceurs de baseball collégiaux [116] et de lanceuses de balle-molle [117] ont aussi observé des effets négatifs sur la force et l'endurance à l'épaule après un match ou un match simulé. Corben et al. [117] ont notamment rapporté une diminution de performance de 17 % et de 19 % en moyenne pour divers tests de force maximale isométrique ciblant les articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique, respectivement. Il semble donc établi que la répétition de tâches spécifiques sollicitant l'épaule propres aux sports aquatiques et de lancers entraîne une fatigue musculaire se traduisant par une diminution de l'expression de force pour divers muscles/mouvements de l'épaule.

Une limitation importante des études précédemment citées est qu'elles ne rapportent pas les conséquences des manifestations de la fatigue sur la stabilité de l'épaule ou le risque de blessure. On peut supposer qu'une diminution de la force chez certains muscles stabilisateurs affectera négativement la stabilité des articulations gléno-humérales et/ou scapulo-thoraciques, mais peu d'études permettent de confirmer cette hypothèse. Dans une étude auprès de 72 joueurs de tennis de niveau élite, Ellenbecker & Roetert [118] ont rapporté une résistance accrue à la fatigue pour les rotateurs internes comparés aux rotateurs externes lors d'un protocole de fatigue comptant 20 cycles de rotation interne-externe à 300 °/s. En effet, le ratio d'endurance (le travail complété dans les 10 dernières répétitions divisé par le travail des 10 premières) était de 83 % en rotation interne et de 70 % en rotation externe [118]. Les auteurs ont suggéré que le fait que les rotateurs externes semblaient se fatiguer plus rapidement que les rotateurs internes pourrait avoir des conséquences négatives sur la stabilité de l'épaule. Le ratio d'endurance des rotateurs externes lors d'un protocole de fatigue comprenant 50 cycles de rotation interne-externe de l'épaule 240 °/s a d'ailleurs été corrélé avec

le niveau de douleur à l'épaule chez des nageurs élités [43]. Notamment, les athlètes souffrant de douleurs à l'épaule étaient moins résistants à la fatigue en rotation externe ( $-0.61 < r < -0.69$ ) que les athlètes sains [43]. En bref, bien que la fatigue semble altérer la cinématique de l'épaule chez diverses populations athlétiques, les évidences ne permettent pas de conclure si ces altérations ont des répercussions négatives sur la stabilité de l'épaule.

### **1.4.3 Effet de la fatigue aigüe sur la cinématique**

Récemment, Maor et al. [57] ont rapporté qu'un entraînement en natation semblait entraîner des modifications dans la cinématique scapulohumérale. En effet, les auteurs ont observé que la prévalence de dyskinésie de la scapula chez 20 nageurs compétitifs passait de 30 % pré-entraînement à 70 % une heure après le début de l'entraînement puis à 80 % post-entraînement, quoique les différences n'étaient pas statistiquement significatives. Bien que la dyskinésie de la scapula ne soit pas une cause directe de blessure à l'épaule, ces résultats démontrent cependant que la pratique répétitive de mouvements de rotation à l'épaule peut entraîner une fatigue musculaire aigüe pouvant altérer la biomécanique de l'épaule. Torabi et al. [119] ont aussi rapporté que la cinématique de l'épaule lors de lancers maximaux auprès de joueuses de handball asymptomatiques et symptomatiques était modifiée suite à un protocole de fatigue consistant en 60 lancers maximaux et sous-maximaux. Les auteurs ont observé une diminution de la bascule postérieure et de la rétraction de la scapula et une augmentation de la rotation externe de l'humérus post-fatigue ce qui pourrait diminuer l'espace sous-acromial et ainsi augmenter le risque d'accrochage de la coiffe des rotateurs. En revanche, les athlètes blessées présentaient les mêmes adaptations cinématiques à la fatigue que les athlètes asymptomatiques. À l'opposé, Plummer et al. [120] n'ont pas observé de différences dans la cinématique du lancer en suspension auprès de joueurs de handball élités après un protocole de fatigue (lancers d'un ballon lesté de 2.2 kg sur une trampoline jusqu'à épuisement). Les auteurs ont cependant indiqué qu'il était possible que le protocole de fatigue utilisé ne fût pas suffisant pour entraîner des modifications cinématiques ou encore que la taille de l'échantillon ( $N = 11$ ) était possiblement trop petite. En bref, bien que la fatigue semble altérer la cinématique de l'épaule chez diverses populations athlétiques, les évidences ne permettent pas de conclure si ces altérations ont des répercussions

négatives sur la stabilité de l'épaule ou le risque de blessure.

Contrairement à la performance sportive, les tâches répétitives sollicitant l'épaule au travail nécessitent rarement le recours à des efforts maximaux. Les mouvements en flexion-extension, abduction-adduction et rotation de l'épaule sont plutôt répétés à des intensités sous-maximales sur des périodes de temps prolongées. De ce fait, une diminution de la force maximale pouvant être développée par divers muscles aura peu ou pas d'effet sur la performance de la tâche à effectuer. La littérature provenant de cet axe de recherche s'intéresse donc davantage aux altérations de la cinématique de l'épaule en condition de fatigue et aux répercussions que ces dernières pourraient avoir sur le développement des pathologies chroniques de l'épaule.

Chopp-Hurley et al. [121] ont mesuré la cinématique de l'épaule et l'espace sous-acromial lors d'une tâche d'élévation de l'épaule chez 28 hommes sains avant et après un protocole de fatigue qui consistait en des abductions répétées de l'épaule entre 60° et 120° d'élévation en décubitus ventral avec 10 % de leur force maximale, et ce jusqu'à épuisement. Après ce protocole de fatigue, les auteurs ont noté une augmentation significative de la rotation latérale de la scapula. Bien que cette adaptation cinématique en réponse à la fatigue puisse être avantageuse du point de vue de l'espace sous-acromial, les auteurs ont toutefois noté une grande variabilité inter-sujet ; 39 à 57 % des participants avaient des adaptations opposées (diminution de la rotation latérale) et 50 % des participants présentaient une réduction de l'espace sous-acromial. Cette grande variabilité inter-sujet a aussi été observée par Mulla et al. [122] suite à un protocole de fatigue sur dynamomètre isocinétique qui alternait 10 cycles de rotation interne-externe concentriques à 60 °/s à 10 % du couple maximale et 30 s de contractions isométriques à 25 % du couple maximale jusqu'à épuisement. Les auteurs ont rapporté une variabilité inter-sujet entre 2.3° et 14.5° de la cinématique scapulaire (protraction, bascule postérieure, rotation médiale) auprès de 10 participants effectuant des élévations de l'épaule dans quatre plans (frontal, sagittal, scapulaire et flexion-diagonale) après le protocole de fatigue. Mulla et al. [122] ont aussi noté une variabilité intra-sujet importante ; les adaptations cinématiques à la fatigue pour un même participant pouvaient différer jusqu'à 10° dans la direction opposée entre deux séances de test. Bref, les différentes stratégies compensatoires utilisées par les participants entraînaient des adaptations cinématiques pouvant favoriser, ou à l'inverse diminuer, le risque

d'accrochage sous-acromial. D'autres exemples dans la littérature témoignent de la variabilité des réponses à la fatigue au niveau de la cinématique. Contrairement aux hypothèses, plusieurs études semblent montrer que les adaptations cinématiques de l'épaule à la fatigue augmenteraient l'espace sous-acromial. Tse et al. [21] ont observé une augmentation de la sonnette latérale et de la rétraction de la scapula lors de tâches répétitives simulées en état en fatigue, McQuade et al. [123] ont rapporté une diminution du rythme scapulohumérale et Ebaugh et al. [20] ont rapporté une augmentation de la sonnette latérale et de la rotation latérale de la scapula et une diminution de la rotation externe de l'humérus pour une tâche d'élévation de l'épaule post-fatigue. McQuade et al. [123] suggèrent cependant que ces adaptations cinématiques, bien qu'elles semblent réduire le risque d'accrochage, pourraient par contre compromettre la stabilité du complexe de l'épaule. Un point commun chez toutes les études précédentes est que les modifications cinématiques étaient associées à des changements dans le signal EMG des muscles périscapulaires et/ou de la coiffe des rotateurs. Il y a donc un intérêt et un besoin à évaluer la fatigue musculaire des muscles entourant l'épaule in situ. La section suivante s'intéressera aux méthodes de mesures de la fatigue musculaire par l'EMG.

#### **1.4.4 Effet de la fatigue sur l'activité musculaire**

L'EMG est un outil de mesure non-invasif (du moins pour l'EMG de surface par opposition à l'EMG intramusculaire), valide et fiable pour évaluer la fatigue musculaire [124]. L'analyse de la fatigue par le biais de l'EMG procure aussi quelques avantages par rapport à l'évaluation de la force musculaire ou de la cinématique du mouvement. D'abord, contrairement à l'évaluation de la force, elle permet de mesurer la fatigue *en entrée* (au niveau de la fibre musculaire) pour chaque muscle séparément plutôt que la fatigue *en sortie* (performance) pour une tâche donnée. Ensuite, elle permet la mesure de la fatigue pendant l'activité plutôt que post-fatigue comme c'est le cas avec l'analyse de la cinématique. Bien qu'en théorie il soit possible d'évaluer les adaptations cinématiques en cours d'effort, les exigences de calculs associées à la reconstruction tri-dimensionnelle du mouvement sur une longue période de temps seraient énormes, ce qui en fait une méthode peu pratique pour évaluer la fatigue en "temps réel". De plus, la grande variabilité intra- et inter-sujet exposée plus haut compliquerait encore davantage l'interprétation des mesures. Les changements au niveau de l'amplitude du signal

EMG et du spectre fréquentiel sont deux caractéristiques du signal couramment utilisées pour évaluer la fatigue musculaire lors d'efforts soutenus ou répétés. Plus spécifiquement, une diminution de la fréquence médiane de puissance (MDF) ou de la fréquence moyenne de puissance (MNF) est associée au développement de la fatigue et serait principalement reliée à la diminution de la vitesse de conduction de la fibre musculaire [125, 124, 126, 127, 128, 129]. En revanche, les changements dans l'amplitude du signal EMG sont plus compliqués à interpréter, voire contradictoires, avec des études rapportant une augmentation, aucun changement ou une diminution de l'amplitude EMG dans une condition de fatigue aigüe [130].

Gerdle et al. [131] ont mesuré la force, le travail et la puissance musculaire lors d'un protocole de fatigue comprenant 150 répétitions de flexion de l'épaule sur dynamomètre isocinétique à 60 °/s. Les auteurs ont observé une diminution de la force, du travail et de la puissance lors des 40 premières répétitions du protocole (la phase de fatigue) suivi d'une stabilisation (phase d'endurance). La diminution de la force lors de la phase de fatigue était associée à une diminution de la MNF pour le trapèze inférieur, le deltoïde antérieur et l'infra-épineux. Kai et al. [132] ont aussi rapporté une diminution de la MNF pour l'infra-épineux et les deltoïdes médial et antérieur lors d'efforts isométriques d'élévation de l'épaule et de rotation externe (infra-épineux seulement) suite à des rotations externes sous-maximales répétées. D'autres études se sont aussi intéressées à la fatigue musculaire à l'épaule et à l'effet de cette fatigue sur la cinématique scapulo-thoracique et gléno-humérale lors de mouvements d'élévation de l'épaule ou de tâches manuelles au-dessus de la tête. Minning et al. [133] ont rapporté que le deltoïde médian se fatiguait plus vite que le dentelé antérieur et les trapèzes inférieur et supérieur lors d'une tâche d'élévation isométrique de l'épaule à épuisement avec une charge de 60 % de la contraction isométrique maximale volontaire. De l'autre côté, Ebaugh et al. [20] ont noté une diminution de la MDF d'au moins 8 % pour les deltoïdes antérieur et postérieur, le dentelé antérieur, le trapèze inférieur et l'infra-épineux lors d'élévations de l'épaule dans le plan scapulaire post-fatigue. Ces observations ont été corroborées par Tse et al. [21] qui ont mesuré l'activité électromyographique de 12 muscles entourant l'épaule lors d'élévations statiques et dynamiques de l'épaule avant et après la répétition de tâches manuelles et ont noté une diminution de la MDF en particulier chez les deltoïdes postérieur et antérieur, mais aussi pour le grand dorsal et le dentelé antérieur. Plus récemment, Chopp-Hurley et al. [121] se sont particulièrement intéressés

à la fatigue musculaire des muscles périscapulaires et de la coiffe des rotateurs. Après fatigue, ils ont observé une diminution de la MNF entre 4.9 et 29.1 % pour tous les muscles mesurés (dentelé antérieur, trapèzes supérieur et inférieur, supra-épineux, infra-épineux et sous-scapulaire) et cette fatigue musculaire était associée à une diminution de la force de rotation externe et interne. En résumé, il semble que les mouvements répétitifs à l'épaule entraînent une fatigue musculaire principalement au niveau des deltoïdes, des trapèzes, du dentelé antérieur et des muscles de la coiffe des rotateurs. Comme décrit dans la section précédente, ces manifestations de fatigue musculaire sont associées à des changements au niveau de la cinématique de l'épaule qui pourraient avoir des conséquences négatives sur l'espace sous-acromial et de ce fait augmenter le risque de pathologies à l'épaule. Il serait donc pertinent de s'intéresser particulièrement au développement de la fatigue aigüe chez les muscles périscapulaires et la coiffe des rotateurs étant donné leur important rôle de stabilisateurs de l'épaule.

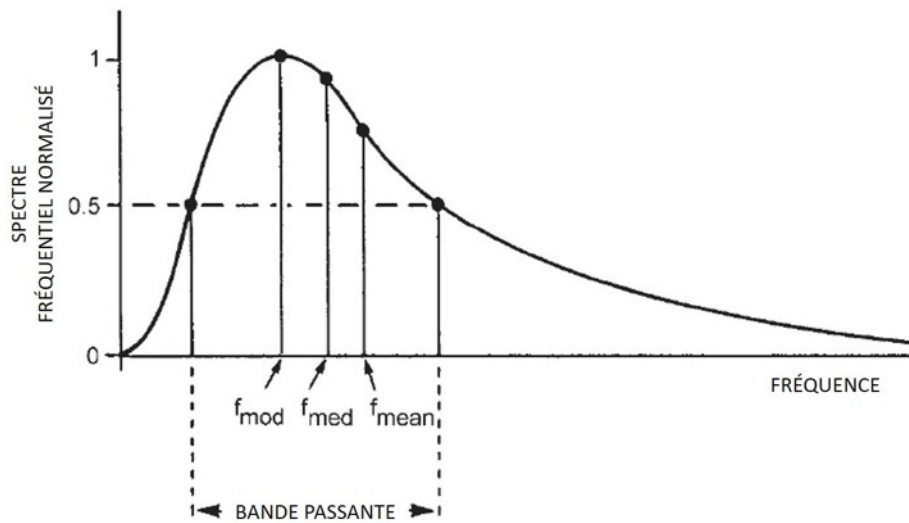
Les études citées plus haut présentent tout de même certaines limites ou leurs résultats ne sont pas facilement transférables à la performance sportive. D'abord, ces dernières mesurent les changements de la MDF ou MNF lors de contractions isométriques alors que la majorité des tâches spécifiques au sport sont dynamiques. La rareté des études analysant le spectre fréquentiel de l'EMG lors de contractions dynamiques est d'ailleurs en partie expliquée par les défis informatiques et mathématiques liés à la non-stationnarité du signal EMG lors de contractions dynamiques (voir section 1.4.5). De plus, les protocoles de fatigue et évaluations font souvent appel à des efforts sous-maximaux. Bien que ce type d'effort soit moins risqué et d'intensité similaire aux tâches de la vie quotidienne, d'un point de vue sportif, il serait pertinent d'explorer le développement de la fatigue musculaire à l'épaule lors d'efforts répétés à haute intensité. À l'exception de Gerdle et al. [131] et de McQuade et al. [123], les effets de la fatigue aigüe sur l'activité musculaire ont été évalués après, et non pendant, la réalisation d'une tâche menant à fatigue ce qui limite notre compréhension des mécanismes et du développement de la fatigue lors d'efforts répétés. Tse et al. [21] ont d'ailleurs rapporté que des modifications liées à la fatigue au niveau de l'activité musculaire et de la cinématique pouvaient survenir sans pour autant que la performance soit affectée. On peut cependant faire l'hypothèse que des altérations dans l'activité musculaire pourraient avoir des répercussions non observables sur la stabilité de l'articulation glénohumérale et favoriser le risque d'accrochage. Les muscles de la coiffe

des rotateurs sont justement considérés comme d'importants stabilisateurs de cette articulation. En revanche, seuls Chopp-Hurley et al. [121] ont examiné la réponse à la fatigue chez les muscles de la coiffe des rotateurs. Ce manque pourrait s'expliquer par le fait que la mesure de l'activité musculaire ces muscles profonds nécessite l'utilisation d'EMG intramusculaire, une technique invasive et moins accessible que l'EMG de surface. Nous avons par contre établi précédemment que les muscles de la coiffe des rotateurs (en collaboration avec les muscles périscapulaires) étaient d'importants stabilisateurs de l'articulation gléno-humérale et à cet effet, il semble donc important d'explorer les effets de la fatigue lors d'efforts dynamiques de haute intensité pour ces muscles profonds.

#### 1.4.5 Analyse du spectre fréquentiel de l'EMG

Le signal EMG est la superposition temporelle et spatiale des potentiels d'action des unités motrices. Alors que ces sommations ont une influence sur l'amplitude du signal mesuré lorsque ce dernier est analysé dans le domaine temporel, ces dernières auront aussi une influence sur le signal dans le domaine fréquentiel. Le spectre fréquentiel de l'EMG de surface est compris entre 1 Hz et 3000 Hz alors que celui pour l'EMG intramusculaire s'étend de 0.1 Hz à 10 000 Hz. [134]. La majeure partie de la puissance se situe entre 20 Hz et 250 Hz [135], quoiqu'elle puisse être jusqu'à deux fois plus élevée dans le cas d'une électrode intramusculaire. On peut obtenir la densité de puissance du signal EMG en appliquant une transformation de Fourier au signal brut (typiquement une transformation de Fourier rapide, fast-Fourier transform en anglais (FFT)) et la représenter graphiquement en mettant en relation la distribution de puissance et la fréquence du signal, comme sur la Figure 11.

La courbe obtenue est caractérisée par les deux paramètres suivants : la fréquence moyenne (MNF,  $f_{\text{mean}}$  dans Figure 11), comme étant la moyenne arithmétique de la courbe ; et la fréquence médiane (MDF,  $f_{\text{med}}$  dans la Figure 11), comme étant la fréquence divisant l'aire sous la courbe en deux parties équivalentes [135]. Lors d'efforts répétés ou soutenus, on observe une compression du spectre fréquentiel vers les fréquences plus basses ce qui se traduit par une diminution de la MNF ou MDF et visuellement, par une translation vers la gauche de la courbe puissance-fréquence (Figure 12). Comme mentionné précédemment, cette compression du spectre fréquentiel serait associée à la diminution de la vitesse de propagation des potentiels d'action le long de la fibre musculaire.

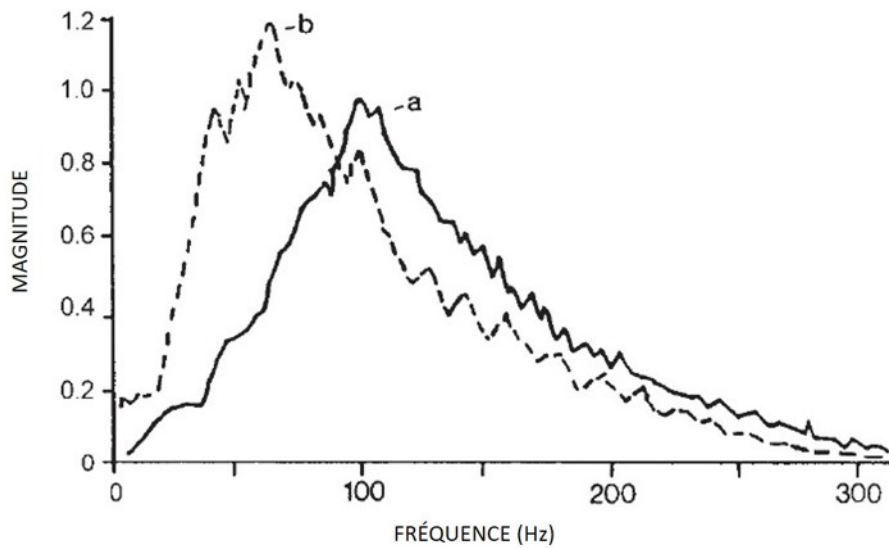


**Figure 11:** Spectre de densité de la puissance en fonction de la fréquence d'un signal EMG brut obtenu par une transformation de Fourier. Traduite avec autorisation de Medved et Cifrek [135].

Par contre, d'autres facteurs tels la diminution de la fréquence de décharge, le recrutement des fibres rapides ou encore la désynchronisation du couple excitation-contraction peuvent aussi entrer en ligne de compte [131].

L'analyse fréquentielle basée sur la transformation de Fourier assume que le signal EMG est stationnaire, un terme mathématique indiquant que la *distribution de probabilité conjointe* n'est pas affectée par le temps. Plus simplement, les paramètres comme la moyenne ou la variance d'un signal stationnaire ne seront pas modifiés dans le temps [136]. Lors d'une contraction isométrique, le signal EMG sur de courts intervalles de temps (0.5 à 2 s) peut être considéré comme stationnaire ce qui rend possible sa décomposition selon la transformation de Fourier. En appliquant une FFT sur une courte fenêtre de temps et en répétant l'opération pour la durée d'une contraction, on peut obtenir une estimation de la MDF instantanée et observer son évolution au cours du temps [124]. Par contre, selon le principe d'incertitude d'Heisenberg, une fenêtre de temps courte permettra une grande résolution temporelle, mais une faible résolution fréquentielle alors qu'à l'inverse, une fenêtre de temps plus longue permettra une meilleure résolution au niveau de la fréquence, mais une faible résolution temporelle [124]. Pour pallier ce phénomène, les méthodes d'analyse temps-fréquence (la méthode la plus utilisée étant l'analyse par ondelettes continues, décrite ci-bas), permettent de

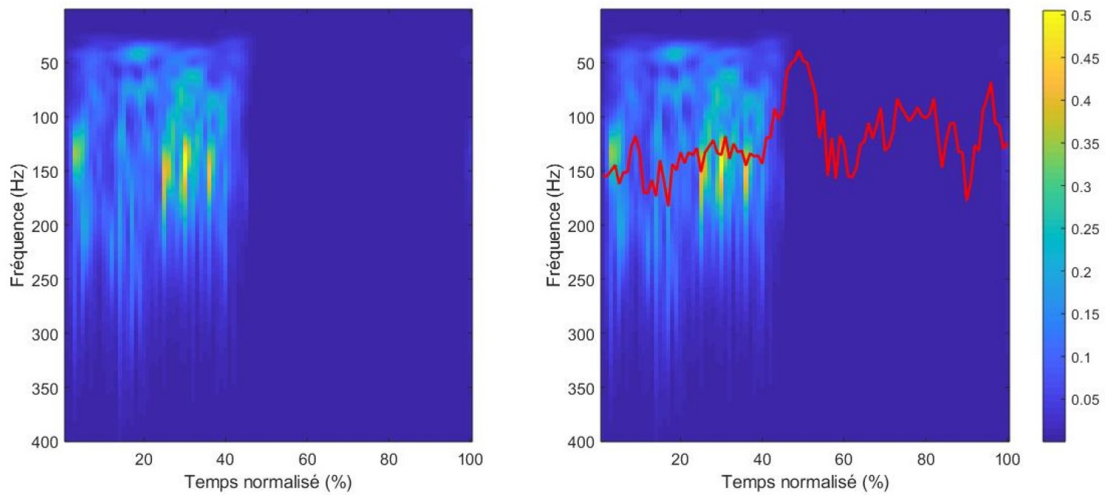




**Figure 12:** Effet de la fatigue sur le spectre fréquentiel d'un signal EMG. Traduite avec autorisation de Medved et Cifrek [135].

calculer la MDF instantanée d'un signal EMG avec une meilleure précision et exactitude, car elle ne dépend pas des hypothèses de stationnarité du signal [124, 137]. L'analyse par ondelettes consiste en quelque sorte à appliquer une FFT sur des fenêtres de temps variables (selon une fonction d'oscillation) ce qui permet d'obtenir une bonne résolution des événements de courte durée à haute fréquence et des événements de longue durée à basse fréquence. On peut représenter le résultat de l'analyse par ondelettes continues sur une carte temps-fréquence où la couleur de chaque pixel représente la puissance d'une fréquence du signal EMG. On peut ensuite calculer la fréquence médiane ou moyenne pour chaque instant de temps et obtenir une courbe temps-fréquence (voir Figure 13). Pour une revue plus approfondie des méthodes d'analyse du spectre fréquentiel du signal EMG, les lecteurs sont appelés à consulter le papier de Cifrek et al. [124] et l'étude de Graham et al. [137].

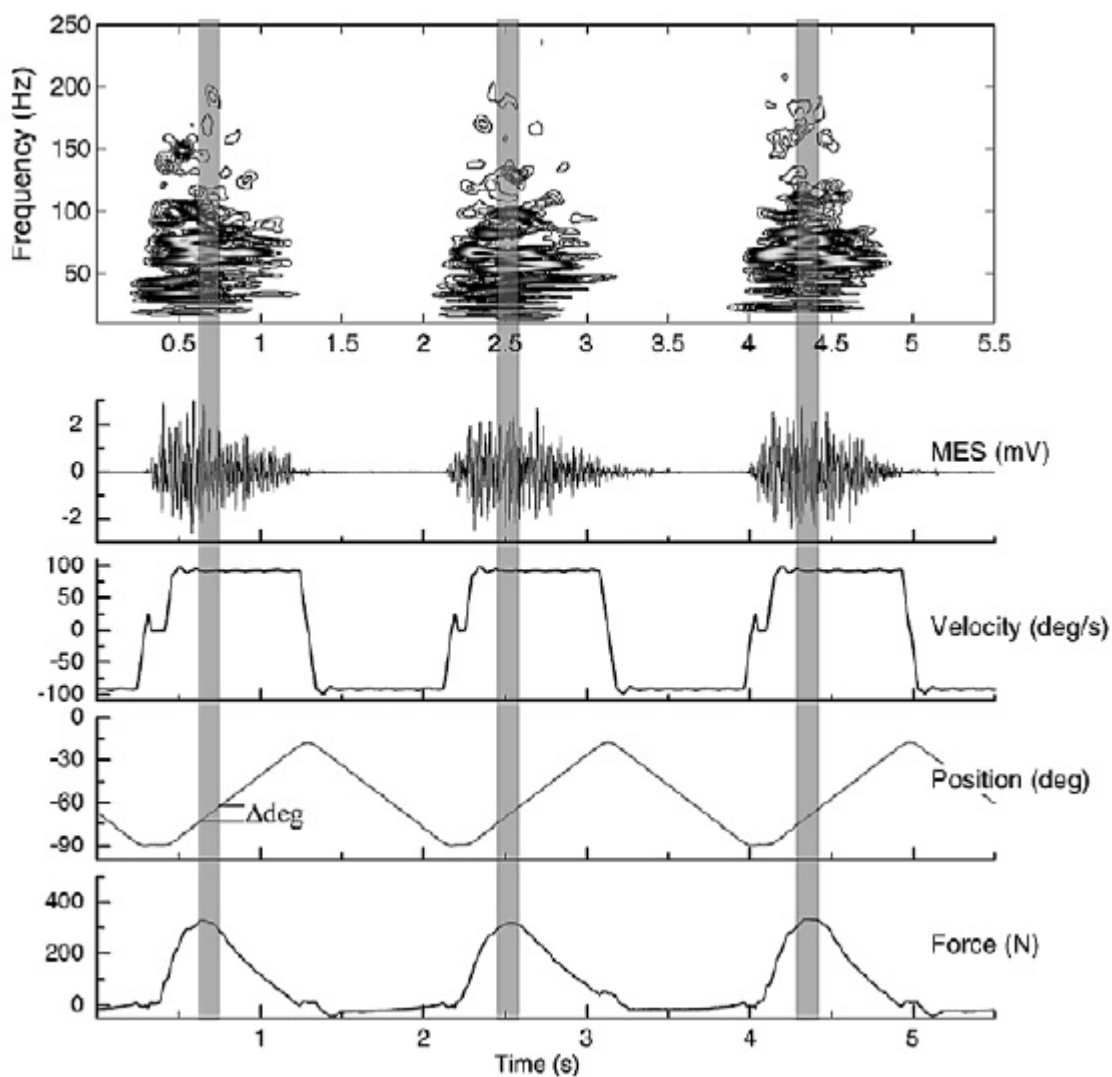
Bien que la transformation par ondelettes continues permette de calculer la MDF instantanée sur de courts intervalles de temps lors de contractions isométriques de façon assez précise, son application sur des contractions dynamiques n'est pas si simple. Entre autres, les variations de la géométrie musculaire durant une contraction dynamique ont une influence significative sur le spectre fréquentiel du signal EMG [127]. Cette problématique est d'ailleurs visible sur la Figure 13. Cette variation



**Figure 13:** Exemple d'une carte temps-fréquence obtenue suite à une transformation par ondelettes continues pour le grand pectoral moyenné sur 10 cycles de rotations interne-externe (a). On peut ensuite calculer la fréquence médiane instantanée (ligne rouge) pour chaque intervalle de temps (b). La puissance est exprimée en unités arbitraires.

du signal peut être causée par le déplacement relatif des électrodes de surface par rapport à la zone d'innervation musculaire lorsque le muscle se contracte ou s'allonge [127], mais est aussi influencée par les propriétés *innées* du conducteur; la longueur de la fibre musculaire ou la profondeur de l'unité motrice recrutée ont une influence directe sur le spectre fréquentiel du signal EMG [138]. On ne peut donc pas simplement moyenner la MDF instantanée sur la durée d'un mouvement dynamique, comme proposé dans des études antérieures [131, 128], sans amener plusieurs limitations à notre analyse. Certains auteurs ont proposé des méthodes pour contourner ces limitations. Cifrek et al. [139] ont calculé la MDF instantanée à l'aide d'une FFT lors d'extensions isocinétiques répétées du genou jusqu'à épuisement auprès de 10 participants. Pour décrire l'effet de la fatigue sur les muscles du quadriceps, ils ont extrait la valeur maximale de MDF pour chaque répétition et ont utilisé la pente de la fonction de régression linéaire comme index de fatigue. Karlsson et al. [126] ont quant à eux proposé une méthode où les effets de la fatigue musculaire des muscles quadriceps lors d'extensions du genou répétées sur dynamomètre isocinétique étaient mesurés en calculant la MDF moyenne sur une fenêtre de  $\pm 5^\circ$  autour de l'occurrence du couple de force maximale (voir Figure 14). Bien que ces méthodes soient intéressantes et permettent une analyse de la fatigue somme tout valide lors d'efforts dynamiques cycliques, elles ne donnent pas d'information sur les possibles

modifications du signal EMG à l'extérieur de la fenêtre d'analyse choisie. Considérant le fait que les muscles stabilisateurs de l'épaule contribuent à la rigidité de l'articulation lorsqu'ils agissent en tant qu'antagonistes [63], il serait intéressant de mesurer et analyser les changements du signal EMG sur l'ensemble d'un mouvement afin de mieux comprendre les répercussions potentielles sur la stabilité de l'épaule.



**Figure 14:** Exemple de la méthode proposé par Karlsson et al. [126] pour calculer la fréquence médiane lors de contractions cycliques. Reproduite avec autorisation de Karlsson et al. [126].

## **1.5 Le dépistage des blessures à l'épaule**

Les sections précédentes ont fait l'état des connaissances sur les patrons musculaires à l'épaule lors de mouvements de rotation de l'articulation glénohumérale et sur les modifications de l'activité musculaire en présence de fatigue. S'il est important d'approfondir les connaissances sur ces deux thèmes afin de mieux comprendre l'influence de ces facteurs de risque dans le développement des blessures chroniques à l'épaule, il serait aussi important de proposer des recommandations pour optimiser le dépistage des blessures à l'épaule afin de mieux identifier les athlètes à risque et ainsi prévenir ces blessures avant qu'elles ne surviennent. Selon le consensus du Comité International Olympique (CIO) [22], les tests de dépistage de blessures devraient être abordables, faciles à mettre en place, et accessibles, tout en offrant des mesures répétables, sensibles et spécifiques. Or, bien que les outils de mesure de haute précision comme l'EMG et le dynamomètre isocinétique permettent l'évaluation précise des patrons musculaires et de la fatigue aigüe à l'épaule, ces mesures en laboratoires sont par contre très coûteuses, pas toujours accessibles, et demandent beaucoup de temps, tant pour l'évaluation que le traitement des données. Pour remédier à ce problème, plusieurs tests cliniques, questionnaires et mesures de performance ont été proposés pour évaluer la fonction de l'épaule. Bien que ces méthodes d'évaluation remplissent les recommandations du CIO en étant accessibles, peu coûteuses, portables et faciles d'administration, à ce jour il n'existe pas d'évidence solide sur leur répétabilité, validité et capacité à identifier les athlètes blessés ou à risque de blessure à l'épaule. La présente section fera donc un sommaire des évidences scientifiques disponibles et des limitations concernant l'évaluation fonctionnelle du membre supérieur. On s'attardera d'abord aux caractéristiques psychométriques des tests fonctionnels (1.5.1), notamment les concepts de répétabilité, validité et validité diagnostique, pour ensuite s'intéresser de façon plus ciblée aux tests fonctionnels spécifiques à l'épaule proposés dans la littérature (1.5.2).

### **1.5.1 Caractéristiques psychométriques des tests**

Avant d'explorer la littérature en lien avec le dépistage des blessures à l'épaule et les différentes méthodes d'évaluation, il est important de rappeler brièvement certains termes et caractéristiques

psychométriques qui permettent de déterminer si un test ou méthode d'évaluation est pertinent ou non. Les sous-sections suivantes s'attarderont entre autres à la répétabilité et la validité de la mesure ainsi qu'à la validité diagnostique et ses paramètres sous-jacents : la sensibilité et la spécificité.

### **1.5.1.1 Répétabilité et validité**

D'abord, la répétabilité de la mesure fait état de la capacité à reproduire la mesure d'une fois à l'autre. Une bonne répétabilité de la mesure pour un test est importante, tant pour l'intervenant que pour le chercheur. Pour l'intervenant, elle lui permet de s'assurer que le test sera en mesure d'identifier des changements petits, mais significatifs dans leur interprétation ; pour le chercheur, elle permet de quantifier ces changements lors d'études randomisées avec des échantillons de taille raisonnable [140]. Selon Hopkins [141], les principales composantes de la répétabilité de la mesure sont le changement de la moyenne, l'erreur-type de la mesure et la corrélation test-retest. En ce qui a trait aux évaluations fonctionnelles du mouvement, les études rapportent plus souvent les coefficients de corrélation intra- et interclasse (ICC) ; la première est une mesure de reproductibilité d'une évaluation à l'autre (test-retest), et la deuxième une mesure de reproductibilité d'un évaluateur à l'autre. L'erreur-type, qui donne une indication sur la précision de la mesure, est par contre rarement rapportée. Une erreur-type plus petite permettra de mesurer des changements significatifs plus petits. La validité d'une mesure fait quant à elle référence à sa capacité de mesurer ce qu'elle est présumée mesurer. Elle est souvent déterminée en comparant la mesure avec une mesure étalon. Cependant, surtout dans le cas des tests de dépistage fonctionnels, il n'existe pas de mesure étalon claire il est souvent assumé (à tort ou à raison) qu'une mesure est valable en soi.

### **1.5.1.2 Validité diagnostique**

La validité diagnostique d'un test est définie comme la capacité de celui-ci à identifier correctement les personnes (athlètes) atteintes d'une condition (blessure), et en contrepartie, sa capacité à identifier correctement les personnes n'ayant pas la condition, comme le rapportent Lalkhen et McCluskey [142]. Pour développer un test de dépistage pertinent, il ne suffit pas d'identifier statistiquement une association forte entre un résultat à un test et un risque accru de blessure. Par exemple, les

études transversales vont la plupart du temps comparer les résultats de tests entre un groupe blessé et un groupe contrôle à l'aide de t-tests. Par contre, la présence de différences entre les deux groupes indique que la mesure peut être un facteur de risque, mais ne veut pas dire que le test est capable de prédire l'occurrence de blessure. Selon Bahr [143], il y a trois étapes de validation pour un test de dépistage : identifier les facteurs de risque et établir une valeur de seuil pour le test, valider le test et la valeur de seuil auprès de plusieurs cohortes, et finalement, mener une étude clinique randomisée pour évaluer l'effet du dépistage et d'une intervention ciblée versus une intervention standard sur le risque de blessure.

La validité diagnostique est établie en évaluant la sensibilité et la spécificité d'un test. Ces deux concepts sont exprimés par les équations suivantes, comme rapportées par Lalkhen et McCluskey [142] :

$$Sensibilité = \frac{Vrais\ positifs}{Vrais\ positifs + Faux\ négatifs} \quad (1)$$

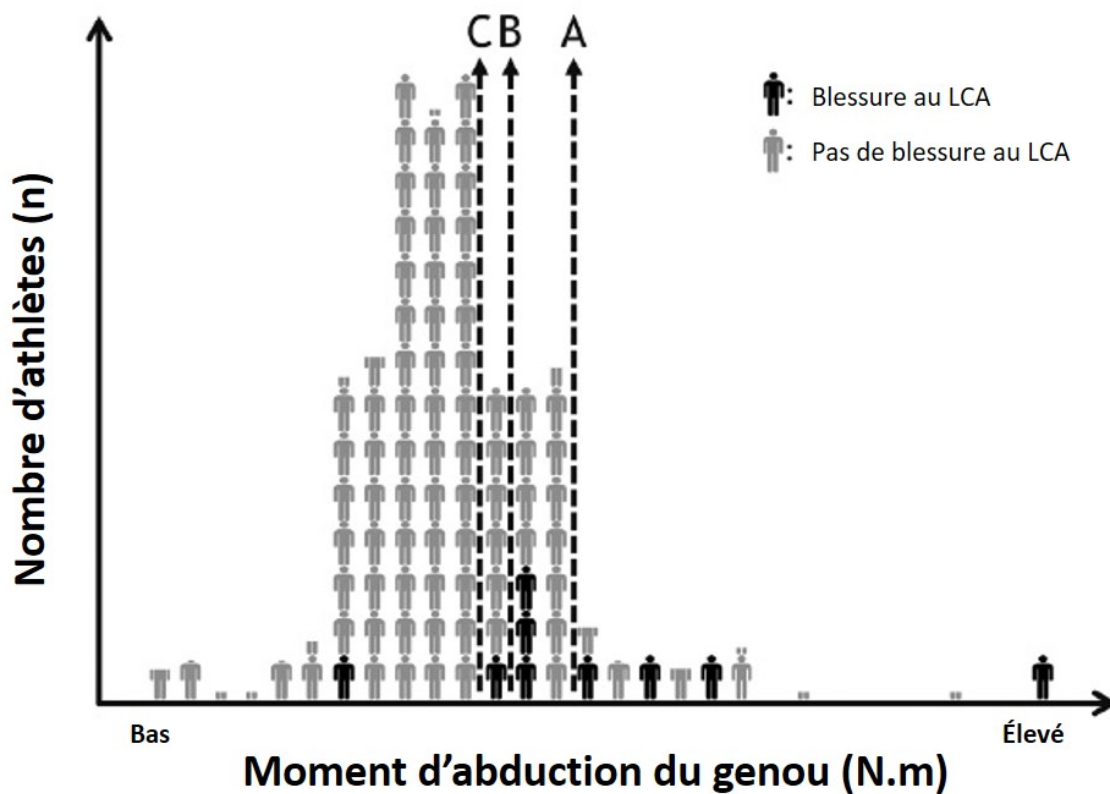
$$Spécificité = \frac{Vrais\ négatifs}{Vrais\ négatifs + Faux\ positifs} \quad (2)$$

La sensibilité et la spécificité d'un test seront influencées par le seuil choisi pour classer les athlètes. Un défi principal lorsque vient le temps de développer un outil de dépistage est la présence d'un chevauchement important des résultats entre les groupes à risque et à non-risque. Alors qu'on recherche une réponse dichotomique (risque vs non-risque / blessé vs non-blessé), la nature des tests de performance et des questionnaires fait en sorte qu'il y a rarement une valeur de seuil nette et précise. La sensibilité et la spécificité sont inversement reliées ; lorsque l'on veut augmenter la sensibilité (augmenter le nombre de vrais positifs et diminuer le nombre de faux négatifs), le chevauchement des réponses fait en sorte que plus d'athlètes en santé seront faussement identifiés comme étant à risque (plus de faux positifs) ce qui diminuera la spécificité du test, et vice-versa (Figure 15). Dans la Figure 15, en choisissant un seuil au point A, on obtient une sensibilité de 44 % (4 des 9 athlètes blessés sont identifiés correctement), et une spécificité de 93 %, [143]. En déplaçant le seuil vers la gauche, on augmente progressivement la spécificité à 78 % en B et à 89 % en C, mais

ceci fait en sorte que de plus en plus d'athlètes sains sont classés comme blessés (faux-positifs) ce qui fait progressivement diminuer la spécificité jusqu'à 70 % [143]. En produisant un graphique de la sensibilité en fonction de (*1-spécificité*) pour différentes valeurs de point de coupure, on peut déterminer la courbe de fonction d'efficacité des récepteurs, souvent appelée ROC (*receiver operator characteristic*) afin d'identifier la valeur de seuil maximisant la sensibilité et la spécificité (dans l'exemple de la Figure 15, cette valeur se situait au point B. L'aire sous la courbe ROC est aussi une mesure importante de la validité diagnostique d'un test : une aire sous la courbe se rapprochant de 1 signifie une haute capacité à classer correctement les sujets/athlètes, alors qu'une aire sous la courbe de 0.5 représente la ligne de *zéro discrimination* et indique que le test n'est pas meilleur que de tirer à pile ou face [142].

Un deuxième défi dans le développement des tests de dépistage de blessure est le fait que la valeur de seuil pour un test varie souvent d'une cohorte à l'autre. Par exemple, la valeur de seuil pour la force excentrique des ischio-jambiers au test *Nordic Hamstring* qui augmentait le risque de déchirure musculaire des ischio-jambiers était de 256 N, 268 N et 337 N chez des joueurs de football australien, rugby et soccer, respectivement [143]. C'est deux défis font en sorte que la valeur prédictive des tests de performance est souvent inconnue.

Finalement, une autre limitation qui explique la variété de conclusions en ce qui a trait à la validité diagnostique des différents tests de dépistage est l'absence de standardisation de la définition de blessure. Par exemple, Kiesel et al. [145] définissent une blessure comme étant le fait de faire partie du groupe de réserve des blessés et de manquer au moins *trois semaines* d'entraînement chez des joueurs de football universitaire. En comparaison, Martin et al. [146] considèrent comme une blessure toute blessure subie pendant la pratique sportive causant la perte d'au moins *un jour* d'entraînement ou de compétition, ou ayant requis une attention médicale. On peut supposer que les différentes définitions de ce qu'est une blessure auront un impact sur la sensibilité et la spécificité des tests de dépistage et que leurs critères de coupure seront donc différents d'une étude à l'autre.



**Figure 15:** Représentation schématique des données de Hewett et al. [144] illustrant la relation entre le moment d'abduction du genou et le risque de blessure au ligament croisé antérieur (LCA) et l'influence de la valeur de seuil sur la sensibilité et la spécificité. Les traits A, B et C indique trois alternatives de valeur de seuil. À noter que la proportion relative d'athlètes blessés ( $n=9$ ) par rapport aux non-blessés ( $n=196$ ) n'est pas à l'échelle, car chaque athlète blessé est dépeint par un personnage en taille pleine. Traduite avec autorisation de Bahr [143].



### 1.5.2 L'évaluation fonctionnelle de l'épaule

Une limitation fonctionnelle est définie comme une limitation de performance au niveau d'une articulation ou de la personne dans son ensemble [147]. La fonction de l'épaule peut être mesurée de plusieurs façons. Les méthodes d'évaluation peuvent être regroupées en trois catégories : les tests cliniques, les mesures autodéclarées et les mesures de performance. Chacune de ces catégories contribue à la compréhension de la fonction de l'épaule, mais présente aussi certaines limitations.

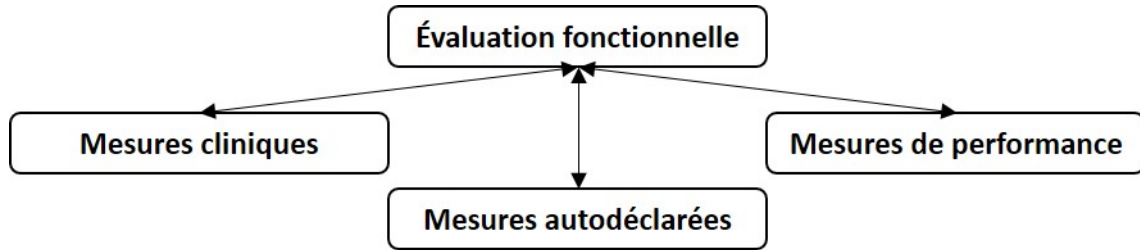
Les mesures cliniques visent à identifier des déficiences au point de vue de la mobilité articulaire, force musculaire, fonction motrice. Les tests sont choisis en fonction des facteurs de risque associés à l'occurrence de la blessure d'intérêt. La présence d'une déficience sur un ou plusieurs tests pourrait donc contribuer à des limitations fonctionnelles ou à la présence de douleur. Les tests cliniques sont effectués régulièrement par les thérapeutes car ils sont simples et rapides. Par contre, la majorité des tests cliniques démontrent une faible sensibilité et spécificité, ce qui rend leur utilisation discutable [147]. De plus, une limitation tissulaire n'est pas toujours associée à une perte de fonction [148, 147]. Pour ces raisons, il est important de compléter une évaluation clinique avec des mesures autodéclarées et/ou de performance.

Les mesures autodéclarées sont aussi régulièrement utilisées dans le processus d'évaluation. À l'aide de questionnaires précédemment validés, le patient évalue son niveau de douleur et de fonction pour une articulation visée. Plusieurs questionnaires spécifiques au membre supérieur existent; entre autres le *Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand* (DASH) [149], le *Functional Arm Scale for Throwers*© (FAST©) [150, 151], *Western Ontario Instability Index* (WOSI) [152], le *Swimmer's Functional Pain Scale* (SFPS) [153] et le *Kerlan-Jobe Orthopedic Clinic Shoulder and Elbow score* (KJOC) [154]. Les mesures autodéclarées sont importantes, car elles permettent d'inclure la perspective du patient/athlète par rapport à leur condition et/ou la progression de leur réhabilitation, qui est d'ailleurs parfois drastiquement différente de l'évaluation objective à l'aide de tests de performance [147]. En revanche, une limitation commune des mesures autodéclarées est qu'elles sont souvent influencées par le niveau de douleur ressenti ce qui peut mener à des biais de perception par les individus. De plus, la validité de certains de ces tests, comme le DASH, est limité chez les

populations athlétiques en raison d'un effet de plafond du score, ce qui limite leur sensibilité [155]. Il est généralement recommandé de ne pas utiliser les mesures autodéclarées de façon isolée, mais plutôt de les combiner avec des mesures objectives de performance [156].

Finalement, les mesures de performance sont de plus en plus populaires pour caractériser la fonction de l'épaule, surtout post-blessure pour déterminer le moment opportun de retour au jeu, mais aussi en prédiction de blessure. Certains auteurs décrivent ces mesures comme des tests fonctionnels, mais il est plus avisé de parler de ces tests comme des mesures de performance physique, car chaque test évalue une qualité ou un construit spécifique de la fonction [147, 157] ; la puissance, la force, la stabilité, etc. À notre connaissance, les tests de performance spécifiques au membre supérieur les plus étudiés sont le *Closed kinetic chain upper extremity stability test* (CKCUEST), le *Seated shot put*, et le *Upper quarter Y-balance test*, comme rapporté par Tarara et al. [23]. La limitation principale des tests de performance est que la littérature à propos du lien entre ces mesures et le risque de blessure ou la fonction de l'athlète est peu développée ; au niveau de l'épaule notamment, aucun test de performance en lui-même ne permet de prédire l'occurrence de blessure [23, 158]. Plusieurs raisons expliquent le manque d'évidence scientifique entre les mesures de performance et la prédiction de blessure : différents domaines d'intervention (physiothérapie, préparation physique, médecine, etc.) s'intéressent à différentes fonctions, parfois ces disciplines se basent surtout sur des évidences anecdotiques ou encore, la recherche dans un domaine d'intervention est jeune (nouvel intérêt) [147]. En résumé, bien que les mesures de performances présentent un potentiel intéressant dans le dépistage des blessures, il est important d'évaluer la validité de ces tests à prédire les blessures, et ce tout particulièrement dans le cas du membre supérieur.

Selon Reiman et Manske [147], l'évaluation fonctionnelle nécessiterait la compilation des diverses méthodes d'évaluation : les mesures cliniques, les mesures autodéclarées et les mesures de performance (Figure 16). Cependant, peu de littérature sur la façon de combiner les résultats de différents tests et sur la validité de ces évaluations multifactorielles existe. Par exemple, plusieurs protocoles combinant des mesures de performance et des évaluations subjectives des patrons moteurs ont été proposés dans la littérature ces dernières années et ont démontré une bonne répétabilité de la mesure : *Athletic ability assessment*, *Conditioning specific movement tasks*, *Netball movement screening*



**Figure 16:** Modèle conceptuel de l'évaluation fonctionnelle. Traduite avec autorisation de Reiman et Manske [147].

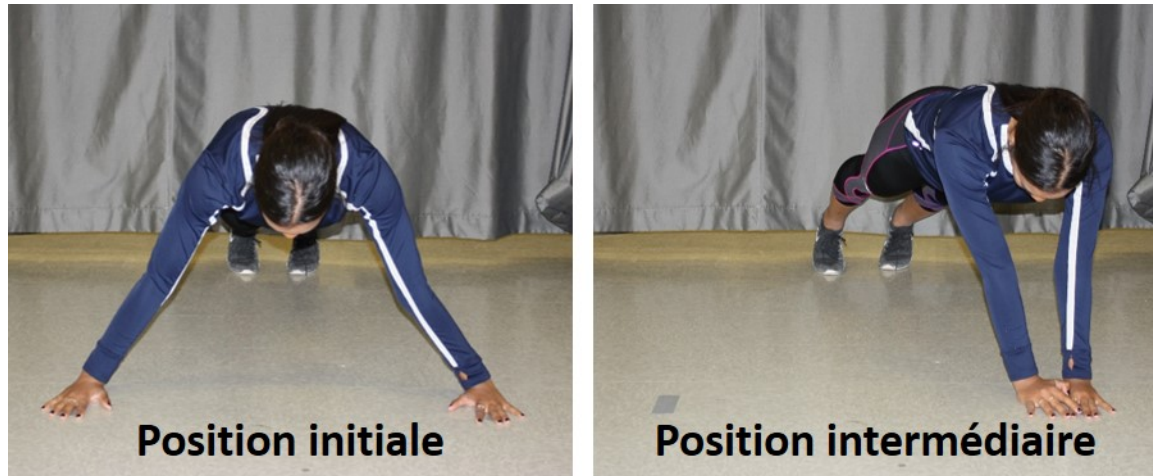
*tool, 16-item physical performance measures* [158]. En revanche, aucune étude sur la capacité de prédiction de blessures de ces protocoles n'existe à ce jour. De plus, en s'attardant aux dix protocoles revus par McCunn et al. [158], on peut noter que seuls quatre d'entre eux (*Functional Movement Screen, Athletic ability assessment, Netball movement screening tool* et *16-item physical performance measures*) incluent des tests du membre supérieur et que ces derniers représentent 10 à 20 % du contenu total de ces protocoles. Afin de pouvoir bien discriminer quels athlètes sont à risque de blessures à l'épaule dans des sports comme la natation, le handball, le baseball ou le tennis, il serait avisé de développer un protocole composé de tests principalement orientés vers l'évaluation de la fonction du membre supérieur.

Un certain paradoxe existe cependant ici : alors qu'il serait recommandé de combiner plusieurs mesures et méthodes d'évaluation pour optimiser le dépistage des blessures à l'épaule, l'administration de nombreux test lors d'un tel dépistage multifactoriel peut prendre beaucoup de temps (surtout s'il y a plusieurs athlètes). De ce fait, il est souvent suggéré de limiter le nombre de tests à un minimum nous permettant de prédire les blessures [159]. Le choix des tests à inclure est par contre difficile en raison de l'absence de littérature sur la validité des nombreuses méthodes d'évaluation de l'épaule à prédire les blessures. Dans une étude préliminaire, Tarara [160] a développé un modèle de prédiction clinique pour identifier les athlètes de baseball à risque de blessure au membre supérieur à l'aide de 16 tests de performance et du KJOC (mesures autodéclarées). Le CKCUEST était selon l'auteur un des trois seuls tests (avec le squat unilatéral et le test de mobilité de l'épaule du *Functional Movement Screen*) démontrant des différences significatives entre les groupes blessés et non-blessés. De plus, en utilisant seulement le score au KJOC, l'auteur pouvait identifier les blessures rétrospectivement à 89 % chez les lanceurs de

baseball [160]. Hegedus et al. [157] suggèrent d'ailleurs de combiner le KJOC et le CKCUEST pour évaluer la fonction de l'épaule auprès des populations athlétiques. Par contre, leur recommandation n'est pas basée sur les résultats d'une étude, mais est plutôt le fruit de leur interprétation de la littérature et de leur expérience clinique. En prenant en considération ces recommandations et les limitations présentées ci-haut, il apparaît important de déterminer si le CKCUEST et le KJOC peuvent bel et bien être considérés comme des outils de dépistage des blessures à l'épaule valides auprès de populations d'athlètes en sports aquatiques et de lancers. Les deux prochaines sous-sections font une présentation et une synthèse de la littérature de ces deux tests.

### 1.5.2.1 CKCUEST

Le CKCUEST est un des tests de performance du membre supérieur les plus étudiés (voir Tableau IV). Ce test est intéressant, car il est rapide, facile à réaliser et pourrait s'appliquer à plusieurs sports [161, 162]. Le CKCUEST s'effectue avec l'athlète en position pushup étendue avec les mains à 36 pouces d'écart, soit 91.4 cm, comme illustré à la Figure 17. Au signal, l'athlète doit en alternance lever une main et toucher la main opposée avec cette dernière puis revenir à la position initiale et ce, le plus de fois possible en 15 secondes. Un nombre de touches plus élevé est associé à une meilleure fonction de l'épaule en chaîne fermée. Bien que la répétabilité du test soit établie (voir [163, 164, 165, 166] dans le Tableau IV), la validité et les construits que le test évalue sont encore méconnus. Le test s'effectuant en chaîne fermée, il est difficile d'identifier les construits d'évaluation car les différentes articulations travaillent de façon interdépendante et des compensations peuvent masquer une limitation fonctionnelle. Certains suggèrent que le CKCUEST évalue la capacité musculaire et le contrôle neuromusculaire du membre supérieur et évalue simultanément la stabilité, la vitesse/puissance, l'endurance et la force [162, 165, 167]. Lee & Kim [164] ont cherché à évaluer la validité du CKCUEST en comparant la performance au test avec la force isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule et la force de préhension. Ils ont rapporté de fortes corrélations ( $0.79 < r < 0.94$ ) entre le score au CKCUEST et les différentes mesures de force et concluent que le CKCUEST était valide pour évaluer la fonction de l'épaule en milieu clinique. Il faut cependant noter que la performance moyenne au CKCUEST (moyenne de 13 touches) dans cette étude était très faible ce qui diminue sa portée dans l'évaluation de la validité



**Figure 17:** Position initiale et intermédiaire du CKCUEST. L'objectif du test est de compléter le plus d'allers-retours en 15 s.

du test.

Seuls Pontillo et al. [162] ont évalué la capacité du CKCUEST à prédire les blessures à l'épaule. Taylor et al. [165] ainsi que Audenaert et al. [168] ont rapporté des valeurs normatives par sexe et sport pour le CKCUEST, mais ces valeurs n'étaient pas associées à un risque de blessure. Auprès d'une population de joueurs de football universitaire, Pontillo et al. [162] ont rapporté qu'une valeur de seuil à 21 touches pouvait identifier quels joueurs subiraient une blessure à l'épaule au cours de la saison avec une sensibilité de 83 % et une spécificité de 79 %. Les joueurs complétant moins de 21 touches avaient 18.75 fois plus de chance de souffrir d'une blessure à l'épaule que ceux complétant plus de 21 touches. Tucci et al. [166] ont aussi rapporté que le nombre de touches au CKCUEST était plus petit chez les patients souffrant d'un syndrome d'accrochage de la coiffe des rotateurs que chez des personnes saines. Par contre, la population évaluée était majoritairement sédentaire et les patients souffrant de douleur à l'épaule étaient beaucoup plus âgés que les sujets sains (47 ans versus 23 ans) [166]. À l'opposé, Sciascia et Uhl [161] n'ont rapporté aucune différence significative de performance au CKCUEST entre des adultes asymptomatiques et symptomatiques d'âge similaire ( $29 \pm 7$  ans et  $30 \pm 8$  ans, respectivement). Il est donc possible que les différences de performance observées entre les groupes soient plutôt reliées à un effet de l'âge.

À la lumière des deux paragraphes précédents, on voit donc qu'il y a un besoin d'évaluer la validité

et la capacité à détecter les blessures à l'épaule du CKCUEST chez les populations sportives. Ce cheminement est nécessaire pour confirmer les recommandations de Hegedus et al. [157] comme quoi le CKCUEST et le KJOC représentent la combinaison optimale pour le dépistage des blessures à l'épaule chez les athlètes.

**Tableau IV:** Tableau sommaire des études sur la fiabilité du CKCUEST ou sur sa validité diagnostique à prédire les blessures à l'épaule.

Auteurs	Population	Évaluations	Résultats
Goldbeck et Davies [163]	24 H étudiants collégiaux, âge moyen 20.3 ans	CKCUEST <sup>1</sup> , 3 essais de 15 s, 45 s repos	score CKCUEST = 27.8 ± 1.77 touches ; répétabilité intrasession ICC = 0.922 ; répétabilité intersession ICC = 0.927
Roush et al. [169]	77 joueurs de baseball collégiaux division 3, sains	CKCUEST, 3 essais de 15 s, 45 s repos	score CKCUEST = 30.4 ± 3.87 touches ; Aucune différence au score entre les positions
Negrete et al. [170]	180 adultes actifs et sains: 69 H et 111 F, âge 24.3 ± 5.3 ans	CKCUEST, 3 essais de 15 s, 45 s repos, position modifiée sur les genoux pour les filles ; lancer MB, lancer softball, pushup, pullup	score CKCUEST = 20.74 ± 5.65 touches ; corrélations faible à modérée avec distance de lancer (r = 0.33), pushup (r = 0.54), pull-up modifié (r = 0.59) et lancer MB (0.63 < r < 0.66)
Tate et al. [171]	236 nageurs entre 8 et 77 ans: 42 (8-11 ans), 43 (12-14 ans), 84 (15-19 ans), 67 (23-77 ans), classé selon présence de douleur à l'épaule ou non	CKCUEST pour 12+ ans, position modifiée (24 pouces) pour moins de 12 ans, 1 essai de 15 s	score CKCUEST = 15.45-19.11 touches ; pas de différence entre groupe symptomatique et asymptomatique pour le score CKCUEST
Westrick et al. [167]	30 cadets sains: 24 hommes, 6 femmes	CKCUEST, 3 essais de 15 s, 45 s repos, position modifiée sur les genoux pour les filles ; UQYBT ; RoM et force isométrique pour flexion, ABD, IR et ER	score CKCUEST = 18.8 ± 3.3 (hommes) et 15.9 ± 4.5 (femmes) touches ; corrélation modérée avec UQYBT (0.43 < r < 0.49) ; pas de différence pour le sexe
Jayesh et al. [172]	20 adultes actifs dans sports ciblant l'épaule et ayant dyskinésie de la scapula: 15 H et 5 F, âge 23.30 ± 2.56 ans	CKCUEST, 3 essais de 15 s, 45 s repos ; indice de performance de lancer ; <i>Lateral Scapular Slide Test</i> ; longueur petit pectoral	score CKCUEST 21.62 ± 3.92 pré-intervention et 25.84 ± 4.87 post-intervention

**Tableau IV: (suite)**

Auteurs	Population	Évaluations	Résultats
Pontillo et al. [162]	26 athlètes football NCAA division 1: 6 blessures en cours de saison	CKCUEST, 2 essais de 15 s, 60 s de repos ; force isométrique full-can et ER à 90° ABD ; 3 tests de fatigue ( <i>prone Y-test</i> , scaption, <i>cable press</i> )	score CKCUEST 22.5 ± 4.3 touches ; validité pronostique pour coupure à 21 touches : Sn = 0.83, Sp = 0.79, RV+ = 4.74, RV- = 0.25, OR = 18.75, ROC = 0.86
Tucci et al. [166]	108 volontaires: 40 athlètes sains (22 ans), 40 adultes sédentaires (23 ans), 28 patients avec accrochage de la coiffe (47 ans)	CKCUEST, 3 essais de 15 s, 45 s repos ; position modifiée sur les genoux pour les femmes	score CKCUEST = 24.5-27.9 (athlètes), 22.6-24.7 (sédentaires), 10.1-12.2 (patients) ; CMN = 2.05-3.91 ; SEM = 1.45-2.76 ; répétabilité intersession ICC = 0.85-0.96 ; répétabilité intrasession ICC = 0.86-0.96
Lee et Kim [164]	40 adultes Coréens: 20 H et 20 F, âge 28.96 ± 3.15 ans	CKCUEST, 3 essais de 15 s, 45 s de repos ; force de préhension, IR et ER isocinétique 45° ABD à 60 et 180 °/s	score CKCUEST = 13.31 ± 4.78 ; ICC test-retest = 0.97 ; corrélation 0.79 < r < 0.94 entre CKCUEST et force préhension, IR et ER
Sciascia et Uhl [161]	36 adultes: 18 sains et 18 avec douleur à l'épaule, âge moyen 30 ans	CKCUEST, 2 essais de 15 s, 45 s de repos ; Force isométrique maximale en scaption, 1RM en scaption (estimée à partir de 10RM)	score CKCUEST de 22 ± 5 pour les 2 groupes; CMN = 4 touches ; SEM = 2 touches
Tucci et al. [173]	30 étudiants universitaires sains: 15 H et 15 F, âge moyen 24.1 ans	CKCUEST, positions rapprochée (distance inter-acromiale) et intermédiaire (150 % distance inter-acromiale), 3 essais de 15 s, 45 s repos, 5 min de repos entre les conditions, position modifiée sur les genoux pour les filles, cinématique et cinétique mesurées avec système électromagnétique et plateforme de force AMTI	score CKCUEST non rapporté ; aucune différence cinématique ou cinétique entre les positions de test ; participants préfèrent une distance de main rapprochée ; en position pushup, environ 65 % du poids du corps soutenu, seulement 24 % pour la position modifiée sur les genoux



**Tableau IV: (suite)**

Auteurs	Population	Évaluations	Résultats
de Oliveira et al. [174]	25 adolescents: 14 F, 11 H, âge 16.92 ± 1.41	CKCUEST, 3 essais de 15 s, 45 s repos ; position modifiée sur les genoux pour les filles	score CKCUEST = 25.6-28.0 touches ; répétabilité intersession ICC = 0.68 ; SEM = 2.17 ; CMN = 6.01

<sup>1</sup> CKCUEST effectué en position classique, les mains à 36 pouces de distance, sauf indication contraire

**Abbreviations :**

H, hommes ; F, femmes ; MB, ballon médicinal ; RM, répétition maximale ; RoM, amplitude de mouvement ; ABD, abduction de l'épaule ; ER, rotation externe concentrique ; IR, rotation interne concentrique ; UQYBT, *Upper quarter Y-balance test* ; Sn, sensibilité ; Sp, spécificité ; RV+/RV-, ratios de vraisemblance positif et négatif ; OD, odds ratio ; ROC, fonction d'efficacité des récepteurs ; CMN, changement minimal notable ; SEM, erreur standard de la mesure

### 1.5.2.2 KJOC

Le KJOC est un questionnaire sur la fonction de l'épaule spécifique aux athlètes de sports de lancer ou de natation (voir l'Annexe pour un exemple du questionnaire). Il a été développé par Alberta et al. [154] et a été validé auprès de populations asymptomatiques et symptomatiques pratiquant le baseball [154, 175], la balle-molle [176], le football [161] et la natation [177] (voir le Tableau V pour un sommaire). Contrairement à d'autres questionnaires qui s'intéressent surtout à la présence de symptômes, le KJOC comporte 10 items évaluant la fonction ou la performance, les symptômes et l'impact des symptômes ou des blessures sur les relations interpersonnelles (avec les entraîneurs, commanditaires, coéquipiers, etc.). Chaque item est évalué sur 10 à l'aide d'une échelle analogique visuelle puis la somme sur 100 est calculée ; un score de 100 représente le plus haut niveau de fonction. Le questionnaire inclut aussi une page d'information démographique où l'athlète doit notamment fournir des informations sur son historique de blessures, de traitements/chirurgies, son niveau de compétition et finalement, il/elle doit s'identifier selon trois catégories : *actif-asymptomatique*, *actif-blessé* ou *inactif-blessé*. Ces informations pourront d'ailleurs être très utiles lors d'analyses sur la validité diagnostique de tests de dépistage, car elles permettent de catégoriser les athlètes dans divers groupes selon leur état de santé.

**Tableau V:** Tableau sommaire des études sur la fiabilité du KJOC ou sur sa validité diagnostique à prédire les blessures à l'épaule.

Auteurs	Population	Évaluations	Résultats
Alberta et al. [154]	282 athlètes collégiaux et pro: 251 H, 31 F ; 215 baseball, 38 natation ; âge = 23.7 ans	KJOC et DASH	KJOC = 94.4 (actif-sain), 61 (actif-douleur), 44.3 (inactif) ; KJOC = 64.1 lorsque blessure à l'épaule ; répétabilité test-retest: ICC = 0.88 ; corrélation élevée avec DASH (r = 0.81) et DASH sport (r = 0.85)
Domb et al. [178]	55 joueurs de baseball pro post-chirurgie pour ligament collatéral ulnaire et 123 lanceurs asymptomatiques	DASH et KJOC	Corrélation modérée entre KJOC et DASH (r = -0.693) et DASH module sport (r = -0.804) ; KJOC sensible et discriminant pour catégoriser les athlètes: 47.5 (inactif-douleur), 73.5 (actif-douleur), 90.4 (actif-sain), 95.4 (jamais blessé) ; coupure à 81.3 pour discriminer la capacité à performer sans douleur, Sn = 1.0, Sp = 0.9 ; KJOC seul à discriminer entre actif-douleur et inactif-douleur
Neri et al. [179]	23 athlètes collégiaux ou pro, post-opératoire SLAP II ; 13 actif-sain, 6 actif-douleur, 4 inactif-douleur	KJOC vs ASES	Score moyen KJOC = 76.9; Précision de 85 % du KJOC pour déterminer retour au jeu sans douleur ; KJOC = 86.4 (actif-sain), KJOC = 64.8 (actif-douleur ou inactif) ; coupure KJOC = 85, ROC = 0.85 ; KJOC inférieur si présence de déchirure de la coiffe
Franz et al. [175]	203 athlètes baseball masculin: 97 lanceurs, 47 MLB, 156 ligues mineures	KJOC pré-, post- et pré-saison 2011-2012	Score moyen KJOC = 95.9 ; KJOC = 97 (actif-sain), KJOC = 77 (actif-douleur) et KJOC = 66 (inactif); historique de blessure associé à une diminution de 10 pts sur KJOC (86.7 vs 96.9) ; historique d'opération (KJOC = 75.4) ; aucune différence dans le temps
Kraeutler et al. [180]	44 lanceurs pro et ligues mineures, exclusion si sur la liste des blessés	KJOC pré-saison	Score moyen KJOC = 94.82 ; seulement 16 % des lanceurs avec score < 90
Drake et al. [153]	58 athlètes en natation, 13-18 ans ou collégial ; 28 H et 30 F ; âge = 16 ± 2 ans, 20 % blessure	KJOC et SFPS	Score moyen KJOC = 82.5±19

**Tableau V: (suite)**

Auteurs	Population	Évaluations	Résultats
O'Brien et al. [181]	33 patients post-chirurgie pour UCL ; 30 joueurs de baseball, 3 lanceurs javelot, 82 % retournés à la compétition	KJOC	Score moyen KJOC = 76; athlètes ayant réussi retour à la compétition, KJOC = 77, athlètes inactifs, KJOC = 69
Paci et al. [182]	42 lanceurs de baseball collégial Div 1 sur 3 saisons, 15 lanceurs ont été blessés, environ 41 jours manqués par lanceur	Dépistage pré-saison: RoM, MMT, FMS, KJOC, UEPH, MASES	Score moyen KJOC = 86.93±12.49 ; corrélation modérée ( $\rho = 0.63$ ) entre KJOC et nombre de jours manqués
Wymore et Fronck [177]	99 athlètes natation NCAA ; 46 H et 53 F	KJOC	Score moyen KJOC = 79 ± 18.7 ; KJOC = 53.9 (blessés) vs KJOC = 85.9 (actif-sain) vs KJOC = 60 (actif-douleur) ; KJOC = 86.4 si moins de 10 ans d'expérience mais 72.0 si plus de 11 ans
Holtz et O'Connor [176]	53 lanceuses de balle molle, 12-18 ans	KJOC pré- et post-saison; temps manqué pour blessure	Score KJOC = 79.5 (historique blessure), KJOC = 90.9 (jamais blessé), KJOC = 76 (actif-douleur), OR = 3.5 pour score < 90; score KJOC ne change pas en cours de saison
Fronck et al. [183]	366 lanceurs pro et ligues mineures, âge = 22.9 ans, 45 avec historique de blessure, 15 blessés	KJOC pré-saison ; version modifiée pour évaluer seulement l'épaule (Cronbach = 0.91)	Score moyen KJOC = 92.8 ± 12.1 ; historique de blessure associé à une diminution de 9.6 pts sur KJOC (84.4 vs 94) ; KJOC = 93.5 (actif-sain), KJOC = 83.4 (actif-douleur) et KJOC = 75.8 (inactif)

**Abbreviations :**

H, hommes ; F, femmes ; ASES, *American Shoulder and Elbow Surgeons questionnaire* ; DASH, *Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand score* ; KJOC, *Kerlan-Jobe orthopaedic clinic shoulder and elbow score* ; MASES, *Modified American Shoulder Elbow Score questionnaire* ; SFPS, *Swimmer's Functional Pain Scale* ; UEPH, *Upper Extremity Patient History questionnaire* ; FMS, *Functional Movement Screen* ; MMT, test musculaire manuel ; RoM, amplitude de mouvement ; Sn, sensibilité ; Sp, spécificité ; ROC, fonction d'efficacité des récepteurs

Comme on peut le voir dans le Tableau V, plusieurs études ont démontré que le KJOC avait une grande sensibilité et spécificité pour identifier les blessures à l'épaule reliées à la pratique sportive. Domb et al. [178] ont d'ailleurs montré que ce dernier était supérieur au DASH pour discriminer entre les athlètes *actifs-asymptomatiques*, *actifs-blessés*, *inactifs-blessés* et même des athlètes n'ayant aucun historique de blessure au membre supérieur. De plus, dans une revue systématique récente, Gallagher et al. [184] ont rapporté que seuls trois questionnaires mesurant l'impact des blessures sur la performance démontraient une validité acceptable dans un contexte de haute performance sportive : deux questionnaires de l'*Oslo Sports Trauma Research Centre*, et le KJOC. Le KJOC, en plus d'être spécifique au membre supérieur, est le seul questionnaire à avoir été validé tant au niveau de la validité des construits, de la cohérence interne, du contenu, de la répétabilité, sensibilité au changement et pour les mesures minimale et maximale.

## 1.6 Synthèse de la revue et pistes de réflexion

La section 1.1 a fait le constat des type de blessures à l'épaule communes chez les athlètes de sports aquatiques et d'armée du bras. La stabilité des articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique semble particulièrement importante et étant principalement assurée par les muscles entourant l'épaule, il apparaît important de bien comprendre les patrons musculaires assurant cette stabilité.

Les sections 1.2 et 1.3 ont fait un état des connaissances et de certaines limitations ayant trait à l'étude de l'activité musculaire (EMG) et de la force ou couple articulaire à l'épaule. D'un côté, les principales limitations des études sur l'activité musculaire à l'épaule sont que cette dernière soit le plus souvent mesurée lors de mouvements sous-maximaux, en mode isométrique ou concentrique à basse vitesse et auprès de population contrôle ou clinique. Sachant que lors de l'exécution d'un lancer et lors de la nage les muscles de la coiffe des rotateurs sont recrutés en excentrique et à vitesse élevée, la mesure de l'activité musculaire dans ces modes de contractions permettrait une meilleure compréhension des patrons musculaires à l'épaule et pourrait aider à la prévention de blessure chez les athlètes. De l'autre côté, l'évaluation isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule est souvent réalisée à basse vitesse et lorsqu'elle est réalisée à vitesse élevée, la fiabilité de la mesure

fait souvent défaut. De plus, il est souvent présumé que ce type d'évaluation cible principalement les muscles de la coiffe des rotateurs alors qu'il ne faut pas oublier que d'autres muscles (grand pectoral, grand dorsal) peuvent aussi produire de la rotation interne ou externe [85].

Pour avoir un portrait plus complet des patrons musculaires à l'épaule, il serait donc important de combiner les mesures d'activité musculaire et l'évaluation isocinétique. Cette approche permettrait de mieux comprendre comment le recrutement musculaire lors d'efforts maximaux est modifié en fonction de la vitesse d'exécution, de la tâche et du type de contraction. Parmi les études ayant étudié l'activité musculaire lors d'efforts maximaux isocinétiques, très peu se sont intéressées aux mouvements de l'articulation gléno-humérale et lorsque c'était le cas, seul un sous-ensemble de muscles était étudié (se référer aux études de David et al. [73] ainsi que Cools et al. [84] dans le Tableau II). L'étude de David et al. [73] est la seule ayant mesuré l'activité de la coiffe des rotateurs, mais les auteurs n'ont pas mené d'analyses statistiques pour comparer les patrons d'activation musculaire entre les conditions et la vitesse de contraction était relativement basse (60 et 180 °/s). À l'opposé, l'étude de Cools et al. [84] est intéressante en raison du grand échantillon d'athlètes (39 athlètes souffrant de douleur à l'épaule dominante et 30 athlètes sains), mais les auteurs ont seulement mesuré l'activité des trois muscles des trapèzes et ce pour la rotation externe concentrique à 60 °/s seulement.

Plusieurs mécanismes physiologiques et psychologiques peuvent entraîner une diminution de la performance et une modification des patrons moteurs lors d'efforts soutenus ou répétés. La section 1.4 a abordé les adaptations musculaires et cinématiques à la fatigue au niveau de l'épaule dans le sport et lors de tâches manuelles répétées, ainsi que les méthodes de mesure et d'analyse de cette fatigue à l'aide de l'EMG. Plusieurs constats et limitations ont été soulevés. D'abord, la majorité des études ayant évalué les changements dans l'activité musculaire des muscles de l'épaule en réponse à la fatigue ont utilisé des tâches de fatigue sous-maximale et ont évalué les paramètres de l'activité musculaire avant et après un protocole de fatigue. Ensuite, les paramètres du signal EMG étant associés au développement de la fatigue (typiquement la MNF ou MDF) sont souvent mesurés lors de contractions isométriques en raison des défis de calculs associés à la non-stationnarité du signal EMG lors de contractions dynamiques.

Les actions spécifiques sportives des sports aquatiques et de lancers sont majoritairement effectuées

à haute vitesse et à intensité (force) maximale pour la vitesse d'intérêt. Il serait donc pertinent d'évaluer les adaptations à la fatigue lors d'une tâche de fatigue dynamique impliquant des contractions musculaires maximales répétées. Comme il a été démontré que des adaptations cinématiques et musculaires peuvent survenir sans pour autant affecter la performance d'une tâche [21], il est important de mesurer l'évolution de la fatigue *durant* la tâche de fatigue plutôt qu'uniquement avant et après. Pour minimiser les défis liés à l'analyse du spectre fréquentiel du signal EMG lors d'efforts dynamiques, il serait pertinent d'utiliser les méthodes d'analyses temps-fréquence, telle la transformation par ondelettes continues. De plus, la géométrie musculaire ayant une influence significative sur le spectre fréquentiel du signal EMG, une tâche de fatigue intégrant des efforts dynamiques cycliques serait à privilégier. Cela permettrait de comparer les paramètres fréquents du signal EMG mesurés dans des conditions similaires d'une répétition à l'autre.

Finalement, la section 1.5 a fait un sommaire des évidences scientifiques et des limitations des tests d'évaluation fonctionnelle du membre supérieur et de leur capacité de dépistage des blessures à l'épaule. Le consensus qui ressort de cette section est qu'il n'existe à ce jour aucun test capable de prédire ou d'identifier le développement ou la présence de blessure à l'épaule chez une population athlétique. Un paradoxe intéressant a été soulevé dans cette section. L'incidence des blessures à l'épaule étant multifactorielle, il serait recommandé d'évaluer la fonction de l'épaule en combinant des mesures cliniques, autodéclarées et de performance [147]. À l'opposé, par contrainte de temps ou en raison de la complexité des analyses multifactorielles, certains suggèrent de limiter le nombre d'évaluation à un minimum [159]. Le CKCUEST et le KJOC ont été proposés par Hegedus et al. [157] comme une combinaison de tests de dépistage optimal pour évaluer la fonction de l'épaule auprès d'une population athlétique, mais cette recommandation est une opinion clinique et n'a pas été validée dans la littérature.

Il y a un intérêt à proposer un modèle de prédiction clinique des blessures à l'épaule. L'élaboration d'un tel modèle passe d'abord par l'identification de tests de dépistage ayant une bonne validité diagnostique. Plutôt que d'évaluer les facteurs de risque individuellement, on devrait plutôt chercher à identifier des interactions entre ceux-ci [185, 186]. Il serait donc recommandé d'utiliser des approches statistiques multifactorielles. Par contre, Bittencourt et al. [185] suggère que les modèles de

régression linéaire multivariée ne sont pas nécessairement adéquats, car il n'y a pas toujours, voire rarement, de relation linéaire entre un facteur et la blessure. De plus, les interactions entre facteurs ne sont pas nécessairement additives comme le suggère un modèle linéaire. Le recours à des méthodes d'apprentissage automatique permettant des analyses multifactorielles non linéaires pourrait donc s'avérer une avenue intéressante.

## 1.7 Objectifs de la thèse

L'objectif ultime du projet de thèse est d'améliorer le dépistage des blessures chroniques à l'épaule chez les athlètes de sports aquatiques et d'armée du bras. L'efficacité d'un programme de dépistage des blessures à l'épaule dans ces sports passe par deux facteurs : une compréhension approfondie du fonctionnement de l'épaule lors d'efforts maximaux et répétitifs, et la validité diagnostique des méthodes d'évaluation. Alors que les outils d'évaluation de haute précision en laboratoire permettent d'évaluer les patrons moteurs à l'épaule de façon précise et ciblée, ces tests sont coûteux, pas toujours accessibles et prennent beaucoup de temps à administrer ce qui en fait de mauvais outils de dépistage selon le consensus du CIO [22]. À l'opposé, les évaluations de l'épaule couramment réalisées en clinique ou en préparation physique sont abordables et faciles à administrer, mais leur validité, souvent indéterminée, limite notre compréhension de la fonction de l'épaule. La présente thèse tente donc de combler l'écart entre l'évaluation en laboratoire et celle de *terrain* en combinant les outils et méthodes avec comme objectifs d'évaluer les patrons moteurs de l'épaule lors d'efforts maximaux et répétitifs et d'évaluer la validité diagnostique de ces méthodes. Trois objectifs principaux orienteront la présente thèse :

- **Objectif 1** : Décrire les patrons de recrutement musculaire à l'épaule lors d'efforts maximaux. Plus spécifiquement, on s'intéressera à l'effet de la vitesse, du type de contraction et de la direction du mouvement de rotation sur le recrutement des muscles de l'épaule. À cet effet, l'activité musculaire de 11 muscles du complexe de l'épaule sera mesurée par électromyographie lors de rotations isocinétiques maximales concentriques et excentriques en rotation interne et externe de l'épaule à 60 et 240 °/s. Les hypothèses sont que les muscles de la coiffe



des rotateurs agiront comme stabilisateurs de l'épaule et que l'activité musculaire des muscles de l'épaule sera altérée lors des contractions excentriques et à vitesse élevée.

- **Objectif 2** : Décrire les adaptations musculaires lors d'une tâche de fatigue aigüe. Plus spécifiquement, on cherchera à caractériser la cinétique de fatigue des muscles de l'épaule lors d'une tâche répétitive ciblée et maximale. À cet effet, l'activité musculaire de 11 muscles du complexe de l'épaule sera mesurée par électromyographie lors d'une série de 50 cycles de rotation isocinétique maximale interne-externe concentrique à 240 °/s et les changements à la fréquence médiane instantanée (MDF) du signal électromyographique seront analysés. L'hypothèse est que la MDF de tous les muscles de l'épaule diminuera au cours de la tâche à mesure qu'une fatigue aigüe se développera, et que cette diminution sera associée à une diminution de force.
- **Objectif 3** : Déterminer la validité diagnostique de diverses méthodes d'évaluation pour identifier les athlètes souffrant de blessures à l'épaule. Plus spécifiquement, on s'intéressera à la validité diagnostique du questionnaire KJOC, du test de performance CKCUEST et à l'évaluation des couples en rotation interne et externe sur dynamomètre isocinétique. L'hypothèse est que les évaluations de *terrain* comme le KJOC et le CKCUEST auront une validité diagnostique bonne et similaire à l'évaluation isocinétique dans l'identification des athlètes blessés à l'épaule.

## **2 ARTICLE 1: Patrons d'activité musculaire à l'épaule**

Ce chapitre se présente sous la forme d'un article, publié dans le *Journal of Sports Sciences*. Cet article a été coécrit par Sylvain Gaudet, Jonathan Tremblay et Mickaël Begon. La méthode a été développée par Sylvain Gaudet. La collecte et le traitement des données ont été réalisés par Sylvain Gaudet. La rédaction de toutes les sections de l'article a été faite par Sylvain Gaudet, puis Mickaël Begon, et Jonathan Tremblay ont effectué plusieurs révisions de l'article en faisant part de leurs critiques et en proposant des ajustements.

### **Muscle Recruitment Patterns of the Subscapularis, Serratus Anterior and Other Shoulder Girdle Muscles during Isokinetic Internal and External Rotations.**

Sylvain Gaudet, Jonathan Tremblay, et Mickael Begon. (2018)

*Journal of Sports Sciences*, 36(9):,985–93. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1347697>.

## Résumé

Les objectifs de cette étude étaient d'examiner les différences dans l'activité musculaire maximale et les patrons de recrutement musculaire lors de rotations isocinétiques internes et externes de l'épaule, concentriques et excentriques, à haute et basse vitesse. L'activité électromyographique de la coiffe des rotateurs et de huit muscles superficiels du complexe de l'épaule a été enregistrée chez 25 adultes en bonne santé lors de rotations isocinétiques internes et externes de l'épaule à 60 et 240 °/s. L'activité musculaire maximale, les enveloppes électromyographiques et les couples isocinétiques maximaux ont été analysés à l'aide d'une ANOVA à trois facteurs et d'une cartographie statistique paramétrique. Les subscapulaire et le dentelé antérieur ont montré une activité musculaire modérée à élevée pour chacune des conditions, tandis que les deltoïdes médian et postérieur, les trapèzes supérieur, moyen et inférieur, l'infra-épineux et le supra-épineux présentaient des pics d'activité plus élevés pendant les rotations externes (+36.5 % de l'activation volontaire maximale (MVA)). Le grand pectoral et le grand dorsal étaient plus actifs lors des rotations internes (+ 40 % de MVA). Seuls le trapèze moyen et le grand pectoral ont montré une diminution de l'activité électromyographie avec l'augmentation de la vitesse. L'activité musculaire maximale était similaire ou inférieure lors des contractions excentriques, bien que le moment isocinétique maximal soit augmenté de 35 % en moyenne. Le subscapulaire et le dentelé antérieur semblent être d'importants stabilisateurs de l'articulation gléno-humérale et de la scapula. Un entraînement isocinétique excentrique à des vitesses élevées pourrait permettre un recrutement plus rapide des muscles du complexe de l'épaule, ce qui pourrait améliorer la stabilité des articulations lors des rotations internes et externes des épaules.

**Mots-clés:** Électromyographie ; Épaule ; Subscapulaire ; Coiffe des rotateurs ; Isocinétique

## **Abstract**

The aims of this study were to investigate the differences in peak muscle activity and recruitment patterns during high- and low-velocity, concentric and eccentric, internal and external isokinetic shoulder rotations. Electromyographic activity of the rotator cuff and eight superficial muscles of the shoulder girdle was recorded on 25 healthy adults during isokinetic internal and external shoulder rotation at 60 °/s and 240 °/s. Peak muscle activity, electromyographic envelopes and peak isokinetic moments were analyzed using three-factor ANOVA and statistical parametric mapping. The subscapularis and serratus anterior showed moderate to high peak activity levels during each conditions, while the middle and posterior deltoids, upper, middle and lower trapezius, infraspinatus and supraspinatus showed higher peak activity levels during external rotations (+36.5 % of maximum voluntary activation (MVA)). The pectoralis major and latissimus dorsi were more active during internal rotations (+40 % of MVA). Only middle trapezius and pectoralis major electromyographic activity decreased with increasing velocity. Peak muscle activity was similar or lower during eccentric contractions, although the peak isokinetic moment increased by 35 % on average. The subscapularis and serratus anterior appear to be important stabilizers of the glenohumeral joint and scapula. Isokinetic eccentric training at high velocities may allow for faster recruitment of the shoulder girdle muscles, which could improve joint stability during shoulder internal and external rotations.

**Keywords:** Electromyography ; Shoulder ; Subscapularis ; Rotator cuff ; Isokinetics

## 2.1 Introduction

Chronic shoulder injuries are the most common injuries among overhead athletes such as baseball pitchers [3], tennis players [2] and swimmers [4]. The shoulder complex being the most mobile joint of the human body, it relies on its surrounding muscles to create movement as well as ensure stability about the glenohumeral joint [62]. However, the repetitive nature of overhead sports when combined with faulty biomechanics, muscle imbalances or fatigue can lead to chronic shoulder pathologies such as functional instability and secondary impingement [30]. In consequence, a growing body of literature exists on injury prevention and rehabilitation of the shoulder. Lately, eccentric training has gained in popularity among clinicians and researchers, as pointed out by Camargo et al. [187] in their review on eccentric training in the management of rotator cuff tendinopathy. Although improvements in symptoms associated with shoulder pathologies have been observed from eccentric training of the rotator cuff in clinical setting, there is limited evidence on the mechanisms underlying these improvements [187, 30].

In clinical EMG studies, muscle activity has been measured during rehabilitation exercises performed at low velocities [79, 68] or with submaximal loads [67, 76]. Yet, basic skills in overhead sports usually require high rotational velocities and maximal force production about the glenohumeral joint; anywhere from  $240^\circ/\text{s}$  for the swimming stroke [43] to  $7700^\circ/\text{s}$  during a baseball throw [188]. Given that scapular kinematics significantly differs between slow and fast athletic velocities during shoulder flexion or scapular plane abduction [17], it is likely that the muscle activity and coordination pattern of rehabilitation exercises are very different to their athletic counterparts (e.g. external/internal rotations and swim stroke or overarm throw). It would therefore be beneficial to investigate muscular activity during clinical exercises performed at high velocity.

The use of an isokinetic dynamometer enables researchers to measure strength at high velocities and in maximal effort conditions. Most studies on the isokinetic shoulder strength of athletes have been performed at low velocities (30 to  $180^\circ/\text{s}$ ) [45, 48]. Nonetheless, Andrade et al. [47] tested handball athletes in internal and external rotation at 60 and  $300^\circ/\text{s}$  and showed that concentric internal and external rotation moment decreased as the velocity increased and the opposite relationship was

reported during eccentric tasks. However, as reported by Mayer et al. [111], isokinetic testing at velocities higher than 180°/s may not be accurate as the subjects may not be able to produce enough moment to reach the set velocity in time. Indeed, as the target testing velocity increases, the duration of the isokinetic phase (constant angular velocity) is reduced and may even be nonexistent [110]. Although only the moment during the isokinetic phase should be considered for analysis, most isokinetic dynamometers provide moment output throughout the movement but rarely display the matching angular velocity. The peak moment data extracted may thus, unbeknown to the experimenter, be taken from the acceleration or deceleration phases [110]. Therefore, the use of a high-power dynamometer would allow longer relative duration of the isokinetic plateau even at higher speed.

A limited number of studies has combined EMG and isokinetic testing of the shoulder, which makes it difficult to infer on the muscle recruitment patterns during these types of movement, especially in relation to the velocity and type of contraction (concentric vs eccentric). As Duchateau and Beaudry [100] pointed out in their review, during eccentric contractions the EMG amplitude is either similar or lower despite an increased force production compared to concentric contractions. However, these findings come from studies on the lower extremities and, to our knowledge, there are no studies confirming this pattern at the shoulder. Cools et al. [84] have studied muscle activity during isokinetic external rotation of the shoulder, however, they only measured the activity of the trapezius muscles during concentric external rotation at 60°/s. David et al. [73] on the other hand, studied onset and peak EMG activity of the rotator cuff, biceps, deltoids and pectoralis major during eccentric and concentric internal and external rotations of the shoulder at 60 and 180°/s. However, no statistical analysis was carried out to compare the muscular activation patterns between the different conditions. Thus, an analysis of the differences in muscle activation patterns across velocities and types of contraction during isokinetic rotation of the shoulder would improve our understanding of the roles of the muscles and provide valuable data toward the design of evaluation and rehabilitation protocols.

Therefore, the purpose of our study was to examine the effect of speed and type of contraction on the muscular recruitment patterns of the rotator cuff, scapula stabilizers and other superficial muscles acting at the shoulder complex during isokinetic concentric and eccentric internal and external rota-

tions. More specifically, our objective was to determine if there were differences in the peak EMG activity and in the recruitment pattern between the two types of movement (internal versus external rotation), two velocities (60 vs 240°/s), and the type of contraction (concentric vs eccentric) for the shoulder girdle muscles.

## **2.2 Methods**

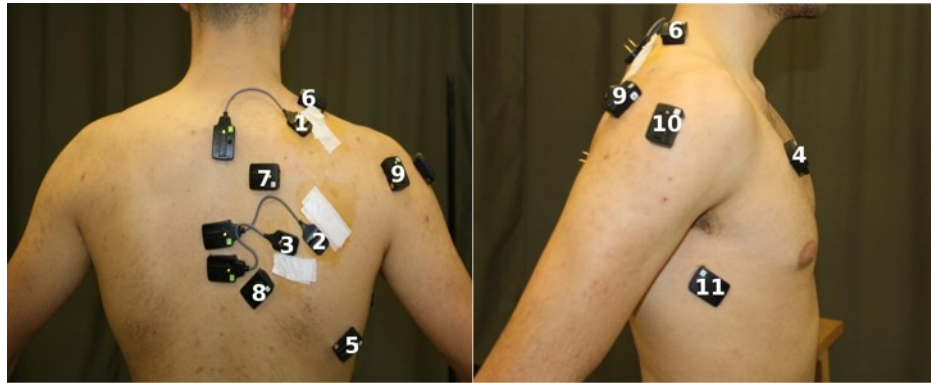
### **Participants**

Eleven males and fourteen females (all right-handed, mean age, 22.6 years (SD 4.4); height, 174 cm (SD 9); weight, 68.7 kg (SD 10.6)) volunteered to participate in this study. Participants were either physically active adults (n = 17) or competitive swimmers (n = 9). All participants were free from shoulder pain or injury at the time of testing and had no history of shoulder surgery or arthroscopical interventions to either shoulder. The protocol was approved by the local ethics committee and all participants read and signed a written informed consent form.

### **Electromyographic Recording**

Intramuscular paired hook fine-wire electrodes (30 mm x 27 ga, Natus Neurology, Middleton, WI, USA) were inserted under sterile conditions into the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis based on the recommendations from Kadaba et al. [81] and Morris et al. [189]. For the subscapularis muscle, only one pair of fine-wire electrodes were used and the needle used for insertion was oriented toward the lower fibers of the muscle. After shaving and cleaning the skin with alcohol, surface EMG sensors (Delsys Trigno Wireless EMG, Natick, MA, USA) were placed according to SENIAM recommendations over the belly of the pectoralis major, latissimus dorsi, upper, middle and lower trapezius, posterior and middle deltoids, and the lower fibers of serratus anterior (Fig. 18).

Fifteen maximal voluntary isometric contractions (MVICs) were completed to obtain maximum voluntary activation (MVA) of each of the 11 muscles of interest, according to the method proposed by Dal Maso et al. [190]. Participants completed two 5-seconds contractions for each MVIC position



(a) Back View

(b) Side View

**Figure 18:** Placement of the surface and intramuscular EMG sensors: 1- Supraspinatus, 2- Infraspinatus, 3- Subscapularis, 4- Pectoralis Major, 5- Latissimus Dorsi, 6- Upper Trapezius, 7- Middle Trapezius, 8- Lower Trapezius, 9- Posterior Deltoid, 10- Middle Deltoid, 11- Serratus Anterior.

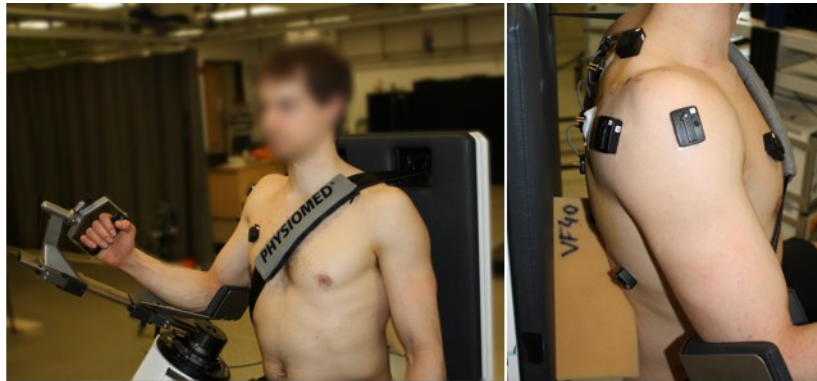
with a 1 minute rest between contractions. Ten minutes of rest were added between the end of the MVICs and the start of the isokinetic testing protocol to minimize potential effect of fatigue.

### Evaluation Protocol

Participants' dominant shoulder was evaluated on a CON-TREX®MJ isokinetic dynamometer (Physiomed, Schnaittach, Germany) with modified software to enable faster acceleration and deceleration. Participants were seated with their arm abducted 30° in the scapular plane (about 30° shoulder flexion) and the elbow flexed at 90° (Fig. 19). They were asked to maintain an upright posture throughout the test to minimize the contribution of the torso during the efforts.

The protocol consisted of a series of maximum concentric and eccentric shoulder internal and external rotations at velocities of 60 and 240°/s. Prior to testing, participants completed submaximal trials of each testing condition to warmup and familiarize themselves with the procedures. The testing range of motion (RoM) was individualized for each subject (mean RoM, 98.69° (SD 14.23)). The order in testing velocities was randomized across subjects. For each velocity the sequence of contractions was internal concentric (IR), external concentric (ER), internal eccentric (IX) and external eccentric (EX). Testing of internal and external rotation strength was alternated to ensure adequate





(a) Front 45° angle view (b) Side View

**Figure 19:** Participants were seated and secured with a security belt on the Contrex ® MJ (a). Blocks of dense foam were placed between the seat and the participant’s back to avoid any contact between the seat and the EMG sensors (b).

recovery of the targeted muscle groups, and concentric contractions were performed before eccentric contractions to reduce possible effect of muscle damage on muscle activity [191]. For clarity, the 8 different testing conditions will be referred to IR-60, ER-60, IX-60, EX-60, IR-240, ER-240, IX-240, and EX-240. For each condition, three repetitions were completed, with 30 seconds rest in between. Recording of the moments produced was done by use of the dynamometer’s continuous passive motion mode to ensure that an isokinetic plateau was attained even at the highest velocity. Signal from the EMG sensors and the isokinetic dynamometer were synchronized and sampled at 900 Hz using Nexus 1.8.5 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK).

### **Data Processing**

EMG data was filtered using a 4th order Butterworth bandpass filter (10-450 Hz) and rectified. The EMG linear envelope was obtained by applying a 4th order zero-lag Butterworth 5 Hz lowpass filter. Each repetition was time normalized (-25% to 100%) according to the start (0%) and end (100%) positions of the dynamometer’s lever for further analyses of EMG time histories. Peak EMG activation of each muscle was extracted for every repetition, normalized to MVA and averaged across the three repetitions. The MVA value for each muscle was calculated as the maximum activation across the 15 positions [190]. Levels of muscle activity were defined using an established grading system

**Table VI:** Approximately 5 % of the EMG signals were removed from analysis due to technical errors.

Muscles	Sum of trials removed	Percentage (%)
Pectoralis	8	1.4
Latissimus Dorsi	27	4.6
Middle Deltoid	5	0.8
Posterior Deltoid	3	0.5
Upper Trapezius	3	0.5
Middle Trapezius	4	0.7
Lower Trapezius	3	0.5
Serratus Anterior	2	0.3
Supraspinatus	28	4.7
Infraspinatus	46	7.8
Subscapularis	174	29.4
Total	303	4.7

in which 0% to 10% of MVA is deemed relatively inactive, 10% to 20% minimally active, 21% to 35% moderately active, 36% to 50% moderately strongly active and greater than 50% strongly active [192]. Due to technical issues during recording (e.g. large baseline noise, loss of signal during a trial, etc), 4.7% observations had to be removed from analysis (Table VI). One participant refused to have intramuscular EMG, therefore 24 (8 conditions x 3 repetitions) of the trials removed for each of the rotator cuff muscles are due to this absence of recording.

Peak moment was extracted for each isokinetic contraction, normalized to the participant's body weight and averaged across the three repetitions. Only the isokinetic portion of each repetition was retained for this analysis. Two repetitions of the EX-240 condition for one subject and all repetitions of the IX-240 and EX-240 conditions for another subject were removed from analysis as no eccentric moment had been produced (8 out of 600 observations).

### Statistical Analysis

An a priori statistical analysis showed there were no significant differences in muscle activation levels and normalized moments between the swimmers and the physically active adults, therefore all participants were pooled together to increase statistical power. The distribution of the peak EMG and

of the normalized peak moment data were examined by use of Q-Q plots, Shapiro-Wilk and Levene tests. A three-factor ( $2 \times 2 \times 2$ ) ANOVA model was used to compare the differences in muscle activation and moment production between the different velocities (60-240°/s), direction (internal-external) and type of contraction (concentric-eccentric), for each of the 11 muscles separately. Post hoc analysis was performed to identify where the significant differences occurred using Tukey's HSD tests.

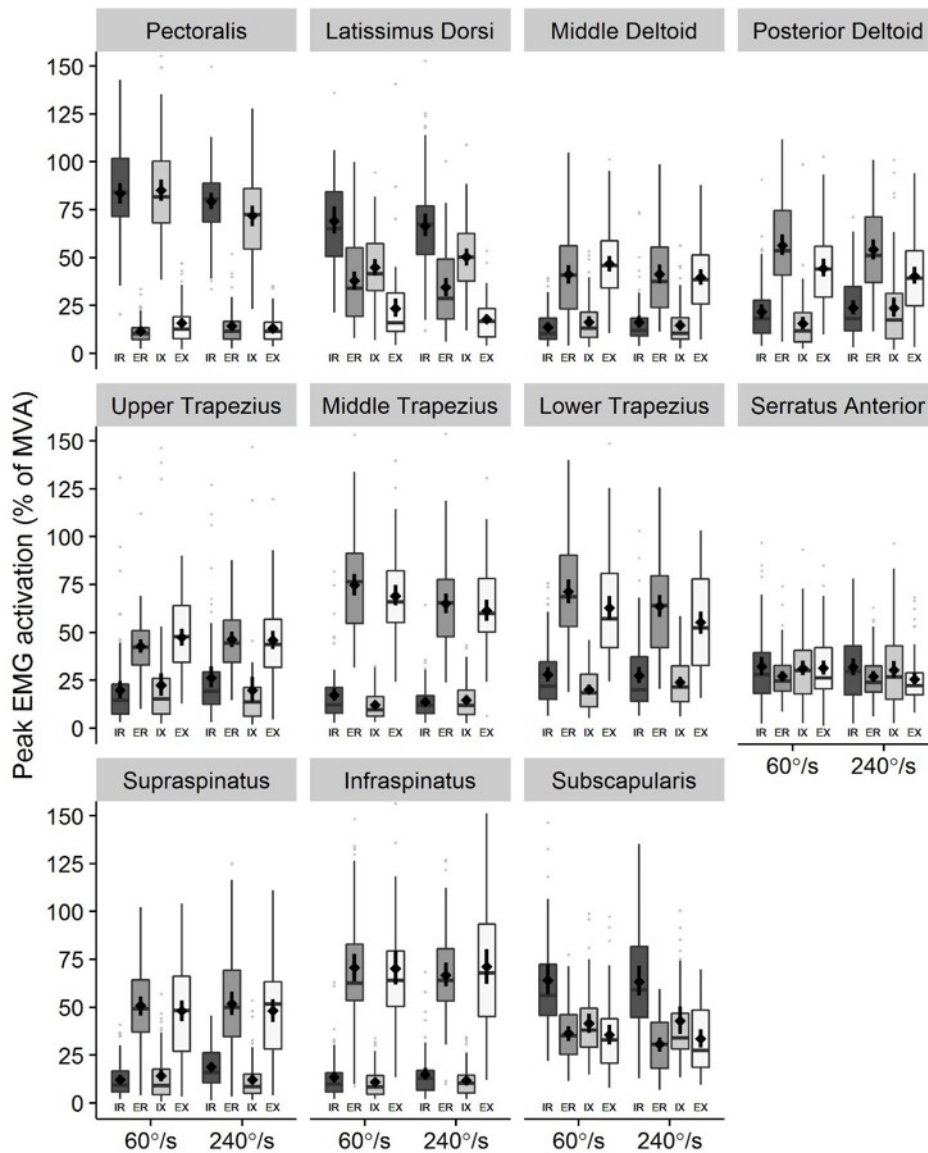
Differences in time histories of EMG activations were assessed according to a three-factor ( $2 \times 2 \times 2$ ) ANOVA model through a 1-dimensional (1D) statistical parametric mapping (SPM) method [193] on the position-normalized EMG envelope, for each of the 11 muscles. SPM method allows for statistical analysis of an n-dimensional dataset across its continuum and its applications in biomechanics are described in great details in Pataky et al. [194]. Except for the SPM analysis which was performed with the open-source toolbox SPM-1D (© Todd Pataky 2014, version M0.1), all statistics were carried out using R 3.3.0 [195]. The alpha value was set at 0.05.

## 2.3 Results

### Muscular activity

The analysis of peak EMG activity showed that velocity only had an effect on pectoralis ( $P < 0.05$ ) and middle trapezius ( $P < 0.05$ ) muscles while the direction of contraction had an effect on all muscles ( $P < 0.001$ ) except serratus anterior. Type of contraction had an effect on latissimus dorsi, posterior deltoid, subscapularis and lower trapezius ( $P < 0.01$ ). Interactions between speed and direction were only found for pectoralis ( $P < 0.05$ ) while interactions between direction and type of contraction were found for subscapularis ( $P < 0.01$ ).

As illustrated in Fig. 20, the subscapularis and serratus anterior were the only two muscles that were at least moderately activated for all conditions (26-64%MVA), although the subscapularis had significantly higher activity during concentric internal rotation (64%MVA for IR) compared to the other three types of contraction (34-43%MVA for ER, IX and EX), at both velocities. Middle



**Figure 20:** Boxplots of the peak EMG activation of the shoulder girdle muscles during the various conditions. The pectoralis major and latissimus dorsi were more active during IR and IX than ER and EX while on the contrary, middle and posterior deltoids, upper, middle and lower trapezius, supraspinatus and infraspinatus were more active in the external rotation conditions, at both velocities. The subscapularis and serratus anterior were the only muscles recruited to at least moderate activity in all conditions, at both speeds. Dots represent outlier values ( $> \text{median} + 1.58 \text{ interquartile range}$ ) while the black diamond and line range represent mean and 95% Confidence Interval.

and posterior deltoids, upper, middle and lower trapezius, supraspinatus and infraspinatus muscles were significantly more active during external (41-71%MVA) than internal (12-28%MVA) rotations. Conversely, pectoralis major and latissimus dorsi muscles had higher activation during internal (45-85%MVA) than external (12-38%MVA) rotation.

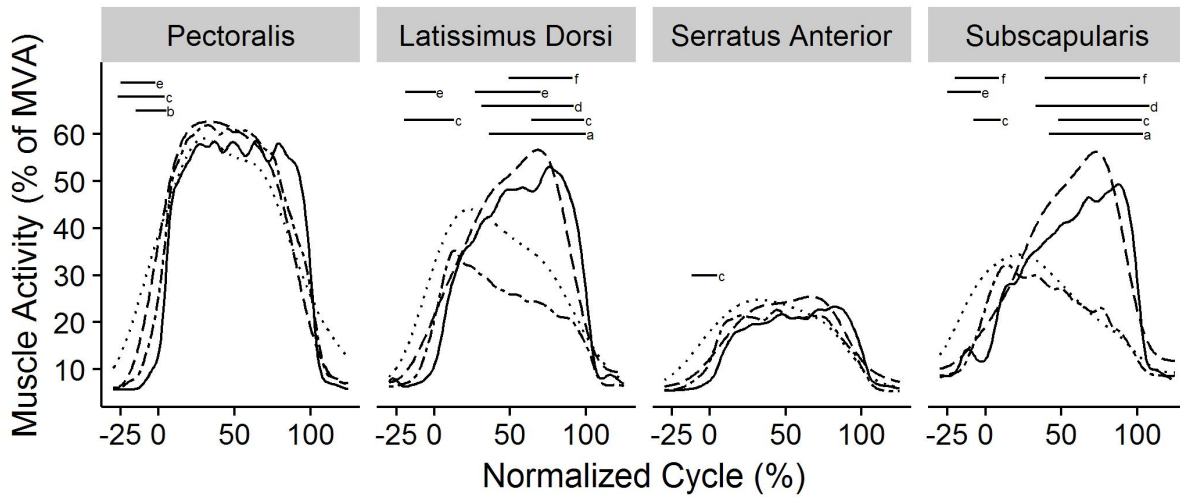
Among the external rotator muscles, only the middle trapezius activity was affected by the velocity of the contraction however posthoc analysis revealed no significant differences between conditions with the same direction when velocity increased. For internal rotation, pectoralis major activity during IX-240 (72%MVA) was significantly lower compared to IX-60 (85%MVA).

Latissimus dorsi was the only muscle for which the peak activity differed between concentric and eccentric contractions of the same movement; peak EMG activity was significantly higher during ER-60 (38%MVA) compared to EX-240 (18%MVA), during IR-60 (69%MVA) compared to IX-60 and IX-240 (45-50%MVA) and during IR-240 (67%MVA) compared to IX-60 (45%MVA).

The three-way ANOVA SPM analysis revealed significant effects for the velocity and type of contraction as well as interactions on the EMG envelopes for all 11 muscles. Comparing concentric and eccentric efforts, post hoc tests identified significant temporal differences in the EMG activity of pectoralis major, latissimus dorsi and subscapularis muscles during internal rotation (Fig. 21) and for all but pectoralis major muscles during external rotation (Supplementary Fig. 22). Significant differences were seen in the pre-activation region (-25 to 15% of normalized cycle), with a notable faster rise of activity seen during eccentric contraction, the effect being even higher at 240°/s. The opposite observation was made in the last 15-30% of the normalized cycle, with EMG activity during concentric contractions being significantly higher for most muscles.

### **Isokinetic Moments**

Velocity ( $P<0.01$ ) and type of contraction ( $P<0.001$ ) had an effect on the isokinetic moment produced by participants. No interaction between speed and contraction was found. The participants produced greater peak moment in internal versus external rotation as well as in eccentric versus concentric efforts (Table VII). When going from 60 to 240°/s, moment in ER was significantly reduced by



**Figure 21:** EMG envelopes for each muscle during the various internal rotation conditions. Line type indicates type of contraction; IR-60 (solid), IX-60 (dash-dotted), IR-240 (dashed), IX-240 (dotted). Significant differences in time histories of EMG envelopes from posthoc SPM analysis are denoted by the black lines: IR-60 vs IX-60 (a); IR-60 vs IR-240 (b); IR-60 vs IX-240 (c); IX-60 vs IR-240 (d); IX-60 vs IX-240 (e); IR-240 vs IX-240 (f). Only muscles with significant differences are represented.

0.068 N.m.kg<sup>-1</sup> (19.67%) while no diminution was seen for IR, IX and EX.

## 2.4 Discussion

This study aimed to examine the differences in muscle recruitment pattern of the shoulder girdle muscles according to the direction (internal vs external), velocity (60 vs 240°/s) and type of contraction (concentric vs eccentric) during isokinetic shoulder rotations. Our findings indicate that subscapularis and serratus anterior muscles may have an important role in stabilization as evidenced by their moderate activity levels in both directions. Moreover, it appears that increased velocity and eccentric contractions may allow for faster recruitment of rotator cuff and scapula stabilizer muscles which could help improve glenohumeral stability.

**Table VII:** Mean normalized moment (N.m.kg<sup>1</sup>) and standard deviation (SD) produced by participants, grouped by speed and type of contraction.

Speed	Contraction	Mean	SD	Significance
60	IR	0.516	0.157	b c f g
	ER	0.345	0.098	a c e g
	IX	0.642	0.174	a b d e f h
	EX	0.432	0.125	c f g
240	IR	0.474	0.142	b c f g
	ER	0.277	0.080	a c d e g h
	IX	0.634	0.152	a b d e f h
	EX	0.421	0.105	c f g

### Direction of Movement

Despite the general consensus that rotator cuff muscles are mainly stabilizers of the glenohumeral joint [71], our findings suggest that the supraspinatus and infraspinatus muscles behave more as prime movers than stabilizers. Indeed, those two muscles were highly active during external rotations but showed low activity during internal rotations of the shoulder, which concords with findings of previous studies [62, 82]. Shoulder stability may also be ensured by surface muscles in certain situations as shown by Blache et al. [78] who observed a high co-contraction of the anterior, middle and posterior deltoids, latissimus dorsi and pectoralis major during manual handling, suggesting an attempt to increase glenohumeral joint stiffness. Still, our results showed direction-specific activity levels for the pectoralis, middle and posterior deltoids and upper, middle and lower trapezius muscles. Some of those muscles may still have a stabilizing role (e.g. middle and lower trapezius stabilizing the scapula during external rotations [62]), yet they also likely contribute directly to the generation of moment force; pectoralis major and latissimus dorsi in IR/IX; middle and posterior deltoids, supraspinatus and infraspinatus in ER/EX.

The subscapularis was the only rotator cuff muscle recruited at moderate to high intensities for all testing conditions. This is somewhat at odds with previous research which reported minimal activity for this muscle during external rotation tasks [85, 196], but it shows some similarity with the work of Heuberger et al. [67]. Its markedly high peak activity during IR at both velocity may indicate its role as a prime mover in internal rotation. Moderate activity of the subscapularis during external rotation

may be explained by its important role in centering the humeral head, resisting antero-posterior and superior translation [197, 198, 71, 199, 196]. Field EMG studies have shown that the subscapularis was highly activated in all phases of throwing and swimming stroke and that deficiencies in its activation pattern were associated with shoulder pathologies in baseball players and swimmers [94, 99, 11]. Yet, clinical recommendations in rehabilitation emphasize strengthening of the external rotators of the rotator cuff [200], probably related to previous findings showing decreased external to internal rotation strength ratio in athletes [47]. However, in a recent study, Terrier et al. [201] used a musculoskeletal model to show that deficiency of the subscapularis induced a decrease in force of the infraspinatus muscle and resulted in increased upward translation of the humeral head. Based on this and our present findings, we would suggest that more attention be placed on good functioning and proper strengthening of the subscapularis muscle.

Although we followed an established technique [81], we could not confirm the exact placement of the fine-wires at the end of the experiment. In some participants, visual inspection revealed high similarity between subscapularis and lower trapezius EMG envelopes, which explains why 30% of subscapularis data were excluded from analysis (Table VI). We hypothesize that the wires were sliding out of the subscapularis and into the lower trapezius because of the adhesive tape applied over the wires to avoid entanglement with the surroundings. We thus recommend that the participant performs slow shoulder flexion and abduction movements, throughout the full range of motion following fine-wire insertion prior to taping. This should allow drawing-in of the wires by 3-4 cm, which is analogous to the method proposed by Németh et al. [202] for lateral insertion of fine-wires in the subscapularis. Indeed, subsequent testing using this technique allowed measurement of the subscapularis EMG activity with a similar error rate (artifacts) as for the other muscles.

Similar to the subscapularis, the serratus anterior was moderately activated during both internal and external rotations. This finding is in accordance with previous studies that have identified its important role in stabilization and positioning of the scapula during various shoulder tasks [96]. Indeed, the serratus anterior has been shown to contribute to protraction, upward rotation, posterior tilt and external rotation of the scapula [72]. During our internal rotation conditions, the ability of the serratus anterior to stabilize the medial border and inferior angle of the scapula could prevent



scapular winging [72], therefore providing a solid base for the subscapularis to assist in moment production. Conversely, during our external rotation conditions, the serratus anterior acts in synergy with the middle and lower trapezius muscles to keep the scapula retracted and close to the rib cage, so that the prime movers with attachment to the scapula, such as the infraspinatus, can develop external moment [62]. Uga et al. [76] reported a higher activity of the serratus anterior and a lower activity of the infraspinatus during isometric external rotation as shoulder abduction angle increased, which allowed subjects to maintain the force generated. Our findings support the role of the serratus anterior as a scapula stabilizer and bolster the importance of monitoring its activity during clinical evaluation of the shoulder complex.

### **Velocity**

Our findings partially support our hypothesis that muscle recruitment is dependent on movement velocity. During external rotations, only middle trapezius peak EMG activity decreased when going from 60 to 240°/s. A similar trend was present for the lower trapezius as well, although not significant. Interestingly, the isokinetic moment produced during ER was the only one reduced at 240°/s velocity. As discussed earlier, middle and lower trapezius work as dynamic stabilizers of the scapula. Boettcher et al [62] also suggested that they may assist in generating external rotation force through scapula retraction. Our results are in accordance with this observation and suggest that a decrease in external rotation strength may be indirectly related to a weakness of the scapula stabilizers rather than the external rotators of the shoulder. As for internal rotation, the pectoralis major was the only muscle for which velocity had an effect on peak EMG activity. This decrease was only seen during IX-240 and was not associated with a decrease in IX moment production, which is in agreement with reports of EMG activity during eccentric efforts at the knee joint [100] (discussed in the next section). Based on the work of Prinold et al. [17], who showed significant differences in scapular kinematics for movements at fast athletic speeds, we were expecting to observe more differences in muscle activity between the two velocities. The fact that the movements performed in our study were guided by the path of the dynamometer's lever and that the arm was supported may explain why EMG activity of only two out of 11 muscles were affected by an increase in velocity.

Although statistical analysis of peak EMG activities did not show an effect of velocity for most of the muscles studied, SPM analysis of the EMG envelopes revealed a faster rise in muscle activity at the 240°/s, especially during eccentric contractions for the rotator cuff and scapula stabilizers muscles. Those results need to be interpreted carefully, especially with regard to pre-activation (before start of the repetition). Since the duration of the repetition cycle was normalized according to the start and end position of the arm, muscle pre-activation at an earlier phase of the cycle does not necessarily mean that muscle onset is earlier in time, only that it occurs at a different arm position. However, since EMG envelopes for all muscles were similar at both velocities for the remainder of the repetition cycle, our results suggest that velocity may indeed alter the pre-activation muscle recruitment pattern. Therefore, we suggest that performing isokinetic exercises at higher velocities may be an important aspect in strengthening of the athlete's shoulder.

### **Contraction mode**

Eccentric contractions are well known to provide a greater intrinsic force capacity due to lengthening of the muscle fibers during contractions [100]. Indeed, in the present study, a 25 to 55% increase in moment force during eccentric conditions compared to concentric conditions was seen while all 11 muscles showed similar or lower peak EMG activity. The subscapularis and latissimus dorsi were the only two muscles with reduced peak EMG activity during eccentric contractions for a given speed. Higher activity in the subscapularis during IR conditions may be seen as an indication of its role as a prime mover during an internal rotation task [62, 82, 196]. On the other hand, the serratus anterior showed similar activation throughout conditions and therefore seems to contribute solely as a stabilizer of the scapula. SPM analysis provided interesting insights on the recruitment pattern differences between concentric and eccentric conditions. Although peak EMG levels were similar between conditions, the EMG envelopes revealed that peak activity was reached earlier during eccentric rotations; before the start of the repetition versus in the last 30% during concentric conditions. To our knowledge, this is the first study to describe this kind of observation. As Cools et al. [30] reported in their review, limited evidence exists as to why eccentric training of the rotator cuff shows positive outcomes in clinical settings. It is important to consider that comparing eccentric

and concentric EMG envelopes through SPM is biased as the movements are performed in opposite direction, thus observed differences may be due to the muscle's initial configuration and related to the length-tension relationship. Nonetheless, our findings indicate that the inclusion of isokinetic eccentric training at progressively higher velocities in a rehabilitation setting may teach faster recruitment of the shoulder girdle muscles which in turn could increase stability of the glenohumeral joint.

### **Limitations**

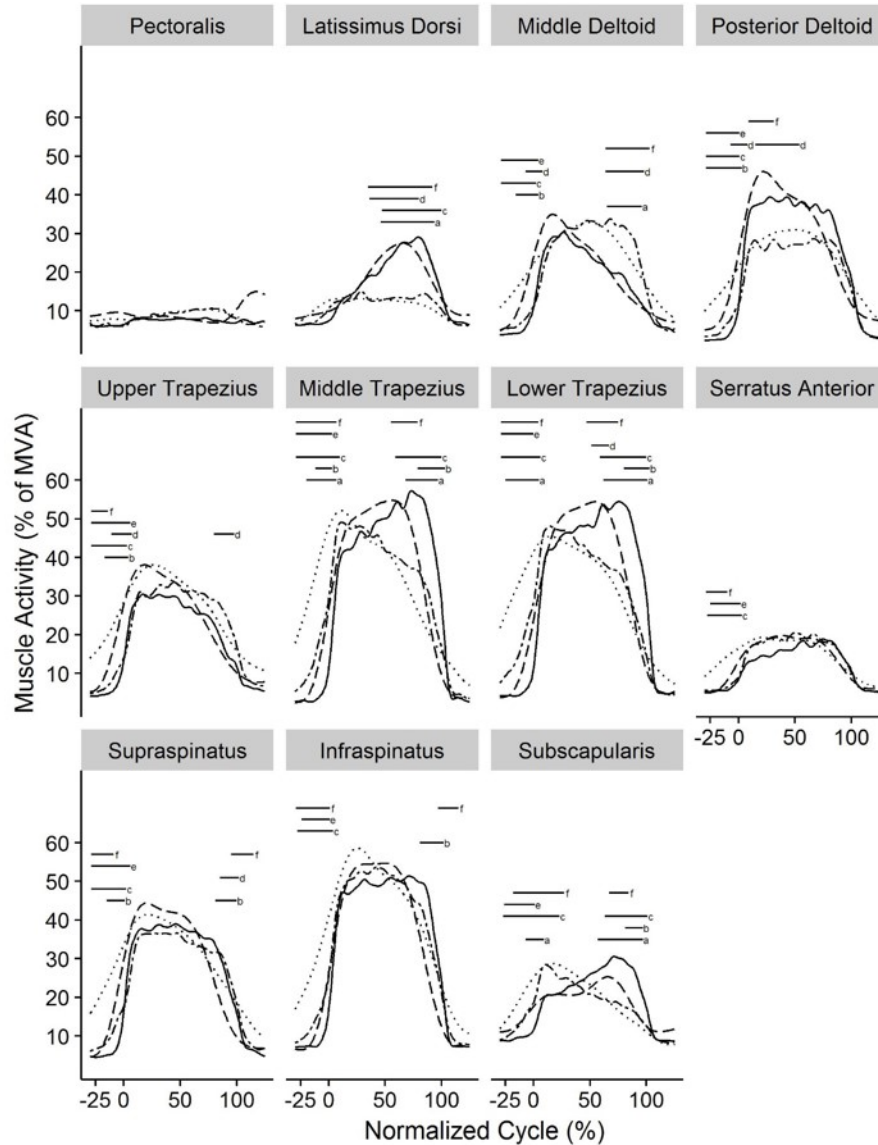
Our study presents some limitations. Only a single pair of fine-wire electrodes was used to measure activity of the subscapularis muscle and was inserted toward the lower fibers. Previous work showed that the upper and lower fibers of the subscapularis muscle are recruited at different intensities depending on the arm abduction angle [82, 81, 196]. Recent research also challenges the use of surface EMG to record the activity of the serratus anterior and the latissimus dorsi [203, 204]. Hackett et al. [204] reported that skin movement under the electrodes consistently underestimate serratus anterior activity compared to indwelling electrodes during various isometric and dynamic exercises. Therefore, serratus anterior activity during the present study may not be fully representative of this muscle's true activity. On the other hand, surface EMG on the latissimus tends to overestimate activity during shoulder flexion due to cross-talk of the erector spinae muscle [203]. It is however unclear how crosstalk influences the recorded EMG activity during shoulder axial rotations. Finally, the present study only recorded muscle activity at two different velocities (60 and 240°/s). Further work is recommended to determine if the present results can be extrapolated to intermediate (e.g. 180°/s) and higher velocities (e.g. 300°/s).

## **2.5 Conclusions**

The muscle activation patterns observed during the various testing conditions of the present study provide us with a better understanding of each muscle's role during shoulder rotations and can help improve evaluation and rehabilitation methods for management of shoulder injuries in overhead ath-

letes. It appears that the subscapularis and serratus anterior play an important role in the stability of the shoulder joint in both internal and external rotations. Thus, dedicated training of those muscles may help reduce the incidence of shoulder injuries through greater stabilization of the glenohumeral joint and optimal positioning of the scapula. As our results suggest, rapid eccentric contractions may teach the athletes faster recruitment of the shoulder girdle muscles while developing higher moment force, which may transfer well to athletic skills in overhead sports. Inclusion of high velocity eccentric training of the shoulder in rehabilitation and strengthening programs may thus be recommended, although future longitudinal intervention studies are needed to confirm our rationale.

## 2.6 Supplementary Material



**Figure 22:** EMG envelopes for each muscle during the various external rotation conditions. Line type indicates type of contraction; ER-60 (solid), EX-60 (dash-dotted), ER-240 (dashed), EX-240 (dotted). Significant differences in time histories of EMG envelopes from posthoc SPM analysis are denoted by the black lines: ER-60 vs EX-60 (a); ER-60 vs ER-240 (b); ER-60 vs EX-240 (c); EX-60 vs ER-240 (d); EX-60 vs EX-240 (e); ER-240 vs EX-240 (f). Only muscles with significant differences are represented.

### **3 ARTICLE 2: Évolution de la fatigue musculaire à l'épaule lors d'efforts maximaux répétés**

Ce chapitre se présente sous la forme d'un article, publié dans le *Journal of Sports Sciences*. Cet article a été coécrit par Sylvain Gaudet, Jonathan Tremblay, et Fabien Dal Maso. La méthode a été développée et la collecte des données a été réalisée par Sylvain Gaudet. Le traitement des données a été réalisé par Sylvain Gaudet (activité musculaire et statistiques) et Fabien Dal Maso (transformation temps-fréquence). La rédaction de toutes les sections de l'article a été faite par Sylvain Gaudet, puis Fabien Dal Maso et Jonathan Tremblay ont effectué plusieurs révisions de l'article en faisant part de leurs critiques et en proposant des ajustements.

#### **Evolution of Muscular Fatigue in Periscapular and Rotator Cuff Muscles during Isokinetic Shoulder Rotations**

Sylvain Gaudet, Jonathan Tremblay, et Fabien Dal Maso. (2018)

*Journal of Sports Sciences*, 36(18) : 2121–2128. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1440513>.

## Résumé

À ce jour, les adaptations musculaires à l'épaule face à un fort stimulus de fatigue lors de rotations dynamiques de l'épaule reste inconnue. Les objectifs de cette étude étaient d'évaluer l'effet sur la force de l'épaule et l'activité musculaire de rotations isocinétiques internes et externes maximales répétées. Vingt-quatre participants ont complété un protocole de fatigue comprenant 50 répétitions isocinétiques maximales alors que l'électromyographie était enregistrée sur onze muscles du complexe de l'épaule. Une transformation temps-fréquence et un modèle ANOVA utilisant des méthodes de cartographie paramétrique statistique ont été utilisés pour analyser les modifications de la fréquence instantanée médiane (MDF) entre chaque bloc de 10 répétitions. Les couples maximaux ont diminué en moyenne de 24.8 %, à la fois en rotation interne et externe ( $P < 0.01$ ), indiquant la présence de fatigue. Une diminution significative de MDF ( $P < 0,01$ ) a été observée pour le grand pectoral, le deltoïde moyen, le trapèze supérieur, l'infra-épineux et le subscapulaire. La fatigue observée au niveau des muscles périscapulaires et de la coiffe des rotateurs suggère que la stabilité de l'épaule pourrait être compromise lors de rotations répétées de l'épaule, ce qui pourrait entraîner un risque accru de dyskinésie scapulaire et de conflit sous-acromial. La présente étude fournit une compréhension plus approfondie des manifestations de la fatigue chez les muscles du complexe de l'épaule et les résultats pourraient être appliqués à l'amélioration des programmes de prévention et de réhabilitation de blessures à l'épaule des athlètes.

**Mots-clés:** Temps-fréquence ; Cartographie paramétrique statistique ; Natation ; Analyse non linéaire ; Armée du bras

## Abstract

To this day, how shoulder muscles react to a strong fatigue stimulus during dynamic shoulder rotations remains unknown. The aims of this study were to assess the effect of repeated maximal internal-external isokinetic shoulder rotations on shoulder strength and muscle activity. Twenty-four individuals completed a 50-repetition fatiguing isokinetic protocol while electromyography was recorded on eleven muscles of the shoulder girdle. Time-frequency transformation and an ANOVA model using statistical parametric mapping methods were used to analyze shifts in instantaneous median frequency (MDF) between each 10-repetition *Blocks*. Peak torques decreased in both internal and external rotation ( $P < 0.01$ ) by 24.8 % on average which indicated the presence of fatigue. Significant decrease in MDF ( $P < 0.01$ ) was observed for pectoralis, middle deltoid, upper, middle and lower trapezius, infraspinatus and subscapularis muscles. The observed fatigue to the periscapular and rotator cuff muscles suggests that shoulder stability could be compromised during repeated shoulder rotations, which could underlie the increased risk of scapular dyskinesis and shoulder impingement during fatiguing tasks. The present study provides a deeper understanding on the manifestations of fatigue within muscles of the shoulder girdle and the results could be applied toward improvements in athlete shoulder injury prevention and rehabilitation programs.

**Keywords:** Time-frequency ; Statistical parametric mapping ; Swimming ; Nonlinear analysis ; Overhead



### 3.1 Introduction

Chronic shoulder injuries are the most common injuries in swimming and represent a major obstacle to performance considering the role of the upper extremity in propulsion [4]. The repetitive shoulder rotations demanded by this sport can cause kinematic and tissue adaptations which, in the presence of faulty biomechanics, can lead to chronic pathologies such as functional instability or subacromial impingement [30]. The ability to maintain optimal posture, strength and movement patterns may be compromised under fatigue [19], which has been proposed as a contributing factor to the incidence of chronic shoulder injuries [43].

Repetitive overhead activities can alter the scapulothoracic and glenohumeral kinematics [20, 21]. Indeed, Maor et al. [57] reported that elite swimmers showed higher prevalence of scapular dyskinesis at the end of a swimming practice. Since scapulothoracic stability largely depends on the actions of periscapular stabilizing muscles, primarily the upper, middle and lower trapezius and the serratus anterior [74], alterations in joint mechanics most probably occur in response to muscle fatigue. Similarly, it is well established that the rotator cuff muscles play a major role in glenohumeral stability by centering the humeral head into the glenoid cavity [71, 196] and resisting upward shear forces [205], which maximizes the subacromial space. However, this subacromial space was decreased in 50% of the participants that performed a fatigue protocol consisting of repeated arm abduction between 60° and 120° in lying prone position with additional weight in the hand, to exhaust the rotator cuff and scapular stabilizing muscles [121]. Interestingly, those kinematic changes were associated with significant changes in the electromyography (EMG) of the supraspinatus, infraspinatus, subscapularis, serratus anterior and upper trapezius muscle, which are purported to increase the risk of subacromial impingement [121]. There is thus a need to study in-situ fatigue of superficial and deep shoulder stabilizer muscles.

Electromyography (EMG) is a valid and reliable measure to assess muscle fatigue [124]. More specifically, the decline in mean (MNF) or median frequency (MDF) of EMG signals is a typical indicator of muscle fatigue [206, 128]. The underlying hypothesis behind the use of MNF or MDF to assess muscular fatigue is its linear relationship to the conduction velocity of the active muscle

motor units [206, 138, 124, 127], which is expected to decrease in the presence of peripheral muscle fatigue [138]. Numerous studies reported decreased MDF in various shoulder muscles following repetitive submaximal overhead activities or elevation tasks [20, 207, 133, 21]. Yet, to our knowledge, only Chopp-Hurley et al. [121] investigated all rotator cuff muscles through intramuscular EMG measurements and reported significant decrease in MDF for the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis muscles. However, these previous studies assessed MDF during isometric contractions although physical work, sport and daily-living tasks are mostly dynamic. In addition, the effects of fatigue are often assessed after completion of the fatiguing task, which limits our understanding of the mechanisms leading to the expression of fatigue during the task of interest. To this day, how shoulder muscles react during a strong fatigue stimulus induced by dynamic contractions remains unknown [21]. Thus, little is known on the complex interplay between deep and superficial shoulder muscles during dynamic tasks leading to fatigue.

Power spectrum analyses of EMG signal during dynamic contractions are scarce in part because of computational challenges. MDF is traditionally obtained through Fast-Fourier transformation, however, this method is not suitable during dynamic contractions because of the non-stationarity of EMG signals [206]. Moreover, averaging the instantaneous MNF or MDF values over the full movement has its limitations. Indeed, the variations in muscle geometry during dynamic movement significantly influence MNF of the EMG signal [127]. To work around this, Karlsson et al. [126] proposed a method where fatigue-related changes of the knee extensor muscles are measured during dynamic knee extensions performed on an isokinetic dynamometer by calculating the mean of the instantaneous MNF at a  $\pm 5^\circ$  position-window corresponding to peak force occurrence. However, this method does not provide information on the possible signal changes occurring outside this window which may influence stability and strength of the shoulder. Time-frequency transformation is an alternative to Fast-Fourier transformation to improve accuracy and precision for the calculation of the instantaneous MNF or MDF during dynamic contractions [124]. Moreover, novel *1-dimensional* statistical parametric mapping (SPM) methods allows for nonlinear comparison between datasets across their continuum [194]. The combination of time-frequency transformations and SPM methods would allow to statistically compare instantaneous MDF over the dynamic task continuum and could thus provide further insights in shoulder EMG signal fatigue-related changes during dynamic

contractions.

The aims of the current study were thus to assess the effect of a fatiguing protocol on shoulder strength and muscle activity during repeated maximal internal-external isokinetic shoulder rotations. To this aim, we used a nonlinear method to analyze MDF based on EMG time-frequency transformation and SPM comparisons. We hypothesized that both internal and external rotation strength would significantly decrease throughout the protocol. As fatigue-related changes in shoulder kinematics have been linked to fatigue of the periscapular and rotator cuff muscles [121, 20, 21], we hypothesized that the trapezius, the serratus anterior and the rotator cuff muscles would show a decrease in MDF during the fatiguing task.

## **3.2 Methods**

### **Participants**

Twenty-four individuals (11 males and 13 females, all right-handed, age:  $22.8 \pm 4.3$  years; height:  $174 \pm 9.1$  cm; mass:  $69.4 \pm 11$  kg) volunteered to participate in this study. Participants were either physically active adults ( $n = 17$ ) or competitive swimmers ( $n = 7$ ). Physically active adults were engaged in various recreational physical activities at least two times per week since at least 3 years. Competitive swimmers were engaged in regular swimming training since at least 5 years and swam at least 7 times per week in addition to resistance training two times per week. All participants were free from shoulder pain or injury at the time of testing and had no history of shoulder surgery or arthroscopic intervention to either shoulder. The protocol was approved by the local ethics committee (14-068-CERES-D) and all participants read and signed a written informed consent form before the experimental procedure.

### **Instrumentation**

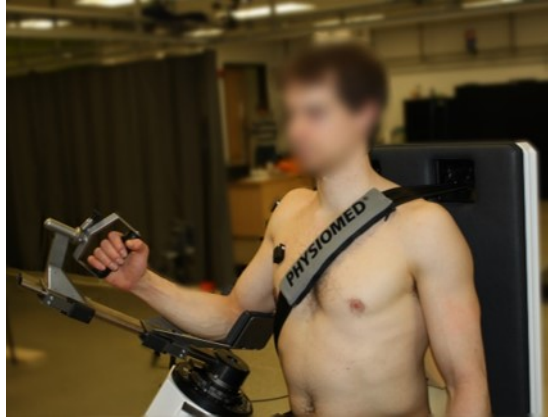
Internal (IR) and external rotation (ER) torques and velocity of the dominant shoulder were recorded using a CON-TREX<sup>®</sup> MJ isokinetic dynamometer (Schnaittach, Germany). The continuous passive

motion mode was used so that the dynamometer would drive the participant's arm regardless of the torque produced. For isokinetic testing at velocities higher than 180°/s, as was the case in the current study, the duration of the isokinetic phase is reduced and may even be nonexistent [110, 111]. Consequently, a modified version of the original ergometer control software was used to shorten acceleration and deceleration phases and maximize the duration of the isokinetic plateau which lasted on average  $54.3^\circ \pm 12^\circ$ . This represented on average about 55% of the participants' total range of motion ( $97.9^\circ \pm 12.5^\circ$ ).

Intramuscular paired hook fine-wire electrodes (30 mm x 27 ga, Natus Neurology, Middleton, WI, USA) were inserted under sterile conditions into the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis (lower fibers), based on the recommendations from Kadaba et al. [81] and Morris et al. [189]. Manual muscle testing and visualization of on-line data were carried out to ascertain that the electrodes were inserted into the targeted muscles [81, 189]. After proper skin preparation, surface EMG sensors (Delsys Trigno Wireless EMG, Natick, MA, USA) were placed according to SENIAM recommendations [208] over the belly of the pectoralis major, latissimus dorsi, upper, medial and lower trapezius, posterior and middle deltoids, and serratus anterior. Signal from the EMG sensors and the isokinetic dynamometer were recorded synchronously at 900 Hz using Nexus 1.8.5 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK).

## **Protocol**

Fifteen maximal voluntary isometric contractions were completed to obtain maximum voluntary activation (MVA) of each of the 11 muscles of interest, according to the method proposed by Dal Maso et al. [190]. Participants were then seated and firmly secured to the dynamometer with a security belt. The dominant arm was abducted 30° in the scapular plane (about 30° shoulder flexion) and the elbow flexed at 90° (Figure 23). The fatigue protocol consisted of a set of 50 repetitions, each consisting of maximum concentric shoulder IR and ER efforts at a velocity of 240°/s. Participants were required to maintain an upright posture to minimize the contribution of the torso in the production of the shoulder axial torque. Verbal encouragements were provided throughout the 50 repetitions.



**Figure 23:** Picture representing the position of a participant installed and secured to the dynamometer.

### **Data Processing**

Peak torques corresponded to the maximum torque recorded during the isokinetic plateau for each IR and ER repetition of the fatigue protocol. Continuous EMG signals were filtered using a Butterworth 4th order zero-lag 10-450 Hz bandpass filter and baseline corrected.

For the MDF analysis, the power spectrum of bandpass filtered EMG signals was computed in the time-frequency domain as EMG signals are non-stationary processes, especially during dynamic contractions [206]. Time-frequency representation of each internal-external repetition was obtained by applying a continuous wavelet transformation (wave number: 7, frequency range: 1:400 Hz in 1 Hz steps) to filtered EMG signals with the WavCrossSpec package [209]. Time-frequency representations were then time-normalized over 100 points (1-100%). Finally, MDF was computed on a time-history basis. Peak torques and MDF time-histories were then averaged in five 10-repetition *Blocks* for further statistical analysis.

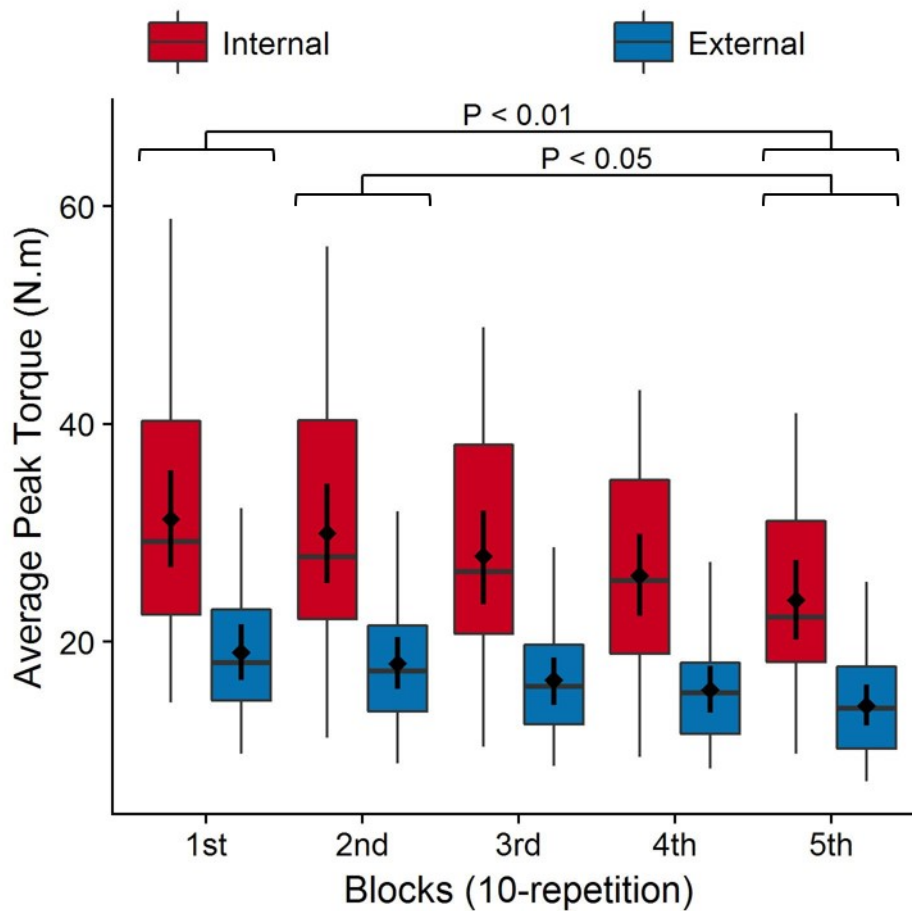
For the EMG activation level analysis, bandpass filtered EMG signals were rectified, low pass filtered at 5 Hz with a Butterworth 4th order zero-lag filter and normalized to their respective MVA obtained during maximum voluntary contractions.

## Statistical Analysis

Two different statistical methods were used to analyze the changes in peak torques and MDF time-histories across the five 10-repetition *Blocks*. A traditional 0-dimensional two-factor *Direction of contraction* (Internal rotation vs. External rotation) x *Block* (*Block 1* vs. *Block 2* vs. *Block 3* vs. *Block 4* vs. *Block 5*) ANOVA model was used to analyze the changes in IR and ER peak torques. The alpha value was set at 0.05, and post-hoc analysis was carried out with Tukey's HSD tests.

MDF time-histories were analyzed according to a one-way *Block* (*Block 1* vs. *Block 2* vs. *Block 3* vs. *Block 4* vs. *Block 5*) ANOVA model through a 1-dimensional (*1D*) SPM method (Pataky et al., 2016; open-source toolbox SPM-1D © Todd Pataky 2016, version M.0.4.2), for each of the 11 muscles. The alpha value was corrected to 0.0045 (0.05/11) using a Bonferonni correction to account for the separate analysis of the 11 muscles. To facilitate interpretation, only regions above the significance threshold for at least 10% of a repetition cycle were considered of significant interest, and regions of significance separated by less than 2% of the cycle were merged together. When ANOVA results reached significance, post-hoc two-sample t-tests were conducted on all group pairs of 10-repetition *Blocks* with a Bonferonni correction of the *P-values*.

Finally, no statistical analysis was performed on EMG activation levels. This analysis was performed to complement MDF analysis to provide an indication of the shoulder muscle activation levels throughout the internal-external cycle duration. Ranges of activation level intensity were defined following an established grading system in which 0% to 10% of MVA is deemed relatively inactive; 10% to 20%, minimally active; 21% to 35%, moderately active; 36% to 50%, moderately strongly active; and greater than 50%, strongly active [192]. All data processing and statistical analyses were carried out with MATLAB 9.0 (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) and R 3.3.1 [195].



**Figure 24:** Boxplot of average peak torque per 10-repetition *Blocks* for internal rotation (IR, red) and external rotation (ER, blue). Black diamonds and line ranges represent the group mean and 95% confidence interval of the mean.

### 3.3 Results

#### Peak Torques

Main effects for *Direction of contraction* ( $F = 104.391, P < 0.001$ ) and *Block* ( $F = 4.036, P < 0.01$ ) were observed for the peak torques. In IR, peak torques were on average 11.16 Nm greater than in ER ( $P < 0.001$ ). As the fatigue protocol progressed, peak torque decreased by 24.8% on average for internal and external rotation. Post-hoc analysis revealed that peak torques were significantly lower for *Block 5* compared to *Block 1* and *Block 2* (Figure 24).

**Table VIII:** Start and end positions of the cycles where there is a significant effect of *Block* on the MDF continuum for each muscle

Muscle	Start (% of cycle)	End (% of cycle)	P-value
Pectoralis	3	42	0.000
	59	79	0.003
Upper Trapezius	0	39	0.000
Middle Trapezius	3	40	0.000
	52	91	0.000
Lower Trapezius	71	90	0.000
Middle Deltoid	18	39	0.002
Infraspinatus	54	86	0.001
Subscapularis	0	40	0.002

**Note:**

0 %, 50 %, and 100 % of the cycle correspond to maximum external rotation, maximal internal rotation, and maximum external rotation, respectively.

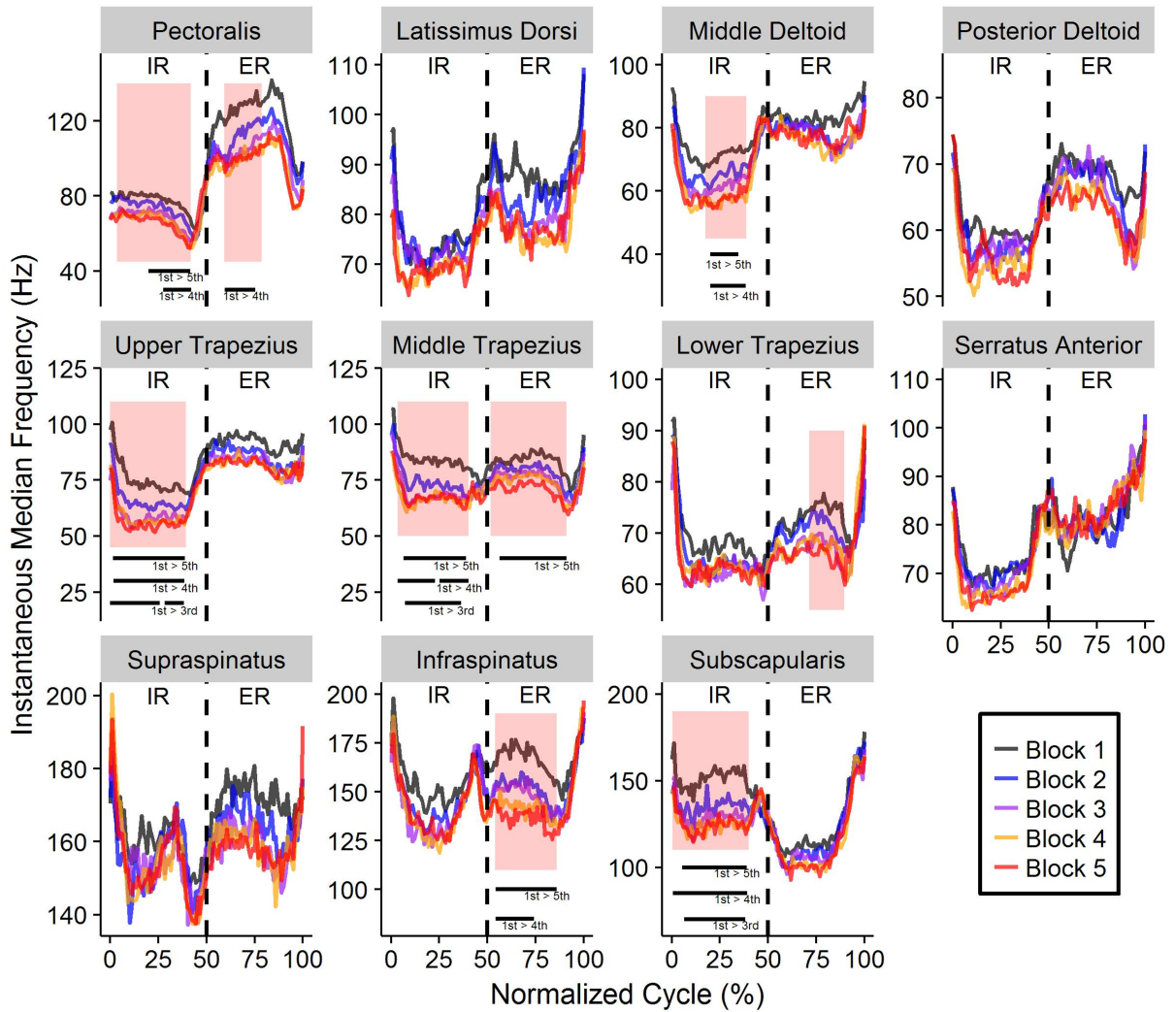
**Median Frequency**

SPM analysis revealed a *Block* effect on the MDF in the pectoralis, middle deltoid, upper, middle and lower trapezius, infraspinatus and subscapularis muscles. The MDF decreased as the fatigue protocol progressed (Figure 25). Post-hoc t-tests showed that MDF was significantly lower in *Block 3*, *Block 4* and *Block 5* compared to *Block 1* for the upper and middle trapezius and the subscapularis muscles. Post-hoc analysis also showed that the MDF was significantly lower in *Block 4* and *Block 5* than in *Block 1* for the pectoralis, middle deltoid and infraspinatus muscles. The decreases in MDF were only significant over specific zones of the internal-external cycle continuum, represented by red areas in Figure 25. Those zones were different for each muscle, as depicted in Table VIII.

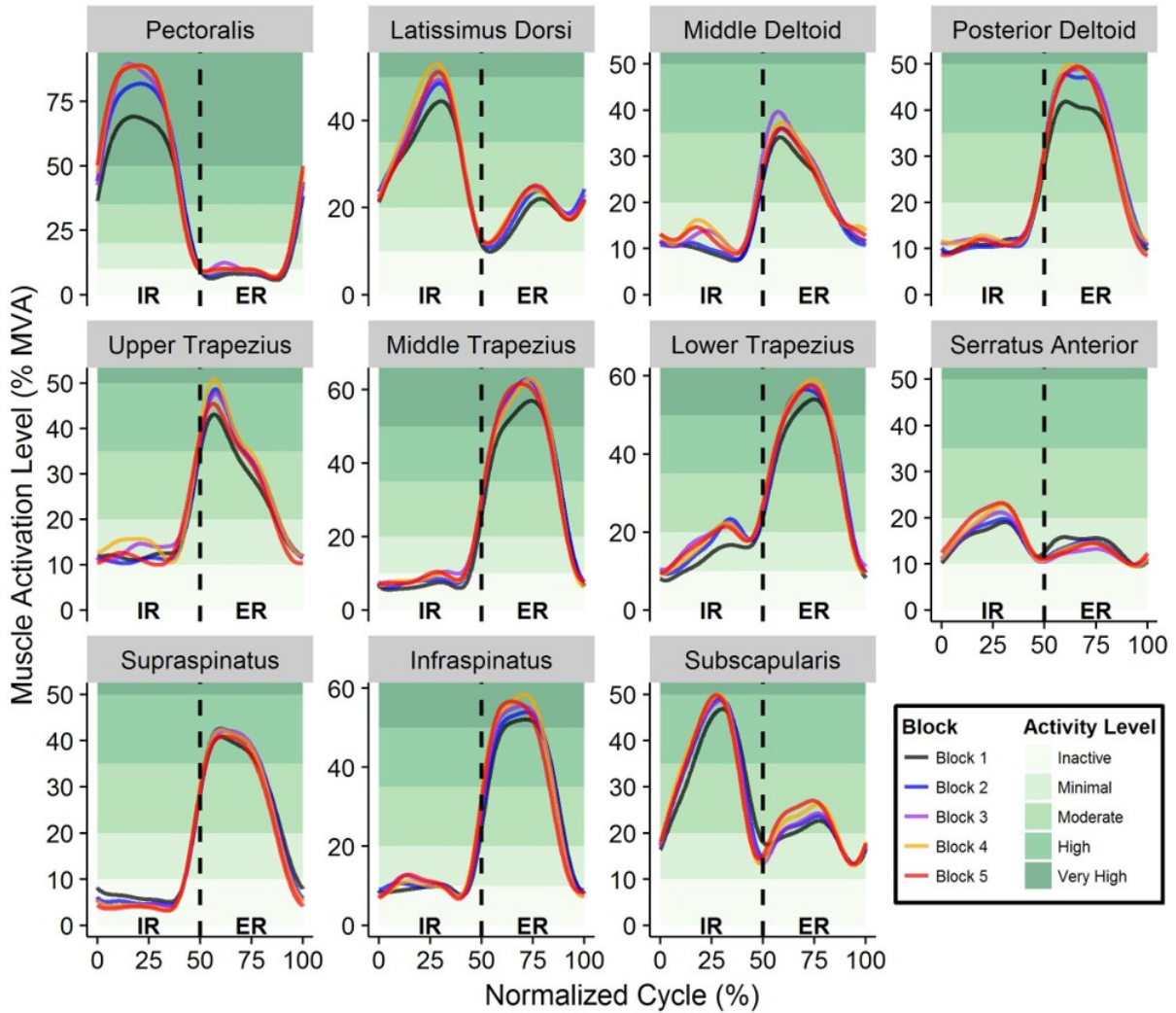
**Muscular Activity**

Figure 26 depicts the averaged EMG activation levels per *Block* for each muscle. Although no statistical analysis was performed on this variable, we include the results here as they bring deeper perspective on the MDF analysis. As it can be seen on this figure, pectoralis, latissimus dorsi and subscapularis muscles were moderate strongly to strongly active during IR (~40-85 %MVA). The





**Figure 25:** Average instantaneous MDF per *Block* across the normalized continuum of IR-ER cycles for each muscle. The red boxes indicate the zones where there is an effect of *Block*. Horizontal black lines at the bottom of each subplot inform on the post-hoc analysis results. Note that the scales of the y-axis were adapted for each subplot.



**Figure 26:** Average EMG activation levels per *Block* across the normalized continuum of IR-ER cycles for each muscle. Note that the scales of the y-axis were adapted for each subplot.

middle and posterior deltoids, the upper, middle and lower trapezius, the supraspinatus and the infraspinatus muscles were moderate strongly to strongly active during ER (~35-60 %MVA). The serratus anterior muscle was minimally active in both directions of contraction (10-20 %MVA).

### 3.4 Discussion

The purpose of the current study was to evaluate the development of muscular fatigue during 50 maximal internal-external isokinetic concentric shoulder rotation cycles performed at 240°/s. To this

end, a nonlinear analysis of EMG median frequency was used to assess muscle fatigue as a significant decrease of the EMG signals MDF can be interpreted as a sign of muscle fatigue [128, 126, 206]. The development of fatigue was observed through the significant decrease in IR and ER peak torques. Prime mover muscles, such as the pectoralis major and the middle deltoid, as well as periscapular and rotator cuff muscles exhibited decrease in MDF in the later stages of the fatigue protocol. Our results corroborate previous research on repetitive overhead work [121, 20, 21] and suggest that the role of the shoulder stabilizing muscles may have been affected during the fatigue protocol. Interestingly, the use of *ID* SPM methods to analyze the instantaneous MDF curves revealed that signs of fatigue were primarily observable when muscles were acting as agonist. As stabilizer muscles contribute to joint stiffness when they act as antagonist [63], this result however questions whether these observed signs of fatigue affect their stabilization role when they act as antagonist.

### **Output Fatigue**

As hypothesized, peak torques in both IR and ER decreased as the number of repetition completed increased. As participants were not able to maintain force production despite being vigorously encouraged and requested to maintain the highest force possible, this suggests fatigue occurred during the experiment. The overall strength decrease in both directions of contraction is comparable to the decrease in peak torque previously reported by Mullaney and McHugh [210] (25% in IR and 24% in ER versus 24.8% on average in internal and external rotation in the present study). There is consistent evidence in the literature that in swimming and tennis athletes [37, 43, 118], the external rotators are less fatigue resistant compared to the internal rotators, which was not supported by our results as no *Direction of Contraction* x *Block* interaction was observed. The heterogeneity of our sample group, including swimmers and physically active individuals, may explain these differences and why our results have better concordance with Mullaney and McHugh [210]. Also, It has been reported that swimmers have better endurance ratios at the shoulder compared to controls, especially in internal rotation [37]. Nonetheless, our preliminary analysis (not presented here) showed that no differences in torque production and endurance existed between swimmers and physically active participants, which is why all the participants were pooled in a single group. Fatigue development in

ER has been suggested to have negative consequences on shoulder stability [118], yet in the present study, fatigue was present in both IR and ER. Power spectrum analysis of the EMG signals from the eleven muscles recorded provides additional information at the muscular level and brings deeper insights on the consequences it may have on shoulder stability.

### **Muscular Fatigue**

Our results of MDF suggest that muscle fatigue occurred in *Block 3*, *Block 4* and *Block 5*, while peak torque outputs decreased progressively and reached significance in *Block 5*, as depicted on Figures 24 & 25. Those results corroborate the work of Tse et al. [21] who reported that performance output can be maintained despite fatigue-related muscle activity and kinematic changes. This suggests that the signs of muscle fatigue observed in the current study may have affected the stability of the shoulder girdle.

Indeed, it is well recognized that the rotator cuff and the periscapular muscles play important roles with regard to shoulder stability [211, 30]. More specifically, the rotator cuff muscles contribute to centering the humeral head in the glenoid cavity [71, 196] and resist the translational shear forces applied by the prime mover muscles such as the pectoralis, the latissimus dorsi and the three branches of the deltoid [99]. On the other hand, the main contribution of the periscapular muscles during external rotation is to affix the scapula to the thorax, providing a stable base for the rotator cuff muscles to act on the glenohumeral joint [62]. The decrease in MDF of the infraspinatus, the subscapularis and the upper, middle and lower trapezius muscles observed in the current study indicates the presence of fatigue which may have affected their stabilization efficiency and consequently, possibly increase the risk of musculoskeletal injury [30]. Indeed, fatigue in the former two muscle groups have been linked to disadvantageous adaptations in the scapulothoracic and glenohumeral kinematics following isometric efforts [121]. Moreover, previous work also showed that acute swimming practice can increase the prevalence of scapular dyskinesis, which suggests that repetitive shoulder rotations involved in swimming can fatigue the periscapular muscles [57]. By showing how dynamic forceful shoulder rotations affect the MDF of rotator cuff and periscapular muscles, the present study thus helps to better understand the potentially increased risk of injury associated with muscle fatigue.

The use of time-frequency transformation of the EMG signals and SPM methods added a novel dimension to the analysis of changes in MDF during a fatiguing task. First, by calculating the instantaneous MDF at each time point of the IR-ER cycles, it was possible to observe the non-stationarity of the EMG signal during dynamic contractions [124, 206]. Secondly, by using SPM to further analyze the instantaneous MDF continuum, we were able to show that changes in MDF only occurred over certain time-regions, which were different across muscles. Such finding would not have been observable using *traditional* linear methods by averaging MDF across a full cycle or comparing MDF computed at a pre-determined joint angle, as proposed by Karlsson et al. [126].

An interesting finding provided by our nonlinear analysis of MDF was that shoulder girdle muscles showed signs of fatigue mostly when they acted as agonists. For instance, the MDF of the subscapularis, infraspinatus, and the middle and lower trapezius muscles decreased only when they acted as agonist. Alternatively, signs of fatigue were not restricted to the agonist phase. Indeed, the pectoralis and middle trapezius muscles showed decreased MDF over almost the entire IR-ER cycle duration, while the middle deltoid and upper trapezius muscles showed decreased MDF when they acted as antagonist. The decrease in MDF during the agonist phase may be related to the progressive fatigue of type-II muscle fibers. Indeed, a greater recruitment of type-II muscle fibers can be assumed during strong muscle activation and the latter tend to fatigue earlier than type-I fibers [133], which will significantly reduce the overall muscle conduction velocity, and thus MDF. One of the key characteristics of stabilizer muscles is to contribute to joint stiffness through co-contraction when acting as antagonists [63]. However, for the rotator cuff and periscapular muscles, it is unclear what implications the *phase-specific* fatigue observed in the current study can have on their stabilizing capacity when working as antagonists. Further studies combining the methods of the present study with direct measurements of glenohumeral and scapula stability would be necessary to determine the extent to which changes in MDF during specific phases of muscle contraction affect shoulder stability.

### **Limitations**

Only a single pair of fine-wire electrodes was used to measure activity of the subscapularis muscle. Despite previous work reporting differences in muscular activity between the upper and lower fibers

of the subscapularis in some movements [82, 81, 196], evidence also suggest that there is no difference [212]. Considering the invasive nature of intramuscular EMG, using a single pair of electrodes for this muscle may be more comfortable for the participants [213]. The use of surface EMG to record the activity of the serratus anterior and latissimus dorsi muscles has also recently been challenged [203, 204]. Indeed, surface EMG seems to systematically underestimate serratus anterior activity due to skin motion artifact [204]. It is thus possible that fatigue-related effects on the power spectrum of this muscle may have been masked in the present study, knowing that skin artifacts can influence the MNF [127]. Further research using intramuscular electrodes is recommended to better examine the development of fatigue in the serratus anterior. Finally, the acquisition rate (900 Hz) of the EMG signals in the current study was in the lower range of what is considered acceptable. This may have removed higher frequency components of the power spectrum of intramuscular EMG, which have a wider frequency range than surface EMG [134]. Although we acknowledge that acquiring EMG signal at a higher rate would be recommended for further studies, our band-pass filter allows the capture of over 85% of the frequency spectrum [134], which we believe is acceptable.

### **3.5 Conclusions**

Through combination of a time-frequency transformation of the EMG signal and SPM methods, the current study provided valuable information on the manifestations of fatigue within muscles of the shoulder girdle during repeated maximal internal-external shoulder rotations. We show a significant decrease in MDF in the pectoralis major, middle deltoid, upper, middle and lower trapezius, infraspinatus and subscapularis muscles, which can be interpreted as a sign of fatigue as confirmed by a decrease in peak torque throughout the repetitions. Given that fatigue to the rotator cuff and periscapular muscles has been linked to disadvantageous glenohumeral and scapulothoracic kinematics and increased risk of subacromial impingement [121, 20], monitoring muscular fatigue at the shoulder in response to a strong fatiguing stimulus is essential. The present results can be used to improve shoulder injury prevention and rehabilitation programs of swimming and overhead athletes. Our proposed method to identify signs of neuromuscular fatigue could be applied to future studies monitoring fatigue on-the-field or comparing fatigue resistance between healthy and injured athletes.

## **4 ARTICLE 3: Identification des blessures à l'épaule chez des athlètes féminines**

Ce chapitre se présente sous la forme d'un article, publié dans le *Journal of Science and Medicine in Sport*. Cet article a été coécrit par Sylvain Gaudet, Mickaël Begon, et Jonathan Tremblay. La méthode et la collecte des données ont été développées et réalisées par Sylvain Gaudet. Le traitement des données a été réalisé par Sylvain Gaudet. La rédaction de toutes les sections de l'article a été faite par Sylvain Gaudet, puis Mickaël Begon et Jonathan Tremblay ont effectué plusieurs révisions de l'article en faisant part de leurs critiques et en proposant des ajustements.

**Cluster analysis using physical performance and self-report measures to identify shoulder injury in overhead female athletes**

Sylvain Gaudet, Mickaël Begon, et Jonathan Tremblay. (2018)

*Journal of Science and Medicine in Sport*, In Press. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.09.224>.

## Résumé

*Objectifs:* Évaluer la validité diagnostique du *Kerlan-Jobe orthopedic clinic shoulder and elbow score* (KJOC) et du *Closed kinetic upper extremity stability test* (CKCUEST) pour évaluer les déficiences fonctionnelles associées à une blessure à l'épaule chez des athlètes féminines.

*Design:* Étude transversale.

*Méthodes:* Trente-quatre athlètes féminines en nage synchronisée et en handball ont complété le KJOC et le CKCUEST lors de leurs camps de sélection respectifs. Un algorithme de *k*-moyennes a été utilisé sur les données collectées afin d'effectuer une analyse par grappes et classer les athlètes en tant que *Blessées* ou *Non-Blessées*. Les rapports de chances, les rapports de vraisemblance, la sensibilité et la spécificité ont été calculés sur la base de la présence autodéclarée d'une blessure à l'épaule au moment du test ou au cours de l'année précédente.

*Résultats:* Sept des 34 athlètes étaient blessées ou avaient souffert d'une blessure à l'épaule au cours de l'année précédente, ce qui représente un taux de prévalence de 20.5%. La méthode de regroupement utilisant les données du KJOC présentait une sensibilité de 86 %, une spécificité de 100 % et un rapport des chances de 229.67. La méthode de regroupement utilisant les données du CKCUEST présentait une sensibilité de 86 %, une spécificité de 37 % et un rapport des chances de 3.53.

*Conclusions:* Le KJOC a présenté une bonne validité diagnostique pour évaluer la fonction de l'épaule et différencier les athlètes féminines élites en nage synchronisée et handball blessées de celles non blessées. Le CKCUEST semble être un test de dépistage faible, mais pourrait être un test intéressant pour évaluer la force fonctionnelle et la capacité pliométrique des membres supérieurs. Les méthodes d'apprentissage non supervisées permettent de prendre des décisions basées sur de nombreuses variables, ce qui constitue un avantage lorsque l'on considère le chevauchement généralement important des résultats des tests de dépistage entre les athlètes à haut risque et ceux à faible risque.

**Mots-clés:** Stabilité de l'épaule ; Cinétique ; Scapula ; Coiffe des rotateurs ; *K*-moyennes



## **Abstract**

*Objectives:* To evaluate the diagnostic validity of the Kerlan-Jobe orthopedic clinic shoulder and elbow score (KJOC) and the Closed kinetic upper extremity stability test (CKCUEST) to assess functional impairments associated with shoulder injury in overhead female athletic populations.

*Design:* Cross-sectional design.

*Methods:* Thirty-four synchronized swimming and team handball female athletes completed the KJOC and the CKCUEST during their respective team selection trials. Unsupervised learning using *k*-means algorithm was used on collected data to perform group clustering and classify athletes as *Injured* or *Not Injured*. Odds ratios, likelihood ratios, sensitivity and specificity were computed based on the self-reported presence of shoulder injury at the time of testing or during the previous year.

*Results:* Seven of the 34 athletes were injured or had suffered a time-loss injury in the previous year, representing a 20.5% prevalence rate. Clustering method using KJOC data resulted in a sensitivity of 86%, a specificity of 100% and a 229.67 diagnostic odds ratio. Clustering method using CKCUEST data resulted in a sensitivity of 86%, a specificity of 37% and a 3.53 diagnostic odds ratio.

*Conclusions:* KJOC had good diagnostic validity to assess shoulder function and differentiate between injured and non-injured elite synchronized swimming and team handball female athletes. The CKCUEST seemed to be a poor screening test but may be an interesting test to evaluate functional upper extremity strength and plyometric capacity. Unsupervised learning methods allow to make decisions based on numerous variables which is an advantage when considering the usually substantial overlap in screening test scores between high- and low-risk athletes.

**Keywords:** Shoulder stability ; Kinetics ; Scapula ; Rotator cuff ; *K*-means

## 4.1 Introduction

Shoulder injuries are among the most common injuries in aquatic and overhead sports such as synchronized swimming and handball [214, 6]. Although extensive research exists on the risk factors associated with shoulder injury in overhead sports, there are yet to be universal guidelines regarding the screening process for shoulder injuries in these athletes.

Pre-participation screening and periodic health examination are recommended to help identify which athletes are injured or at an increased risk of injury [22, 23]. While in the medical field the purpose of screening is to detect a disease as early as possible (before the appearance of noticeable signs or symptoms of the disease), screening for injury risk usually relies on detecting performance impairments which may predispose an athlete to an injury based on known risk factors [143]. Traditionally, screening has been done through the use of reliable performance and clinical tests evaluating strength and mobility deficits. Yet, these standardized clinical tests generally show poor predictive validity and Cook et al. [148] suggested that it may be because these tests do not assess an individual's movement quality and thus cannot detect functional deficits. To remedy this problem, a functional evaluation integrating qualitative and quantitative assessments of an athlete's performance on a task or sport-specific manoeuvre has been proposed as a better alternative to assess function and the associated injury risks [161, 157, 158]. Various methods exist to assess function and usually fall into two general categories: physical performance measures (PPMs) and self-report measures (SRMs) [157, 147]. Screening needs to be reliable, sensitive, specific, inexpensive, easy to perform and widely available [22]. To date, there are no single PPM able to predict shoulder injuries on its own [157, 161, 23].

Hegedus et al. [157] have recently suggested the Kerlan-Jobe orthopedic clinic shoulder and elbow score (KJOC) in combination with the closed kinetic chain upper extremity stability test (CK-CUEST), as SRM and PPM of the shoulder function for athletic population, respectively. The KJOC is a 10-item visual analog scale focusing on the functional/performance parameters, symptoms and interpersonal relationships of overhead athletes, where a score of 100 represents the highest level of function [154]. It has been validated in subgroups of asymptomatic and injured baseball [154, 175],

softball [176], football [215] and swimming populations [177] and generally shows high sensitivity and specificity as a diagnostic tool for upper extremity sport-related injuries [157]. However, there are no reports of its use in handball or synchronized swimming athletes.

The CKCUEST is a functional test designed to assess stability of the shoulder that is easy to administer and interpret for professionals in the field [163]. The CKCUEST imposes upper extremity axial loading in a closed-kinetic chain pattern where the athlete needs to alternatively lift one hand and touch the opposite hand as many times as possible over 15 s, while maintaining an extended push-up position with the hands 36 in apart. Many studies have reported high reliability for the test [169, 163, 161, 174] but its validity and responsiveness are still unsupported [23, 157]. Although the CKCUEST is simple to administer and score, kinetic measures recorded by force platforms (e.g. peak ground reaction forces, rate of force development) could provide further information about its validity and may also help identify underlying performance impairments in injured athletes. A biomechanical analysis of the CKCUEST was carried out by Tucci et al. [173] to determine if scapular kinematics and kinetic measures were modified for three different distances between the hands at start. They reported no differences in scapular kinematics and kinetics between the original 36 in, the inter-acromial length and the 150% inter-acromial length distances when performing the CKCUEST. Yet, their study had many limitations and associations between kinematic or kinetic measures and CKCUEST performance were not reported. Pontillo et al. [162] are the only ones who evaluated the diagnostic validity of the CKCUEST. In college football athletes, they reported that a cut-off score of 21 touches resulted in a sensitivity of 0.83 and a specificity of 0.79 in determining whether a player would sustain a shoulder injury during the season. Yet, the diagnostic capacity of the CKCUEST in identifying overhead athletes at risk of shoulder injury has not yet been established [157] and requires further research.

The purpose of this study was therefore to evaluate the diagnostic validity of the KJOC and CKCUEST to assess functional impairments associated with shoulder injury in an overhead athletic population composed of synchronized swimming and handball athletes. More specifically, the objective was to determine if the results from those tests could correctly identify injured from non-injured athletes. To that end, unsupervised learning methods (k-mean clustering) and 2x2 contingency tables

were used.

## 4.2 Methods

The present study was completed with the Canadian national synchronized swimming and team handball programs as part of their respective team selection trials. Every active athlete attending their respective team selection trials was eligible for participation, irrespective of their shoulder pain status or history. Exclusion criteria was a current injury preventing them from training or completing the CKCUEST at the time of testing. In total, 34 female athletes (age:  $21.7 \pm 5.2$  years; height:  $167.5 \pm 6.6$  cm; mass:  $61.7 \pm 8.5$  kg) agreed to participate in this study: 23 synchronized swimmers and 11 handball players. Most participants were right-handed (31 of 34) and had on average  $13.4 \pm 3.5$  years of experience in their sport. The local University Research Ethics Committee approved all procedures undertaken in this study and all participants read and signed a written informed consent form before testing. When participants ( $n = 7$ ) were younger than 18 years, parental/legal guardian consent was obtained.

The athletes first completed the KJOC questionnaire which included a demographic intake sheet where data on sports participation and injury history were collected. Athletes also had to report whether they were either: (1) playing with no pain, (2) playing with pain, or (3) not playing due to pain, the latter being an exclusion criterion for the present study. The athletes then completed the CKCUEST over two AccuGait (AMTI, Watertown, MA, USA) force platforms. Although force platforms are not required to evaluate athletes on the CKCUEST, we chose to use them to complement this functional test for two reasons: (1) a better understanding of the biomechanics of the test could allow for an improved validity assessment and (2) it is possible that variables other than the CKCUEST score could be linked to injury risk. The centers of the force platforms were marked by a piece of tape and spaced 36 in center-to-center. The participants performed three trials of the CKCUEST with 45 s rest between trials, as described by Goldbeck and Davies [163]. The number of hand touches of the best two trials were kept for analysis. The evaluators were blinded to the injury status of the athletes as the KJOC questionnaire was compiled post hoc.

Force and moment data were acquired during the CKCUEST along the  $X$ -axis (medio-lateral),  $Y$ -axis (antero-posterior) and  $Z$ -axis (vertical) at a sampling rate of 400 Hz using NetForce 2.4 software (AMTI, Watertown, MA, USA). Only the best two trials were kept for analysis. A zero-lag 4th order Butterworth low-pass filter with a cut-off frequency of 20 Hz was applied to the raw force plate signals. Support and swing phases of each arm were then identified from the  $Z$ -axis force signals using 10 N as the cut-off value. For each axis, peak ground reaction force (GRF), time to peak GRF (TTP) and rate of force development (RFD) over 100 ms at impact were extracted for each repetition of each arm and were then averaged over the two trials. After normalizing GRF and RFD to bodyweight, mean GRF, TTP and RFD for the dominant and non-dominant arms were used for analysis.

Group clustering was determined using  $k$ -means for KJOC (individual item and total scores) and CKCUEST (GRF, TTP, RFD, number of touches) data separately in order to assign athletes in one of two clusters (*Injured* and *Not Injured*).  $K$ -means clustering is an unsupervised iterative process where an algorithm is used to assign  $n$  observations into  $k$  sets so as to minimize the within-cluster sum of squares (i.e. variance) [216]. Prior to using  $k$ -means clustering, KJOC and CKCUEST data were standardized using a  $Z$ -score to ensure all variables had the same *units* and *weight* in the  $k$ -means algorithm. There are two advantages to using  $k$ -means clustering here: (1) it enables to use multiple variables at the same time to classify the athletes and (2) it doesn't require to set cut-off values for each variable, which usually results in substantial overlap between high and low risk of injury [143]. Then, 2x2 contingency tables were created to compare *Injured* and *Not Injured* clusters with the athletes' self-reported injury status. An athlete was placed in the *Injury* group if she identified herself as "playing with pain" and/or had answered "yes" to the KJOC question asking if she suffered any time-loss injury in the past year. Sensitivity, specificity, positive (LR+) and negative (LR-) likelihood ratios as well as diagnostic odds ratio (DOR) were computed from the contingency tables. When sensitivity or specificity was equal 100%, 0.5 was added to every value in the contingency table, which is a commonly used method to calculate an approximation of the diagnostic odds ratio [217]. Finally, for each variable, centroids (mean of the clusters) were extracted for the *Injured* and *Not Injured* clusters and the difference in the mean was computed as an effect size (ES) to determine which variables explained most of the differences between the

**Table IX:** 2×2 contingency tables indicating in which cluster (Injured or Not Injured) an athlete was classified and if they had suffered a shoulder injury or were healthy, using k-means clustering on KJOC data (left) and CKCUEST data (right).

KJOC	Injury	Healthy	CKCUEST	Injury	Healthy
Injured	6	0	Injured	6	17
Not Injured	1	26	Not Injured	1	10

**Note**

one athlete omitted to answer the KJOC questions and was only included in the CKCUEST analysis which explains the differing sample sizes.

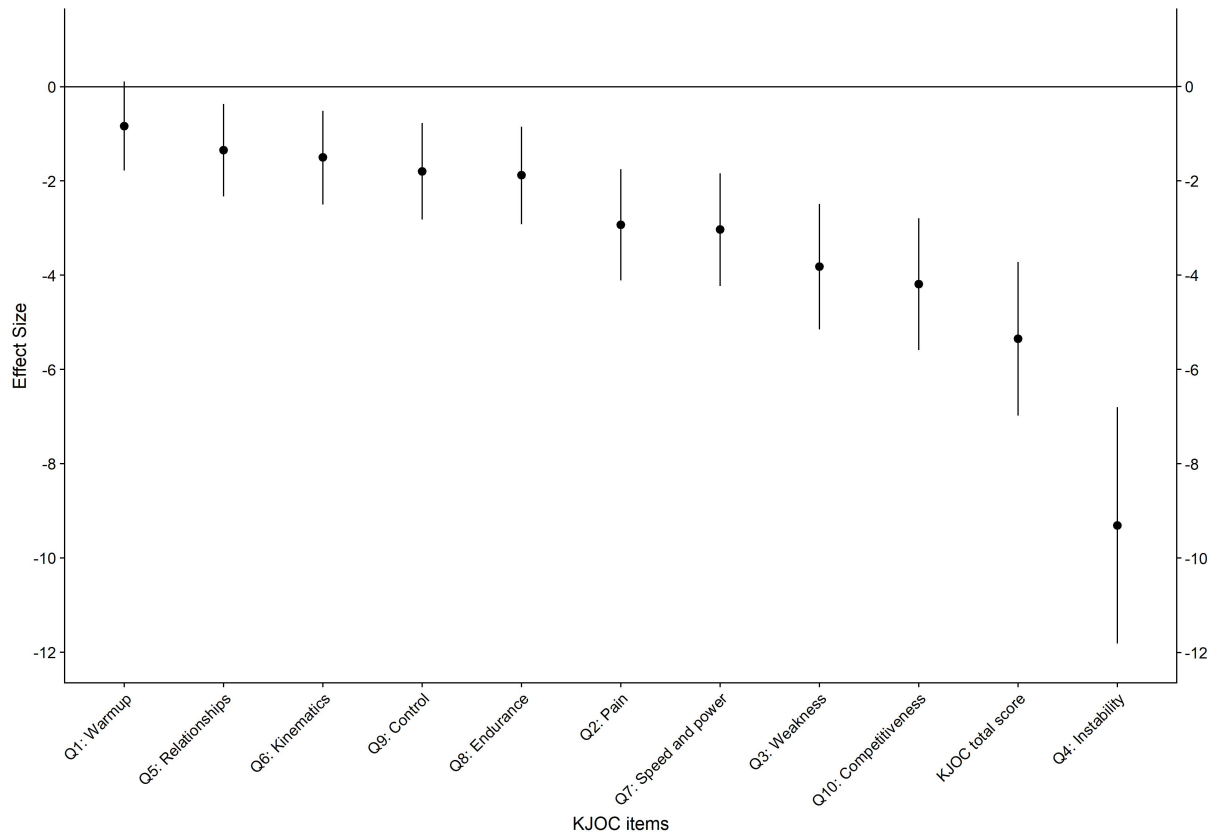
clusters. All data processing and statistical analyses were carried out using R 3.4.3 software [195].

### 4.3 Results

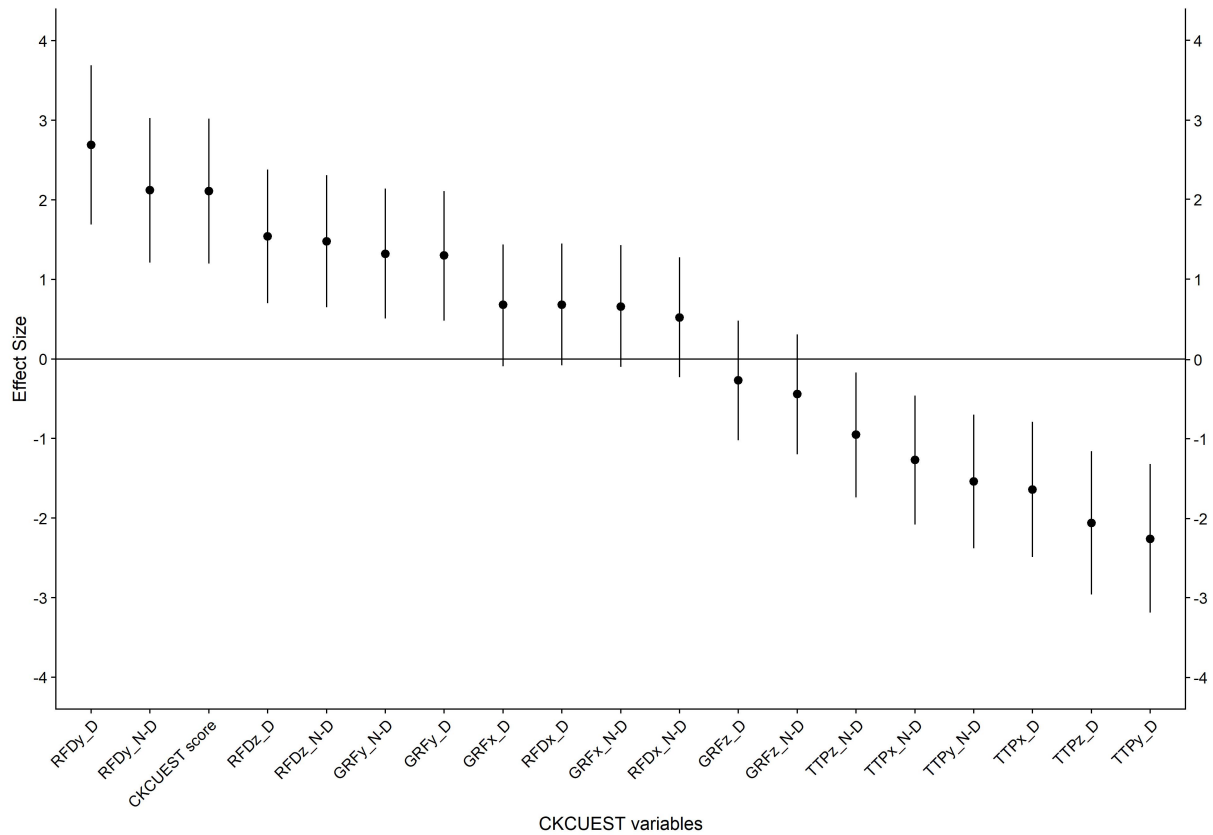
At the time of testing, 7 of the 34 athletes were injured or had suffered a time-loss injury in the previous year according to the self-reported answers from the KJOC, equating to a 20.5% prevalence rate. Athletes who reported an injury scored  $32.1 \pm 2.3$  while those competing without an injury scored  $27.3 \pm 3.5$  touches on the CKCUEST.

Contingency tables resulting from *k*-means clustering using KJOC and CKCUEST data are presented in Table 1. Clustering using KJOC data resulted in a sensitivity of 86%, a specificity of 100% (LR+ = 43.88, LR- = 0.19, DOR = 229.67). Clustering using CKCUEST data resulted in a sensitivity of 86%, a specificity of 37% (LR+ = 1.36, LR- = 0.39, DOR = 3.53).

KJOC item about feeling of instability was the parameter with the biggest difference between the two clusters (ES = -9.31 [95% CI ± 2.51]). In addition, total KJOC score (ES = -5.35 [95% CI ± 1.63]) and effect on the level of competition (ES = -4.19 [95% CI ± 1.4]) also showed large effect sizes between the clusters (Figure 1). For the CKCUEST, dominant and non-dominant peak RFD in the Y-axis showed the biggest absolute differences between the two clusters (ES = 2.69 [95% CI ± 1] and 2.12 [95% CI ± 0.91], respectively), followed by the number of touches (ES = 2.11 [95% CI ± 0.91]) and TTP in Y and Z axes for the dominant hand (ES between -2.06 and -2.26), as shown in Figure 2.



**Figure 27:** Effect size (point) and 95% CI (line range) between *Injured* and *Non-Injured* clusters' centroids sorted in descending order for the KJOC data. A negative effect size indicates a higher Z-score for the *Non-Injured* cluster.



**Figure 28:** Effect size (point) and 95% CI (line range) between *Injured* and *Non-Injured* clusters' centroids sorted in descending order for the CKQUEST data. A positive effect size indicates a higher Z-score for the *Injured* cluster and vice-versa. GRF, peak ground reaction force; TTP, time to peak ground reaction force; RFD, rate of force development; D, dominant arm; N-D, non-dominant arm.



## 4.4 Discussion

The purpose of this study was to evaluate the diagnostic validity of the KJOC and the CKCUEST, to assess functional impairments associated with shoulder injury in synchronized swimming and handball athletes. While athletes classified to the *Injured* cluster based on KJOC results were 229.67 times more likely to have a shoulder injury, athletes in the *Injured* cluster based on CKCUEST results were only 3.53 times more likely to be injured than the athletes in the *Not Injured* cluster.

Applying *k*-means clustering technique on the results from the KJOC questionnaire, we were able to correctly identify all non-injured athletes and all but one injured athletes. KJOC scores ranging from 89.7 to 97.5 have been reported in uninjured collegiate athletes while KJOC score can range from 47.5 to 82 in athletes with upper extremity injuries [157]. In the present study, mean KJOC score was  $64.8 \pm 6.7$  and  $94.6 \pm 5.3$  for the first (*Injured*) and second (*Not Injured*) clusters, respectively, which represented a  $-5.35$  [95% CI  $\pm 1.63$ ] effect size. Because of this very large difference in score between the two clusters, it turns out that a cut-off value between 76.3 (highest value of the *Injured* cluster) and 82.3 (lowest value of the *Not Injured* cluster) would have resulted in the same sensitivity and specificity as our current model. This cut-off criterion would have been similar to the previously reported 81.3 [178] and 86.0 [160] cut-off scores, which provided similar diagnostic accuracy (91-100% sensitivity and 83-90% specificity) as our present model. Therefore, the KJOC appears to have good diagnostic validity and would be a useful SRM tool to assess functional impairments associated with shoulder injury in synchronized swimming and handball athletes.

On the other hand, applying *k*-means clustering on the CKCUEST results showed poorer diagnostic validity in identifying athletes suffering from shoulder injury from the healthy athletes. Although the CKCUEST seemed to have a good capacity to correctly detect injured athletes (sensitivity of 86%), it is important to note that injured athletes had higher CKCUEST score than non-injured athletes ( $32.1 \pm 2.3$  and  $27.3 \pm 3.5$  touches, respectively). Taking into account that the purpose of the CKCUEST as a screening test is to identify functional impairments to the upper extremities that may predispose an athlete to injuries, the test does not seem to fulfill its objective. Pontillo et al. [162]

had suggested a cut-off criteria of 21 touches in a population of college football players. Had this cut-off criteria been used, the resulting sensitivity of 0% and specificity of 96% would have led to no single injury detected by the CKCUEST. Contrary to Pontillo et al. [162], Sciascia and Uhl [161] reported that the CKCUEST could not distinguish between individuals with and without shoulder symptoms, yet their study only included non-athletic participants. Furthermore, Tarara [160] did not find a significant difference in the number of touches on the CKCUEST between injured and non-injured groups of baseball players. Our results are in accordance with these observations and suggest that the CKCUEST should not be used as a stand-alone screening tool for shoulder injury in overhead athletes, at least in synchronized swimming and female handball athletes.

Despite its poor utility in identifying overhead athletes suffering from a shoulder injury, the CKCUEST may have some utility if the objective is to assess upper extremity closed-kinetic functional strength. Indeed, data obtained from the force platforms showed that higher RFDs and peak GRFs were associated with higher CKCUEST score, as illustrated in Figure 2 and confirmed by a supplementary correlation analysis (see Supplementary Table). Tucci et al. [173] also reported high GRFs during the CKCUEST (up to 68% of bodyweight) and suggested that for this reason, the test may not be suitable for populations with severe shoulder dysfunction. Furthermore, average contact time per repetition was  $0.64 \pm 0.11$  s, which is even smaller than contact times recorded during common plyometric push-up variations [218]. To that end, CKCUEST could be regarded as an interesting PPM to assess plyometric performance of the upper extremities, as suggested by Westrick et al. [167]. In sports such as American football, where most shoulder injuries are caused by direct trauma to the shoulder [219] and main sport-specific actions are closed-chain (pushing, tackling), higher functional strength in closed-kinetic chain movements, like the CKCUEST, may have a protective effect. On the other hand, the most common cause of shoulder injuries in synchronized swimmers and handball players is overuse [6, 214] and those sports involve mostly open-chain sport-specific movements (throwing, sculling). This could explain why Pontillo et al. [162] observed that college football players with low CKCUEST score were 18.75 more likely to get a shoulder injury than high performers while high CKCUEST score was not protective of shoulder injury in the present study. The CKCUEST may thus have some utility as a shoulder injury screening test in contact sports, such as football and rugby, although further research is required. Alternative tests targeting open-

chain movements, such as the unilateral seated shot put [23] should be further explored in overhead athletes populations.

The choice of using *k*-means clustering instead of using a cut-off value to classify athletes based on their KJOC or CKCUEST score was motivated by the substantial overlap previously reported in screening test scores between athletes with high and low risk of injury [143]. In addition, cut-off criteria can vary from one population to another. For instance, optimal cut-off criteria for the CKCUEST in the present study (maximizing the product of sensitivity and specificity [220]) would have been 30 touches compared to the 21 touches suggested by Pontillo et al. [162], yet it would have resulted in poor sensitivity and specificity of 29% and 26%, respectively. *K*-means clustering aims to find similarities among data points through an iterative process and can take in multiple variables at once. Considering the fact that no single PPM has sufficient test properties to predict upper extremity injuries on its own [157, 23], *k*-means clustering may provide an advantage for analyzing numerous parameters at the same time. This method proved to be highly accurate at identifying injured athletes using KJOC data. Cluster analysis using CKCUEST data was not as successful, although the obtained diagnostic accuracy was superior to using a cut-off criterion.

The present study has some limitations. Although our results show that the KJOC could identify injured athletes with high accuracy, there is no assurance that it would be as accurate in predicting future injuries. In fact, the self-responsive nature of the KJOC [157] and its high responsiveness to shoulder function suggest it could be a better tool for diagnostic than prediction. Only female athletes were included as part of this study which limits the generalizability of our results to male athletic populations. Although our sample size was small and only included 7 injuries, the prevalence rate was similar to those reported in the literature for the populations of interest [6, 214]. Future research involving different cohorts and bigger sample size should be carried to validate our findings.

## 4.5 Conclusions

The current study showed that the KJOC questionnaire could be a valid and useful SRM to assess shoulder function and differentiate between injured and non-injured athletes, in synchronized swim-

ming and team handball. On the other hand, the CKCUEST seemed to be a poor screening test but appeared to be an interesting tool for evaluating upper extremity functional strength and plyometric capacity. Therefore, contrary to the suggestion of Hegedus et al. [157], we doubt that the CKCUEST can be considered an interesting PPM to be used in combination with the KJOC when screening for shoulder injuries in overhead athletes. It may, however, have some utility as a screening tool in contact sports such as football or rugby where shoulder injuries are often caused by direct trauma rather than overuse. Finally, *k*-means clustering appears to be an interesting method to group athletes with similarities over an ensemble of parameters which could improve the accuracy of screening protocols in identifying athletes at high or low risk of shoulder injury.

#### **4.6 Practical implications**

- The KJOC questionnaire is a valid and useful screening tool to identify athletes competing with a shoulder injury.
- The CKCUEST should not be used as a stand-alone screening tool in identifying injured athletes but appears to be an interesting test for evaluating upper extremity functional strength and plyometric capacity.
- Unsupervised learning such as *k*-means provides an advantage over the use of cut-off criteria as it can take into account multiple parameters to identify injured athletes which in turn improves sensitivity and specificity.

## 4.7 Supplementary Materials

**Table X:** Pearson  $r$  coefficients between CKCUEST score and the kinetic parameters obtained with the forceplate, sorted by descending order.

Forceplate parameter	Pearson $r$ coefficient
RFDy_D	0.7244509
RFDz_D	0.6696935
RFDz_N-D	0.6226396
RFDy_N-D	0.6218711
GRFx_N-D	0.4936256
GRFx_D	0.4845636
GRFy_D	0.4178922
GRFy_N-D	0.4054005
RFDx_N-D	0.2634766
RFDx_D	0.2626298
GRFz_D	0.1188646
GRFz_N-D	-0.1122327
TTPx_D	-0.4256688
TTPz_N-D	-0.4299424
TTPx_N-D	-0.5009026
TTPy_N-D	-0.5212311
TTPz_D	-0.5423187
TTPy_D	-0.7103149

## 5 Résultats complémentaires

### 5.1 Introduction

L'étude précédente avait pour objectif d'évaluer la validité diagnostique du KJOC et du CKCUEST dans l'identification d'athlètes souffrant de blessures à l'épaule, plus spécifiquement en nage synchronisée et au handball. Nos résultats nous ont menés à la conclusion que le CKCUEST ne semble pas être un test de dépistage approprié, du moins chez la population étudiée. Notamment, le fait que les athlètes souffrant d'une blessure à l'épaule aient mieux performé au test que les athlètes saines indique que le test ne semble pas en mesure d'identifier la présence d'un déficit fonctionnel pouvant être associé à un risque accru de blessure à l'épaule. En revanche, nos mesures sur plateformes de force, qui s'ajoutaient à la simple mesure du nombre de touches, suggèrent que le test serait un bon indicateur de la puissance relative des membres supérieurs et que le CKCUEST pourrait être intéressant pour évaluer de façon objective la capacité pliométrique de l'épaule. Outre les limites présentées dans l'étude (taille d'échantillon, athlètes féminines seulement, nombre d'athlètes blessés), le manque d'information quant à la validité du CKCUEST et les construits que ce dernier évalue pourrait limiter la généralisation de nos résultats et mettre en doute nos conclusions.

Le CKCUEST fut développé avec l'objectif d'évaluer de façon objective la progression d'un patient durant le processus de réhabilitation d'une blessure au membre supérieur [163]. Cela suppose donc un lien entre la performance au CKCUEST, le fonctionnement de l'épaule et le risque de blessure. En revanche, tel qu'il fut exposé dans l'introduction de l'article et dans la revue de littérature, la fiabilité du CKCUEST a fait l'objet de plusieurs études [163, 164, 165, 166], mais sa validité et les construits que le test évalue sont encore méconnus. Bien que considéré comme un test fonctionnel, il est plus avisé de parler du CKCUEST comme un test de performance car ce dernier évalue un sous-ensemble de qualités ou de construits reliés à la fonction globale de l'épaule [147, 157]. Certains suggèrent que le CKCUEST évalue la capacité musculaire et le contrôle neuromusculaire du membre supérieur et évalue simultanément la stabilité, la vitesse/puissance, l'endurance et la force [162, 165, 167, 221], mais peu d'études ont validé ces hypothèses. Seuls Lee et Kim [164] ont rapporté de fortes corrélations ( $0.79 < r < 0.94$ ) entre la performance au CKCUEST et la force isocinétique en rotation

interne et externe de l'épaule suggérant la capacité du test à évaluer la force lors de mouvements dynamiques de l'épaule.

Le lien entre la performance au CKCUEST et la présence ou le risque de blessure à l'épaule est aussi très faible dans la littérature. Pontillo et al. [162] sont les seuls à avoir observé un lien entre la performance au CKCUEST et le risque de développer une blessure à l'épaule auprès de joueurs de football au niveau collégial. Bien que Tucci et al. [166] aient aussi rapporté que le nombre de touches au CKCUEST était plus petit chez les patients souffrant d'un syndrome d'accrochage de la coiffe des rotateurs que chez des personnes saines, les patients étaient en moyenne 24 ans plus âgés que les sujets sains. Il est donc possible que les différences de performance observées entre les groupes dans l'étude de Tucci et al. [166] soient plutôt reliées à un effet de l'âge. D'ailleurs, Sciascia et Uhl [161] n'ont pas observé de différence significative dans la performance au CKCUEST entre des adultes symptomatiques et asymptomatiques d'âge similaire. Bref, alors que le CKCUEST est recommandé pour évaluer la fonction et le risque de blessure à l'épaule chez les populations athlétiques [157], nous ne savons pas quels construits le test évalue et ignorons si les déficits mesurés par ce dernier sont reliés au risque de blessure à l'épaule.

Alors que l'étude précédente a fourni plus de détails concernant le lien entre la performance au CKCUEST et le risque de blessure à l'épaule, l'objectif de cette étude complémentaire est d'apporter davantage de précision sur la validité de la mesure et sur les construits évalués par le test. Plus précisément, les objectifs spécifiques des résultats complémentaires étaient : 1) d'examiner la relation entre la force isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule et la performance au CKCUEST, et 2) de comparer la validité diagnostique du CKCUEST avec celle d'une évaluation isocinétique de l'épaule.

## **5.2 Méthode**

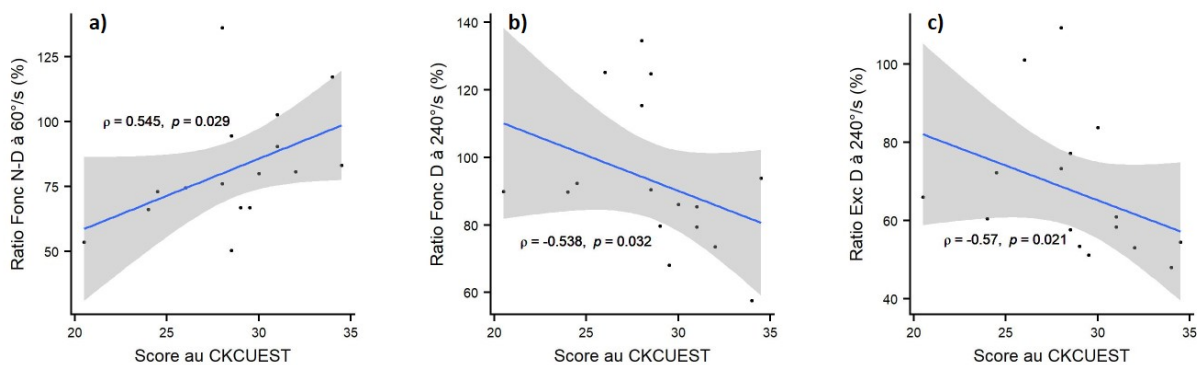
Seize des 34 athlètes ayant pris part à l'étude précédente ont été incluses dans les analyses de résultats complémentaires. De ce nombre, quatre provenaient du groupe handball et douze du groupe de nage synchronisée. Les athlètes incluses ici ont été évaluées sur le dynamomètre isocinétique

CONTREX<sup>®</sup> MJ selon le protocole de la première étude (voir Chapitre 2), en plus d'avoir rempli le questionnaire KJOC et complété le CKCUEST. Le protocole consistait donc en une série de contractions maximales concentriques et excentriques en rotation interne et externe de l'épaule à 60 et 240 °/s. Au total, huit conditions furent évaluées sur trois répétitions chacune : rotation interne concentrique à 60 °/s (IR60), rotation externe concentrique à 60 °/s (ER60), rotation interne excentrique à 60 °/s (IX60), rotation externe excentrique à 60 °/s (EX60), rotation interne concentrique à 240 °/s (IR240), rotation externe concentrique à 240 °/s (ER240), rotation interne excentrique à 240 °/s (IX240) et rotation externe excentrique à 240 °/s (EX240).

Pour examiner la relation entre le couple isocinétique et la performance au CKCUEST, nous avons déterminé le coefficient de corrélation de Spearman ( $\rho$ ) entre le nombre de touches au CKCUEST et diverses mesures de force décrites ci-après. Le critère de significativité a été établi à  $p \leq 0.05$ . La moyenne des trois essais au CKCUEST a été retenue pour l'analyse des données. Le couple isocinétique maximal a été déterminé pour chaque répétition et moyenné pour chaque condition de test sur le dynamomètre isocinétique. Par la suite, les ratios concentriques (ER/IR), excentriques (EX/IX) et fonctionnels (EX/IR) ont été calculés pour chaque vitesse.

Pour comparer la validité diagnostique de l'évaluation isocinétique à celle du CKCUEST, nous avons appliqué la méthode de regroupement par  $k$ -moyennes utilisée dans l'article précédent pour assigner les athlètes dans le groupe *Blessées* ou le groupe *Non-Blessées*. Les variables de couples isocinétiques maximaux et de ratios (concentrique, excentrique et fonctionnel) ont toutes été utilisées pour l'analyse par  $k$ -moyennes, après avoir été transformées en score  $Z$  pour assurer une standardisation des unités et des poids de chaque variable dans l'algorithme. Par la suite, nous avons créé des tableaux de contingence 2x2 pour comparer les regroupements *Blessées* et *Non-blessées* avec l'état de blessure à l'épaule rapporté par les athlètes. À partir des tableaux de contingence, la sensibilité, la spécificité, les rapports de vraisemblance positif (RV+) et négatif (RV-) ainsi que le rapport de chances (*diagnostic odds ratio*, DOR). Dans le cas où la sensibilité ou la spécificité était de 100 %, 0.5 fut ajouté à chaque valeur du tableau de contingence pour le calcul des rapports afin d'éviter des valeurs infinies [217]. Finalement, pour chaque variable, le centroïde (moyenne) de chaque regroupement a été extrait puis la différence entre les regroupements a été calculée sous la forme d'une





**Figure 29:** Nuage de points entre les variables ayant une corrélation significative avec le score au CKQUEST. a) Ratio fonctionnel non dominant à 60 °/s, b) Ratio excentrique dominant à 240 °/s et c) Ratio fonctionnel dominant à 240°/s. Le trait bleu et la zone ombragée représentent la droite de régression linéaire et son intervalle de confiance à 95 %, respectivement.

taille d'effet (*effect size* en anglais, ES) pour déterminer quelles variables expliquaient la majorité des différences entre les regroupements *Blessées* et *Non-Blessées*. L'analyse des données et les analyses statistiques ont été menées avec le logiciel R 3.4.3 [195].

### 5.3 Résultats

Le Tableau XI présente les coefficients de corrélation de Spearman entre les différentes variables de l'évaluation isocinétique et la performance au CKQUEST. Aucune corrélation significative n'a été observée entre les différents couples maximaux et la performance au CKQUEST. Seuls les ratios excentrique et fonctionnel à 240 °/s du côté dominant (Exc240\_D et Fonc240\_D, respectivement) et le ratio fonctionnel à 60 °/s du côté non dominant (Fonc60\_N-D) étaient modérément corrélés avec le score au CKQUEST. Les ratios Exc240\_D et Fonc240\_D étaient négativement corrélés avec le score au CKQUEST (voir la Figure 29) indiquant qu'un ratio plus petit était associé à une meilleure performance au CKQUEST.

Au moment des tests, 3 des 16 athlètes étaient blessées ou avaient souffert d'une blessure à l'épaule dans l'année précédente. Le regroupement par *k*-moyenne en utilisant les données de l'évaluation isocinétique a identifié 6 athlètes dans le groupe *Blessées* et 10 dans le groupe *Non-Blessées*, ce qui équivaut à une sensibilité de 100 %, une spécificité de 77 %, un RV+ de 3.5, un RV- de 0.17 et un

**Tableau XI:** *Rho* de Spearman entre les couples isocinétiques maximaux ou ratios de couples isocinétiques et la performance au CKCUEST

Couples isocinétiques	<i>rho</i> de Spearman	valeur-p	Ratios isocinétiques	<i>rho</i> de Spearman	valeur-p
ER240_N-D	-0.14	0.609	Con60_N-D	0.12	0.656
ER60_N-D	-0.20	0.463	Con240_N-D	-0.19	0.470
EX240_N-D	-0.13	0.636	Exc60_N-D	-0.08	0.765
EX60_N-D	0.17	0.541	Exc240_N-D	-0.15	0.590
IR240_N-D	-0.09	0.728	<b>Fonc60_N-D</b>	0.55	0.029
IR60_N-D	-0.30	0.253	Fonc240_N-D	0.03	0.918
IX240_N-D	-0.06	0.833	Con60_D	-0.04	0.897
IX60_N-D	0.10	0.716	Con240_D	-0.29	0.283
ER240_D	-0.17	0.538	Exc60_D	-0.42	0.108
ER60_D	-0.08	0.770	<b>Exc240_D</b>	-0.57	0.021
EX240_D	-0.29	0.278	Fonc60_D	-0.15	0.590
EX60_D	-0.03	0.918	<b>Fonc240_D</b>	-0.54	0.032
IR240_D	0.03	0.918			
IR60_D	0.09	0.732			
IX240_D	0.05	0.850			
IX60_D	0.23	0.401			

\* Corrélations significatives entre CKCUEST et les variables en gras

**Tableau XII:** Tableau de contingence comparant la classification d'un athlète dans un regroupement (*Blessées* ou *Non-Blessées*) avec son état de blessure à l'épaule, obtenu en effectuant une analyse par *k*-moyennes sur les données de l'évaluation isocinétique.

	Blessure	Pas de blessure
Blessées	3	3
Non-Blessées	0	10

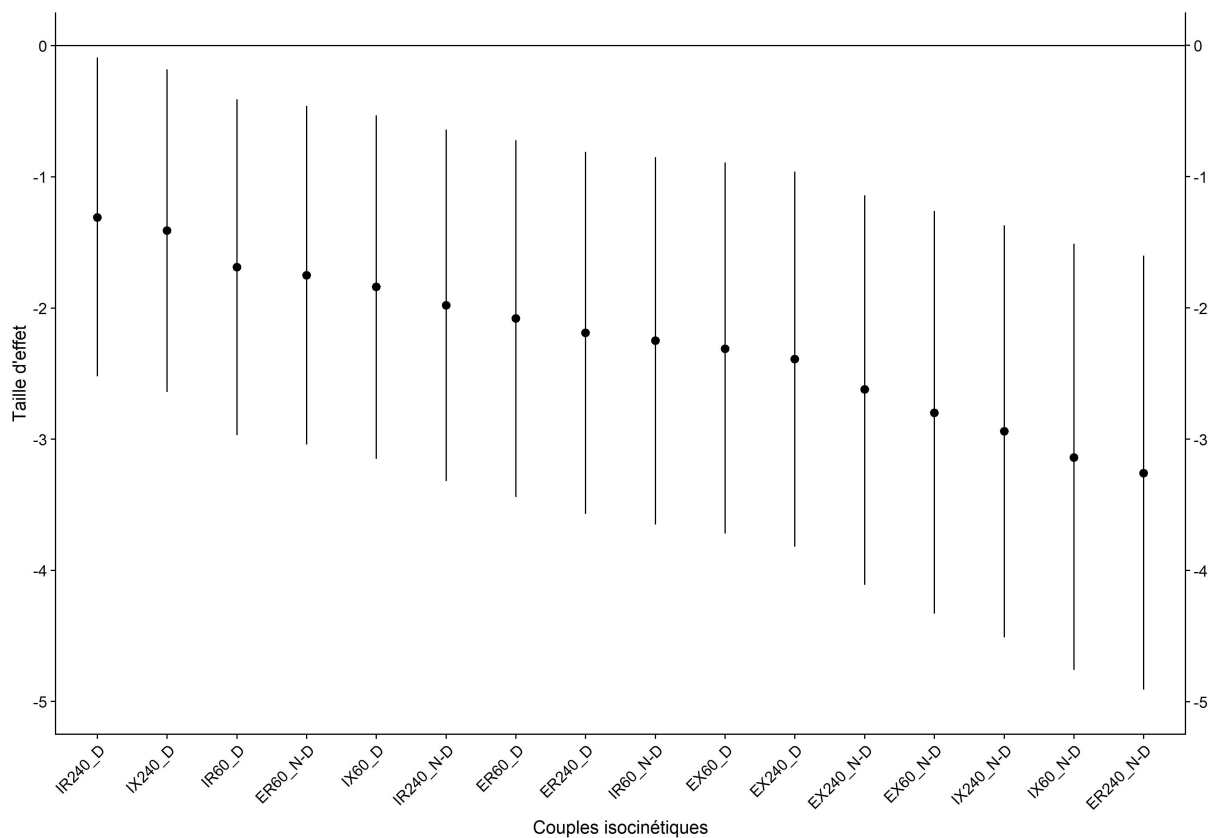
DOR de 21 (voir le Tableau XII).

Le groupe *Blessées* présentait des déficits musculaires pour toutes les mesures de couples isocinétiques, comme l'illustre la Figure 30. À l'opposé, les ratios de couples étaient parfois plus élevés, parfois inférieurs chez le groupe *Blessée* en comparaison au groupe *Non-Blessée* (Figure 31). À l'exception du ratio concentrique à 240°/s (ES = -0.99 [95% CI ± 1.17]), tous les ratios du bras non dominant étaient plus grands chez le groupe *Blessées* (ES 0.26 - 1.42) alors que les ratios du bras dominant étaient en majorité inférieurs à ceux du groupe *Non-Blessées* (ES = (-1.1) - 0.2).

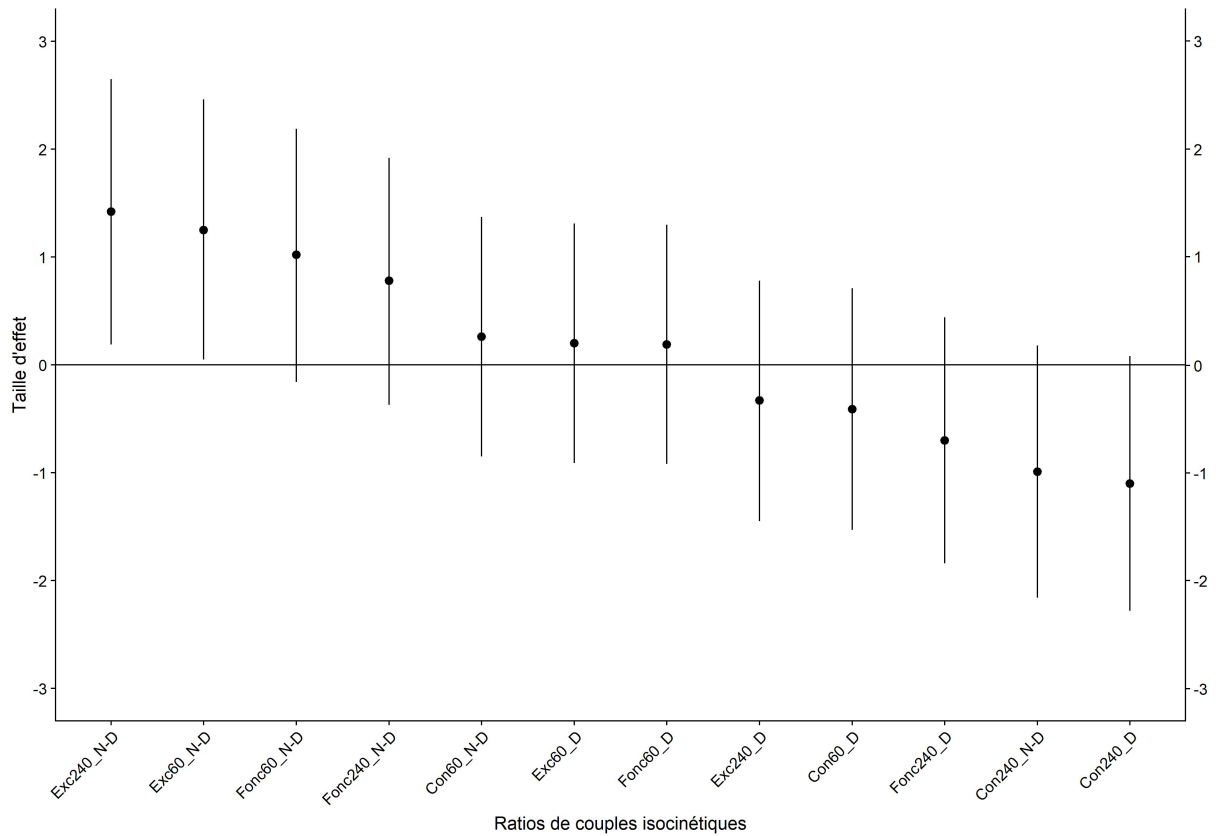
## 5.4 Discussion

L'objectif de cette étude complémentaire était d'apporter davantage de précision concernant la validité de la mesure et les construits évalués par le CKCUEST. Nos résultats suggèrent que la performance au CKCUEST n'est pas reliée à la force isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule chez des athlètes élités féminines en nage synchronisée et en handball. De plus, l'évaluation sur dynamomètre isocinétique avait une validité diagnostique supérieure à celle du CKCUEST présenté dans l'étude précédente (Chapitre 4).

Aucune mesure de couple en rotation interne ou externe de l'épaule n'était corrélée à la performance au CKCUEST, tant pour le bras dominant que le bras non dominant. Ces résultats sont en contradictions avec ceux de Lee et Kim [164] qui ont rapporté des corrélations positives fortes ( $0.79 < r < 0.94$ ) entre la performance au CKCUEST et les couples isocinétiques maximaux en rotation interne et externe de l'épaule à 60 et 180 °/s auprès d'une population adulte saine. Le fait que notre population était composée d'athlètes féminines de niveau élite pourrait expliquer ces différences,



**Figure 30:** Taille d'effet (point) et intervalle de confiance à 95 % (ligne) entre les centroïdes des regroupements *Blessées* et *Non-Blessées*, classés par ordre descendant, pour les variables de couple isocinétique. Un effet négatif indique un score *Z* plus petit pour le groupe *Non-Blessées* et vice-versa. IR, rotation interne concentrique ; IX, rotation interne excentrique ; ER, rotation externe concentrique ; EX, rotation externe excentrique ; 60, vitesse de 60 °/s ; 240, vitesse de 240 °/s ; D, épaule dominante ; N-D, épaule non dominante.



**Figure 31:** Taille d'effet (point) et intervalle de confiance à 95 % (ligne) entre les centroïdes des regroupements *Blessées* et *Non-Blessées*, classés par ordre descendant, pour les ratios de couple isocinétique. Un effet négatif indique un score Z plus petit pour le groupe *Non-Blessées* et vice-versa. Con, ratio concentrique; Exc, ratio excentrique; Fonc, ratio fonctionnel; 60, vitesse de 60 °/s; 240, vitesse de 240 °/s; D, épaule dominante; N-D, épaule non dominante.

mais il faut aussi considérer le fait que les participants de l'étude de Lee et Kim [164] présentaient une performance médiocre au CKCUEST, ce qui diminue la portée de l'évaluation de la validité du CKCUEST. En effet, le score moyen au CKCUEST dans cette étude était de 13 touches, ce qui est 55 % inférieur au score moyen de notre population (29 touches) et grandement inférieur aux valeurs normatives rapportées dans la littérature : 23-25 touches chez des athlètes collégiaux [165], 30 touches chez des joueurs de baseball collégiaux [169], ou encore 22-28 touches chez des adultes actifs et sédentaires [166]. Dans l'étude du chapitre 4, nous avons suggéré que le CKCUEST pourrait être un test intéressant pour évaluer la force et la capacité pliométrique des membres supérieurs. L'absence de corrélation en la performance au CKCUEST et les couples isocinétiques maximaux en rotation interne et externe de l'épaule dans la présente étude suggèrent le contraire. En revanche, considérant que le CKCUEST sollicite les membres supérieurs en chaîne fermée alors que l'épaule est évaluée en chaîne ouverte sur le dynamomètre isocinétique, il est possible que les deux méthodes évaluent différents construits de la force.

Contrairement aux variables de couples isocinétiques maximaux, certains ratios de couples isocinétiques étaient associés à la performance au CKCUEST. En effet, les ratios Exc240\_D, Fonc240\_D et Fonc60\_N-D étaient modérément corrélés avec la performance au CKCUEST. Il est par contre intéressant de noter que les deux premiers l'étaient de façon négative. Les valeurs de ratios concentrique, excentrique et fonctionnel plus grandes sont généralement associées à une meilleure stabilité de l'épaule [45, 46, 47, 50]. De plus, certaines études suggèrent qu'une diminution des ratios en rotation externe-interne est associée à un risque plus élevé de blessure à l'épaule [52, 222]. Considérant cela, on pourrait faire l'hypothèse que les athlètes ayant des ratios plus grands (donc présentant une meilleure stabilité) seraient plus performants au CKCUEST, ce qui n'était pas le cas dans la présente étude. On peut donc se questionner sur la validité du CKCUEST à évaluer la stabilité du complexe de l'épaule, tel que suggéré par certains auteurs [162, 165].

Le regroupement par *k*-moyenne a été en mesure d'identifier correctement les trois athlètes ayant rapporté une blessure à l'épaule et a faussement identifié trois athlètes ne souffrant pas de blessure à l'épaule comme étant *Blessées*. Comme illustré dans la Figure 30, les athlètes ayant été identifiées comme *Blessées* présentaient des déficits de force importants en comparaison au regroupement *Non-*

*Blessées* pour toutes les conditions évaluées sur le dynamomètre isocinétique. Les déficits de force en rotation externe, en particulier à 240 °/s, étaient d'ailleurs généralement plus importants que les déficits en rotation interne. Ces déficits de force avaient un impact sur les ratios externe/interne concentriques, excentriques et fonctionnels comme l'illustre la Figure 31. Comme ces déficits et déséquilibres musculaires pourraient compromettre la stabilité glénohumérale [41], il est possible que les trois athlètes en santé ayant été classées dans le regroupement *Blessées* soient en fait à risque de développer une blessure à l'épaule. En revanche, il n'existe à ce jour aucun lien clair entre la modification des ratios de force en rotation externe et interne de l'épaule et le risque de blessure à l'épaule, certains auteurs ayant observé une diminution de ratio chez des athlètes blessés [52, 222], alors que d'autres ont noté une augmentation du ratio chez des nageurs blessés [45] ou même aucune différence entre une population clinique et des sujets sains [53]. Quoiqu'il en soit, nos résultats suggèrent que les athlètes identifiées *Blessées* par l'algorithme de *k*-moyenne pourraient bénéficier d'un programme de renforcement musculaire de l'épaule en rotation interne et externe de l'épaule.

La présente étude présente quelques limitations. D'abord, seulement des athlètes féminines ont été incluses dans l'étude ce qui limite la généralisation des résultats vers une population masculine. Notre échantillon était aussi petit et hétérogène (athlètes provenant de deux sports différents) et donc, nos résultats devraient être validés dans des études subséquentes avec des échantillons plus grands. Le fait que nous ayons été en mesure d'obtenir une sensibilité et spécificité élevée dans l'identification des athlètes souffrant de blessure à l'épaule malgré l'hétérogénéité de notre échantillon est par contre encourageant. Finalement, l'absence d'association entre l'évaluation isocinétique et la performance au CKCUEST ne veut pas dire que ce dernier n'est pas valide. En revanche, nos résultats renforcent la nécessité de mener plus de recherches pour déterminer les construits évalués par le CKCUEST et sa validité comme test de dépistage des blessures à l'épaule.

## **5.5 Conclusion**

Cette étude suggère que le CKCUEST évalue différents construits de la force en comparaison à l'évaluation isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule chez des athlètes élitaires féminines

en nage synchronisée et en handball. La performance au CKCUEST n'étant associée à aucune mesure de couple isocinétique maximal et présentant une association négative avec les ratios de couples excentriques et fonctionnels à 240 °/s du bras dominant, on peut se questionner sur la capacité de ce test à évaluer la force et la stabilité des membres supérieurs. L'analyse par *k*-moyenne à partir de l'évaluation isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule permet quant à elle d'identifier avec précision les athlètes blessés à l'épaule et pourrait s'avérer intéressante pour identifier les athlètes à risque.



## 6 Discussion générale et perspectives

L'objectif de cette thèse était d'améliorer le dépistage des blessures chroniques à l'épaule chez les athlètes de sports aquatiques et de lancers. À cet effet, les travaux effectués avaient pour buts d'approfondir notre compréhension du fonctionnement de l'épaule lors d'effort maximaux et répétitifs, et d'évaluer la validité diagnostique de méthodes d'évaluation du membre supérieur.

Le premier objectif consistait à décrire les patrons de recrutement musculaire à l'épaule lors d'efforts isocinétiques maximaux en rotation interne et externe de l'épaule. Les hypothèses étaient que les muscles de la coiffe des rotateurs agiraient comme stabilisateurs de l'épaule et que l'activité musculaire des muscles de l'épaule serait altérée lors des contractions excentriques et à vitesse élevée. Les résultats de l'article présenté au chapitre 2 supportent partiellement ces hypothèses. D'abord, le subscapulaire et le dentelé antérieur semblaient jouer un rôle important dans la stabilité de l'épaule tant en rotation interne et externe de l'épaule. Par contre, le supra-épineux et l'infra-épineux présentaient un recrutement musculaire seulement en rotation externe. De plus, alors que l'activité musculaire maximale n'était pas différente selon le type de contraction ou la vitesse, l'analyse des enveloppes EMG suggère que les contractions excentriques et à vitesse élevée permettraient d'atteindre l'activité musculaire maximale plus rapidement.

Le deuxième objectif de cette thèse était de décrire les adaptations musculaires lors d'une tâche de fatigue aiguë consistant en une série de 50 cycles de rotation isocinétique maximale interne-externe concentrique à 240 °/s. L'hypothèse était que la MDF de tous les muscles de l'épaule diminuerait au cours de la tâche et que cette diminution serait associée à une diminution de force. Les résultats de l'article présenté au chapitre 3 ont dans l'ensemble confirmé cette hypothèse. En effet, nous avons pu observer une diminution significative de la MDF pour le grand pectoral, le deltoïde médian, les trapèzes supérieur, moyen et inférieur, l'infra-épineux et le subscapulaire pouvant être interprétée comme un signe de fatigue. Ces manifestations de fatigue musculaire aiguë étaient associées à une diminution des couples développés en rotation interne et externe de l'épaule.

Finalement, le troisième objectif était de déterminer la validité diagnostique de diverses méthodes d'évaluation pour identifier les athlètes souffrant de blessures à l'épaule, notamment le questionnaire

KJOC, le test de performance CKCUEST et l'évaluation isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule. L'hypothèse était que les évaluations de *terrain* comme le KJOC et le CKCUEST auraient une validité diagnostique bonne et similaire à l'évaluation isocinétique dans l'identification des athlètes blessés à l'épaule. Les résultats de l'article présenté au chapitre 4 et les résultats complémentaires au chapitre 5 suggèrent que le KJOC est un outil de dépistage intéressant pour identifier les athlètes blessés à l'épaule, mais que le CKCUEST ne devrait pas être utilisé de façon autonome à cet effet. De plus, l'évaluation isocinétique présentait une validité diagnostique similaire au KJOC, quoiqu'elle ait eu une sensibilité plus grande, mais une spécificité plus petite auprès de la population étudiée.

Le présent chapitre tentera de faire les liens entre les différentes études de la thèse et présentera un second regard sur la portée des résultats et leurs limites. On présentera d'abord une discussion des principaux résultats en lien avec les objectifs de la thèse (sections 6.1 et 6.2. Certaines limites et perspectives spécifiques aux thèmes abordés seront imbriquées dans la discussion des résultats afin de faciliter le transfert des connaissances vers des applications concrètes au niveau de la prévention et de la réhabilitation des blessures à l'épaule. Suivra ensuite une section sur les limites générales de la thèse et les perspectives globales pour des recherches futures (section 6.3).

## **6.1 La fonction de l'épaule lors d'efforts maximaux**

### **6.1.1 L'effet de la vitesse et du type de contraction**

L'un des apports principaux de l'étude au chapitre 2 à la littérature est la description des patrons de recrutement musculaire de 11 muscles à l'épaule en fonction de la vitesse et du type (concentrique/excentrique) de contraction. Alors qu'il existe une vaste littérature décrivant l'activité musculaire des muscles de l'épaule lors de divers exercices de réhabilitation (se référer au Tableau II de la revue), nous avons une compréhension somme toute limitée de l'effet de la vitesse de mouvement ou des efforts excentriques sur le recrutement musculaire à l'épaule. Pourtant, l'entraînement excentrique a gagné en popularité dans le milieu clinique ces dernières années et cette méthode d'entraînement est souvent associée à une amélioration des symptômes chez les patients souffrant

d'une blessure à l'épaule [187, 30]. Le renforcement excentrique est généralement axé sur le renforcement de la coiffe des rotateurs lors des mouvements de rotation externe excentrique, ces derniers étant sollicités lors des phases de décélération et de continuité du lancer [92, 94]. De plus, les compétences de base dans les sports aquatiques et de lancers nécessitent des vitesses de rotation de l'épaule élevées avec en parallèle une production de force maximale. Les résultats de notre étude pourraient donc permettre de mieux planifier la progression des protocoles de réhabilitation ou la périodisation des protocoles de renforcement de l'épaule à des fins de performance et de prévention de blessures. Notamment, une meilleure compréhension des patrons de recrutement musculaire à l'épaule pourra guider les choix d'exercices de réhabilitation prescrits en fonction de l'objectif d'entraînement et des limitations des athlètes.

Comme il a été rapporté au chapitre 2, la vitesse de contraction n'avait pas d'effet sur le niveau maximal d'activité musculaire pour un muscle donné. Cette observation était en quelque sorte contraire aux attentes. En effet, Laursen et al. [223] ainsi que Januario et al. [224] ont observé une augmentation de l'activité musculaire des muscles de l'épaule lorsque la vitesse d'exécution d'une tâche manuelle de précision est augmentée. Par contre, dans le cas présent, les efforts en rotation interne et externe étaient maximaux et sans recherche de précision ce qui pourrait expliquer l'absence de différence au niveau de l'activité musculaire entre les contractions à 60 et 240 °/s ; l'amplitude du signal EMG est notamment associée au nombre d'unités motrices recrutées, ce nombre augmentant lorsque la force à générer augmente [225]. De façon similaire, le pic d'activité musculaire lors des contractions excentriques de l'épaule était équivalent ou inférieur à celui en concentrique pour tous les muscles étudiés malgré une augmentation du couple généré de 25 à 55 %. Cette observation est en accord avec la littérature du membre inférieur [100] et porte à croire que malgré la complexité de l'articulation de l'épaule, les patrons de recrutement musculaire en excentrique sont analogues à ceux observés au membre inférieur.

Une particularité intéressante de la première étude de cette thèse est l'utilisation de la cartographie paramétrique statistique (SPM ; *statistical parametric mapping*) pour évaluer l'effet de la vitesse et du type de contraction sur l'activité musculaire. La méthode SPM est une technique couramment utilisée en imagerie médicale permettant l'analyse statistique d'une série de données de  $n$  dimen-

sions le long de son continuum [194]. Bien que l'activité musculaire maximale soit un indicateur important de la contribution d'un muscle lors d'un effort donné, il ne faut pas oublier que le signal EMG est en fait une série temporelle complexe qui est influencée par des interactions intra- et inter-musculaires associées à la production de mouvements articulaires coordonnés [193]. La description des patrons de recrutement musculaire ne devrait donc pas se limiter à des statistiques sur des scalaires comme l'activité musculaire maximale, mais devrait plutôt s'intéresser aux possibles différences sur l'ensemble de l'enveloppe du signal EMG.

En utilisant la méthode SPM, nous avons notamment pu observer des différences significatives dans le signal EMG lorsque la vitesse augmentait et lors des contractions excentriques qui étaient passées inaperçues lors des analyses statistiques *classiques*. Comme soulevé dans la discussion de l'article (section 2.4), l'analyse par SPM a révélé une augmentation plus rapide de l'activité musculaire lorsque la vitesse du dynamomètre isocinétique passait de 60 à 240 °/s, et ce particulièrement lors des contractions excentriques. Cette observation est similaire à celle d'Alpert et al. [18] qui ont rapporté que lors d'élévations de l'épaule à des charges sous-maximale, le pic d'activité musculaire des deltoïdes et des muscles de la coiffe des rotateurs survenait à des angles d'élévation plus petits lorsque la vitesse de mouvement doublait. Leurs observations étaient par contre qualitatives (aucune analyse statistique) et l'activité musculaire avait été moyennée par tranches de 30° d'élévation ce qui pouvait limiter l'interprétation de leurs résultats. Au niveau clinique, nos résultats renforcent l'importance d'une progression vers l'exécution d'exercices de réhabilitation de plus en plus rapides.

Rappelons ici que les différences dans le signal EMG associées au changement de vitesse survenaient dans la majeure partie des cas dans ce qu'on pourrait appeler la phase de pré-activation, c'est à dire avant le début du mouvement du bras du dynamomètre dans la direction de test. Comme la durée des efforts en rotation de l'épaule avait été normalisée en fonction de la position du bras et non en fonction du temps de contraction, une différence de l'activité musculaire avant le début du mouvement n'implique pas nécessairement une activation plus tôt dans le temps, mais plutôt une activation à une position différente du bras. Cette limitation provient du fait que nous avons utilisé le mode CPM plutôt que les modes concentrique et excentrique du dynamomètre. Contrairement à ces derniers, le mode CPM fait en sorte qu'il n'y a pas de pause entre la fin de la phase de passive (ex :

retour en rotation externe) et le début de l'effort maximal (ex : une rotation interne concentrique). Il était donc difficile, voire impossible, de déterminer un point de début d'activité musculaire pour les muscles évalués (surtout à 240 °/s), car l'anticipation du début du mouvement faisait en sorte que certains muscles n'étaient jamais inactifs (i.e. activité musculaire sous 10% de MVC). L'utilisation du mode CPM avait par contre ses avantages : elle garantissait l'atteinte du plateau isocinétique peu importe le couple développé et ajoutait un aspect de coordination à l'évaluation rendant cette dernière plus spécifique aux demandes des sports aquatiques et de lancers.

L'analyse par SPM a aussi permis de mettre en évidence des différences significatives dans les patrons de recrutement musculaire entre les contractions concentriques et excentriques. De façon générale, le pic d'activité musculaire durant les contractions excentriques était atteint au début de la contraction alors que durant les contractions concentriques, l'activité musculaire avait lieu dans les derniers 30 % de la rotation de l'épaule (Figures 21 et 22). Lorsqu'on prend en compte que les positions de départ et de fin du bras sont opposées pour les contractions concentriques et excentriques, on note que l'activité musculaire maximale semble en fait associée au degré d'allongement du muscle : le pic d'activité musculaire survient lorsque le muscle est en position raccourcie. Ces observations supportent les travaux de Lunnen et al. [226] ainsi que Mohamed et al. [227] qui ont rapporté que l'activité musculaire des ischios-jambiers lors d'une flexion isométrique du genou augmentait à mesure que la longueur du muscle diminuait (en faisant varier l'angle de flexion à la hanche). À notre connaissance, notre étude est par contre la première à mettre en évidence cette relation lors de contractions dynamiques. Indépendamment de la relation entre la longueur du muscle et l'activité musculaire, il semble donc que les contractions excentriques permettent un recrutement musculaire plus rapide des muscles du complexe de l'épaule ce qui pourrait favoriser la stabilité de l'épaule lors d'actions dynamiques de haute intensité telles la nage ou la motion de lancer. Cette observation pourrait expliquer, du moins en partie, l'efficacité du renforcement excentrique en milieu clinique dans la prévention et la réhabilitation des blessures à l'épaule.

### 6.1.2 Le subscapulaire et le dentelé antérieur : importants stabilisateurs

Mes travaux de thèse ont aussi confirmé l'importance du subscapulaire et du dentelé antérieur en tant que muscles stabilisateurs du complexe de l'épaule. Bien que le consensus général soit que les muscles de la coiffe agissent comme stabilisateurs de la tête humérale, nos résultats indiquent que seul le subscapulaire est recruté à plus de 20 % de son activation maximale volontaire (seuil d'activité faible), tant en rotation interne qu'externe, alors que le supra-épineux et l'infra-épineux sont recrutés de façon unidirectionnelle, en rotation externe seulement. Selon Sangwan et al. [63], la caractéristique la plus importante d'un muscle stabilisateur est sa co-contraction musculaire durant sa phase antagoniste. Il semble donc que le supra-épineux et l'infra-épineux avaient un rôle d'actionneur en rotation externe pour les mouvements évalués dans les présents travaux. Ces observations concordent avec plusieurs études [62, 67, 82] et rejoignent les conclusions de la revue de Sangwan, Green et Taylor [71] qui ont rapporté que les muscles de la coiffe des rotateurs présentaient certaines caractéristiques de stabilisation, mais pas toutes. Le rôle de stabilisation de l'articulation gléno-humérale des muscles de la coiffe des rotateurs semble notamment spécifique à la direction du mouvement; il est donc possible que les mouvements de rotation internes et externes de l'épaule dans la position de Davies [108] (position 30/30/30), comme ici, aient minimisé le besoin de stabilisation pour le supra-épineux et l'infra-épineux. Le subscapulaire contribue au centrage de la tête humérale dans la cavité glénoïde, résistant les translations supérieure et antéro-postérieure [197, 198, 199, 196]. Le dentelé antérieur contribue quant à lui à la stabilité de l'articulation scapulo-thoracique par ses actions de bascule postérieure, rotation latérale et rotation externe de la scapula [96, 72]. Plusieurs études ont d'ailleurs montré une diminution de l'activité musculaire et/ou des délais d'activation de ces muscles chez des athlètes et patients souffrant de pathologies de l'épaule [89, 90, 94, 96, 74, 99, 97, 53]. À la lumière de ces observations et de nos résultats, l'évaluation de la fonction du subscapulaire et du dentelé antérieur et l'inclusion d'exercices de renforcement ciblant ces muscles seraient avisées pour la prévention et la réhabilitation des blessures à l'épaule.

Plusieurs exercices de réhabilitation recrutant à la fois le subscapulaire et le dentelé antérieur ont été suggéré dans la littérature, notamment le *pushup-plus*, le *dynamic hug* et les rotations diagonales [82, 72]. En contre-partie, les recommandations cliniques sont souvent axées sur le renforce-

ment des rotateurs externes de l'épaule [200] en raison de la diminution du ratio RE/RI souvent observé chez les athlètes de sports aquatiques et de lancers [47, 37, 38, 39, 40]. En analysant davantage les patrons de recrutement musculaires en rotations internes et externes concentriques et excentriques obtenues dans la première étude, il est possible que les exercices en rotation externe permettent d'entraîner un aspect du recrutement musculaire, du subscapulaire entre autres, important pour la stabilité de l'épaule. À la section précédente, nous avons discuté de la relation entre la longueur du muscle et l'activité musculaire : l'activité musculaire des muscles de l'épaule était plus élevée lorsque le muscle était en position raccourcie. Cette observation était par contre présente chez les muscles agonistes du mouvement effectué ; en rotation interne, on observait donc cette relation chez le grand dorsal et le subscapulaire (Figure 21), alors qu'en rotation externe cette relation était particulièrement présente chez les trapèzes moyen et inférieur ainsi que l'infra-épineux (Figure 22). Il est par contre intéressant de noter qu'en rotation externe, l'activité du grand dorsal et du subscapulaire est maximale lorsque ces derniers sont allongés. Cela suggère donc que les patrons de recrutement de ces muscles sont modifiés lorsqu'ils agissent en tant qu'antagonistes. Ce patron d'activité musculaire a d'ailleurs un rôle physiologique important au niveau de la stabilité de l'épaule : à la fin de la phase d'armement du bras, l'épaule, alors en rotation externe maximale et en abduction à 90°, se retrouve dans une position vulnérable de dislocation antérieure et le grand dorsal et le subscapulaire contribuent à diminuer le stress sur les structures passives en agissant comme dépresseurs de la tête humérale [93, 94, 197]. Il se pourrait donc que le renforcement concentrique et excentrique en rotation externe de l'épaule puisse contribuer à l'amélioration des symptômes associés aux pathologies de l'épaule par le biais d'un réentraînement des patrons moteurs des muscles antagonistes comme le subscapulaire, le grand dorsal et le dentelé antérieur.

### **6.1.3 Cinétique de la fatigue des muscles à l'épaule**

Alors que l'analyse des patrons de recrutement musculaire à l'épaule lors d'efforts maximaux est pertinente pour comprendre la fonction de l'épaule chez le sportif, il est aussi pertinent de s'interroger sur les adaptations musculaires qui se développent en état de fatigue aigüe. Les mouvements répétitifs et la surutilisation sont souvent associés aux blessures à l'épaule chez les sportifs [5, 6, 59] et des

adaptations cinématiques et cinétiques ont été rapportées à la suite d'un entraînement ou d'un match simulé chez plusieurs groupes d'athlètes [115, 116, 117, 57, 119]. La deuxième étude du projet de thèse (chapitre 3), a permis de décrire la cinétique de fatigue de 11 muscles du complexe de l'épaule lors d'efforts maximaux répétés en rotation interne et externe de l'épaule.

La force de cette étude réside dans l'analyse non linéaire de la fréquence médiane du signal électromyographique (MDF) à l'aide des méthodes temps-fréquence (ondelettes continues) et SPM. Il est établi que les variations de la géométrie du muscle, le déplacement relatif des électrodes EMG sur la peau, de même que la profondeur des unités motrices recrutées lors d'efforts dynamiques ont une influence significative sur le spectre fréquentiel du signal électromyographique [127, 138]. Bien que la transformation par ondelettes continues permette de calculer la MDF instantanée sur de courts intervalles de temps de façon précise, la réduction du signal en une donnée scalaire telle la MDF moyenne [128], la MDF maximale [139] ou la MDF à un instant précis d'un cycle [126] fait abstraction des interactions complexes associées à la non-stationnarité du signal EMG. En combinant notre analyse temps-fréquence à l'analyse SPM, nous avons pu observer des différences significatives sur certaines portions des courbes de MDF instantanée, en particulier lorsque les muscles étaient recrutés comme agonistes ; le grand pectoral et le subscapulaire en rotation interne, les trapèzes moyen et inférieur et l'infra-épineux en rotation externe. Cet indice de la présence de fatigue musculaire était associé à une diminution des couples mesurés en rotation interne et externe. À l'opposé, certains muscles comme le grand pectoral, le deltoïde médian et le trapèze supérieur démontraient une baisse significative de la MDF dans leur phase antagoniste, alors que leur activité musculaire était minime voir inactive. La diminution de la MDF lorsqu'un muscle est actif peut s'expliquer par une fatigue progressive des fibres musculaires de type II [131, 133] qui sont particulièrement recrutées lors de contractions de haute intensité, mais se fatiguent plus rapidement que les fibres de type I. En revanche, il est difficile d'interpréter les variations de la MDF lorsque les muscles sont inactifs. Une variabilité inter-sujet de la MDF, ou encore des erreurs de mesure causées par du *crosstalk*, pourraient être à l'origine de ces différences significatives observées.

Bien que certaines études aient rapporté que la fatigue musculaire des muscles de la coiffe des rotateurs et des muscles périscapulaires étaient associées à des adaptations cinématiques pouvant



augmenter le risque d'abutement de l'épaule [121, 20, 21], nos résultats ne permettent pas de statuer clairement sur l'effet de la fatigue musculaire observée sur la stabilité de l'épaule. Comme mentionné précédemment, les signes de fatigue musculaire observés lors de notre étude survenaient lorsque les muscles agissaient comme agonistes. Les muscles stabilisateurs sont par contre généralement caractérisés par leur contribution à la raideur musculaire par co-contraction lorsqu'ils agissent comme antagonistes [71]. Nous avons suggéré précédemment, en nous basant sur les résultats de la première étude, que le subscapulaire et le dentelé antérieur semblaient être les deux principaux muscles du complexe de l'épaule à démontrer des caractéristiques de stabilisateurs de l'épaule. En s'attardant rapidement aux enveloppes de l'amplitude du signal EMG lors de la tâche de fatigue (Figure 26), on note que les patrons de recrutement musculaire sont similaires à ceux présentés dans la première étude. De plus, nos résultats indiquent que le dentelé antérieur ne montrait aucun signe de fatigue alors que le subscapulaire montrait des signes de fatigue seulement dans la phase de rotation interne. Il est donc possible que la stabilité de l'épaule n'ait pas été compromise entre le début et la fin de la tâche de fatigue prescrite. Exception du subscapulaire lors de la rotation interne, l'activité musculaire du dentelé antérieur et du subscapulaire est d'intensité modérée (20-35 % de MVC). Il se pourrait que le protocole de fatigue utilisé (50 cycles de rotation interne-externe à 240 °/s) n'ait pas été en mesure de provoquer une fatigue aigüe suffisante chez ces muscles pour compromettre leur efficacité en tant que stabilisateurs de l'épaule. L'étude de la cinétique de fatigue sur l'activité musculaire combinée à des mesures de la cinématique articulaire de l'épaule est nécessaire pour déterminer si les signes de fatigue observés dans notre étude ont des répercussions négatives sur la stabilité de l'épaule.

Les résultats de la deuxième étude sur la cinétique de fatigue lors d'une tâche répétitive maximale peuvent mener à des recommandations appliquées dans les milieux clinique et sportif et ouvrent de nouvelles perspectives de recherche avec objectif d'améliorer les protocoles de prévention et de réhabilitation de l'épaule. D'abord, la fatigue aigüe observée chez plusieurs muscles périscapulaires et de la coiffe des rotateurs démontre l'importance du renforcement musculaire des trapèzes, dentelé antérieur, infra-épineux et subscapulaire, particulièrement les qualités d'endurance musculaire, afin d'augmenter leur résistance à la fatigue. Ces muscles ayant un rôle important au niveau de la stabilité de l'épaule, leur résistance à la fatigue pourrait aider à assurer le maintien d'une cinématique opti-

male de l'épaule et ainsi réduire le risque d'abutement de la coiffe des rotateurs. Maor et al. [57] ont d'ailleurs rapporté une hausse de la prévalence de dyskinésie de la scapula au cours d'un entraînement de natation. Une meilleure endurance musculaire des muscles périscapulaires et de la coiffe des rotateurs pourrait potentiellement prévenir ces modifications de patrons musculaires pouvant augmenter le risque de blessure à l'épaule. Notre étude a aussi montré que les adaptations musculaires à la fatigue avaient tendance à apparaître avant les changements à la performance (diminution de la force dans ce cas-ci). À cet effet, les méthodes présentées dans le deuxième article pourraient être appliquées à la mesure de la fatigue musculaire lors de la répétition d'actions sportives spécifiques en entraînement. Il pourrait notamment être intéressant de comparer les adaptations à la fatigue entre des athlètes blessés ou ayant un historique de blessure à l'épaule et des athlètes sains. Finalement, nos observations sur la cinétique de fatigue peuvent s'avérer intéressantes au niveau de la planification de la charge d'entraînement afin de minimiser les potentiels effets négatifs de la fatigue sur le risque de blessure. En revanche, au-delà de la cinétique de fatigue lors d'un effort répétitif, il serait intéressant d'étudier la cinétique de récupération des muscles du complexe de l'épaule. Par exemple, combien de temps est nécessaire pour que la MDF revienne à son niveau d'origine ? Est-ce que certains muscles stabilisateurs présentant de signes de fatigue pourraient récupérer plus rapidement que certains muscles actionneurs, assurant un contrôle optimal de la stabilité de l'épaule malgré une diminution de performance ? Les réponses à ces questions pourraient permettre de mieux planifier les séances d'entraînement en ajustant les temps d'effort, le nombre de répétitions et les temps de repos avec objectif de prévenir la fatigue des muscles stabilisateurs de l'épaule.

## **6.2 Pertinence des tests de dépistage**

### **6.2.1 Validité diagnostique des évaluations de terrain**

Comme il a été soulevé dans la présentation des objectifs de cette thèse, l'efficacité d'un programme de dépistage des blessures à l'épaule chez les athlètes de sports aquatiques et de lancers passe par deux facteurs : une compréhension approfondie du fonctionnement de l'épaule lors d'effort maximaux et répétitifs, et la validité diagnostique des méthodes d'évaluation. Alors que les études au

chapitres 2 et 3 ont permis d'approfondir nos connaissances sur les patrons moteurs à l'épaule et la cinétique de la fatigue lors de rotations internes et externes, les travaux des chapitre 4 et 5 se sont attardés à la validité diagnostique de diverses méthodes d'évaluation. En accord avec les recommandations du Comité International Olympique [22], l'évaluation fonctionnelle de l'épaule à faible coût et simple d'utilisation à l'aide de tests de performance et de mesures auto-déclarées a été priorisée dans notre démarche.

Cette thèse a notamment fourni de nouvelles informations sur la validité diagnostique et sur les construits relatifs à la fonction de l'épaule évalués par le CKCUEST. Nous avons de grandes attentes envers ce test, étant l'un des tests fonctionnels du membre supérieur les plus documentés dans la littérature [23] et ayant préalablement mis en évidence sa capacité à identifier de façon rétroactive les athlètes collégiens en football à risque de blessure à l'épaule [162]. De plus, les résultats des premières études de cette thèse ont suggéré que le subscapulaire et le dentelé antérieur avaient un rôle important au niveau de la stabilité de l'épaule et que des signes de fatigue musculaire des muscles périscapulaires et de la coiffe des rotateurs étaient présents lors d'une tâche de fatigue aigüe. Le *pushup-plus* (Figure 32) est régulièrement intégré dans les protocoles de réhabilitation de l'épaule et permet de recruter le subscapulaire et le dentelé antérieur à des niveaux d'activité musculaire élevés [72, 82]. Un test tel que le CKCUEST, qui, de façon similaire au *pushup-plus*, impose une charge axiale en chaîne fermée et, de plus, implique des mouvements répétitifs à vitesse et force élevées, semblait donc intéressant pour identifier des déficits fonctionnels du subscapulaire et du dentelé antérieur. En revanche, comme rapporté dans l'étude du chapitre 4, le CKCUEST a une mauvaise validité diagnostique pour identifier les athlètes souffrant de blessure à l'épaule, du moins auprès d'athlètes féminines en natation synchronisée et en handball. Il était par ailleurs surprenant que les athlètes blessées au moment de l'évaluation étaient celles présentant les meilleures performances au test. Le CKCUEST ayant été développé dans l'objectif d'identifier des déficits fonctionnels des membres supérieurs pouvant informer les intervenants dans le processus d'identification de risque et dans la progression du protocole de retour au jeu [163], le test ne semble donc pas remplir son rôle. L'utilisation de plateformes de force lors de l'exécution du CKCUEST et les analyses de corrélation avec l'évaluation isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule aura tout de même permis de mieux comprendre les construits de la performance étant évalués par le CKCUEST. La



**Figure 32:** Exercice de réhabilitation *pushup-plus*. Reproduite avec autorisation de Escamilla et al. [72].

performance au CKCUEST était modérément corrélée ( $0.62 < rho < 0.72$ ) au taux de développement de la force dans les axes vertical et médio-latéral ce qui suggère que le test pourrait être intéressant pour évaluer la puissance du haut du corps, comme l'ont proposé Westrick et al. [167]. L'absence de corrélation avec les couples maximaux isocinétiques et les ratios en rotation interne et externe de l'épaule (chapitre 5) suggère par contre que les construits de force du membre supérieur évalués par le CKCUEST sont différents de ceux sur dynamomètre isocinétique. Il pourrait donc être avisé de mener d'autres recherches sur le CKCUEST pour mieux établir sa validité, par exemple en étudiant les associations entre la performance au test et la force dynamique est flexion/extension ou en adduction/abduction horizontale de l'épaule. Comme nous l'avons aussi suggéré dans le 3e article, il est possible que les construits évalués par le CKCUEST soient plus pertinents pour le dépistage de blessures causées par des traumatismes ou pour des sports sollicitant sur l'épaule en chaîne fermée, plutôt que pour le dépistage des blessures associées au surmenage en lien avec la répétition d'efforts en chaîne ouverte. Il serait donc pertinent d'évaluer la validité diagnostique du CKCUEST à identifier les blessures à l'épaule chez des athlètes pratiquant des sports de contact ou des sports sollicitant surtout l'épaule en chaîne fermée, tels que le football, le rugby ou la gymnastique.

Contrairement au CKCUEST, nos résultats ont montré que le questionnaire KJOC avait une excellente validité diagnostique pour identifier la présence de blessure à l'épaule auprès de notre popula-

tion. La sensibilité et la spécificité élevées calculées à partir de notre échantillon suite à l'application d'un algorithme de  $k$ -moyenne étaient similaires aux valeurs rapportées dans la littérature [178, 160]. Un seuil de coupure entre 76.3 et 82.3 aurait présenté une validité diagnostique équivalente et est en accord avec les seuils de coupure rapportés précédemment [178, 160]. De plus, tout comme Tarara [160], le KJOC était la méthode d'évaluation présentant les meilleures caractéristiques diagnostiques dans le cadre des présents travaux de thèse. D'un point de vue appliqué, il serait suggéré d'intégrer le KJOC comme élément essentiel de tout protocole de dépistage des blessures à l'épaule chez les populations athlétiques. L'administration régulière de ce test pourrait permettre d'identifier rapidement les athlètes présentant des déficits fonctionnels au membre supérieur et ainsi d'agir rapidement dans le traitement et la prévention des blessures à l'épaule. Selon Jette et al. [228], 90 % des physiothérapeutes reconnaissent l'importance des mesures auto-déclarées dans le processus d'évaluation des patients, mais seulement 48 % incluent ce type de mesures régulièrement. Les raisons le plus souvent rapportées pour ne pas utiliser ces mesures sont la durée d'administration du questionnaire, le temps requis pour l'interprétation ou encore la difficulté pour les patients à y répondre de façon autonome [228]. Considérant que le KJOC ne prend que quelques minutes à remplir (dans une salle d'attente par exemple) et est facile à interpréter, les professionnels de la santé travaillant avec des athlètes en sports aquatiques ou de lancers auraient tout avantage à ajouter ce questionnaire à leur protocole de dépistage des blessures à l'épaule.

### **6.2.2 Modèle de prédiction clinique des blessures à l'épaule**

Encore aujourd'hui, il n'existe pas de modèle de prédiction clinique validé permettant d'identifier le risque de blessures à l'épaule [160, 143]. Les études aux chapitres 4 et 5 s'insèrent dans la deuxième étape du processus de validation d'un protocole de dépistage proposé par Bahr [143] ; cette étape consiste à évaluer la validité diagnostique des tests évaluant les facteurs de risque de blessure et les valeurs de seuil pour ces tests auprès de plusieurs cohortes. Un apport intéressant des présents travaux de recherche est l'utilisation d'un algorithme de  $k$ -moyennes pour classer les athlètes plutôt que l'utilisation de valeurs de seuil. Il est établi que la valeur de seuil identifiée pour un test influence grandement la sensibilité et la spécificité de ce dernier en raison du chevauchement des réponses en-

tre les groupes à risque et en santé [143]. De plus, la valeur de seuil pour un test varie souvent d'une cohorte à l'autre ce qui diminue la valeur prédictive des tests [143]. L'algorithme des  $k$ -moyennes utilisé dans les présentes études fait partie de la famille des modèles d'apprentissage automatique que l'on appelle apprentissage non-supervisé. À la différence des modèles d'apprentissage supervisé, les méthodes d'apprentissage non-supervisé infèrent des prédictions sans avoir recours à des données étiquetées (dont on connaît la réponse attendue et qui est prise en compte dans le développement du modèle) [229]. La méthode par  $k$ -moyennes regroupe plutôt les athlètes présentant des réponses semblables sur plusieurs observations, à travers un processus itératif, afin de minimiser la variance intra-groupe. Cette méthode permet de sortir de notre système de pensée souvent réductionniste où, traditionnellement, on essaie d'isoler l'effet d'un facteur à la fois sur le risque de blessure ce qui limite notre interprétation des interactions entre les différents facteurs [185]. Nos travaux ont d'ailleurs montré une excellente validité diagnostique lorsque cette méthode était appliquée au questionnaire KJOC et aux résultats d'une évaluation isocinétique en rotation interne et externe de l'épaule chez des athlètes féminines élites. Le regroupement des observations par l'entremise d'un algorithme de  $k$ -moyennes a même permis d'obtenir une validité diagnostique relativement bonne (sensibilité, 86 % ; spécificité, 37 %) en utilisant les données mesurées sur plateformes de force lors du CKCUEST, malgré le fait que ce dernier ne semblait pas en mesure d'identifier des déficits fonctionnels aux membres supérieurs auprès de notre population. En effet, les athlètes blessées avaient tendance à mieux performer au CKCUEST que les athlètes saines, ce qui est contraire à la raison d'être du test. L'application de méthodes d'apprentissage non-supervisé semble donc intéressante dans un contexte de dépistage des blessures à l'épaule, car elle permet d'éviter les limitations associées à l'utilisation de valeurs de seuil pour identifier les athlètes blessés ou à risque. En revanche, bien que l'utilisation d'un algorithme de  $k$ -moyennes pour faire du regroupement d'observations ait présenté une validité diagnostique intéressante dans le cadre des présents travaux, il est important de noter qu'aucune validation du modèle obtenu n'a été effectuée. En effet, les centroïdes obtenus pour chaque variable sont pour l'instant spécifiques à la population observée. Il serait nécessaire de valider le modèle, caractérisé par les centroïdes obtenus, en utilisant de nouvelles données différentes de celles ayant permis la création du modèle et voir si la validité diagnostique résultante est similaire à celle obtenue. Cette validation permettrait de généraliser les observations des présents

travaux et de faire un pas de plus vers la mise en place d'un protocole de dépistage efficace des blessures à l'épaule.

Une autre limitation affectant la validité diagnostique des tests de dépistage est le fait que l'étiologie des différentes pathologies de l'épaule associées à la pratique sportive est complexe et multifactorielle. Un protocole de dépistage combinant différentes mesures cliniques, auto-déclarées et de performance est recommandé pour mieux comprendre le rôle des divers facteurs intrinsèques prédisposant un athlète au développement d'une blessure [147]. Une telle approche holistique devrait permettre d'améliorer la validité diagnostique des protocoles de dépistage des blessures à l'épaule. Par contre, l'intégration de plusieurs tests pour évaluer la fonction de l'épaule complexifie grandement l'analyse des résultats et peut être déroutante pour les professionnels de la santé. C'est pourquoi plusieurs protocoles d'évaluation fonctionnelle proposés dans la littérature, tels le *Functional Movement Screen* et le *16-item physical performance measure*, proposent de calculer un score composite à partir des résultats aux divers tests qui les composent. Cette approche permet une approche standardisée pour faciliter la pratique clinique et l'étude à long terme de la fiabilité et de la validité des mesures d'évaluation fonctionnelle [160]. En revanche, la validité diagnostique de tels scores composites n'est pas établie [158] et a été remise en question à plusieurs reprises [160, 230, 231]. On devrait pouvoir obtenir une meilleure validité diagnostique du risque de blessure en utilisant la contribution de chaque test d'évaluation individuellement et en évaluant les interactions entre les divers facteurs. Cela nécessite par contre d'utiliser de modèles plus complexes et c'est pourquoi les modèles d'apprentissage automatique sont proposés comme approche statistique appropriée pour révéler les éventuels prédicteurs de blessures sportives [185]. La très bonne validité diagnostique obtenue pour les diverses mesures auto-déclarées et de performance dans les présentes études à l'aide de l'algorithme des *k*-moyennes témoigne du potentiel intéressant de l'utilisation de tels modèles d'apprentissage automatique dans la détection de blessures à l'épaule. L'une des limites couramment soulevées en ce qui concerne l'apprentissage automatique est que les modèles sont analogues à une boîte noire impossible à interpréter ; on obtient une prédiction en sortie, mais il est impossible de savoir la manière dont les différentes variables ont influencé la prédiction. Si cela est vrai pour les modèles complexes (ex. : les réseaux de neurones), plusieurs outils d'interprétation statistique ont été récemment proposés pour rendre ces derniers plus interprétables [232, 233]. Dans les études

aux chapitres 4 et 5, la taille d'effet entre les centroïdes des regroupements pour chaque variable a été utilisée pour identifier quelles variables avaient le plus d'impact sur le modèle de  $k$ -moyennes et a entre autres permis d'observer une faiblesse généralisée en rotation interne et externe de l'épaule chez les athlètes blessés ayant participé au projet. Dans leur revue, Bittencourt et al. [185] nous invitent justement à nous questionner sur notre objectif réel en matière d'identification de risque de blessures ; cherchons-nous à établir/trouver des relations entre la présence de blessure et des facteurs de risque, ou cherchons-nous plutôt à prédire la présence/développement des blessures ? Dans le milieu clinique, particulièrement dans l'optique de la prévention des blessures, il faut probablement faire appel à un modèle permettant un compromis entre la prédiction et l'interprétation : la capacité de prédiction du modèle permettra d'identifier plus précisément les athlètes blessés ou à risque de blessures (aide à la décision), alors que la capacité à interpréter le modèle sera importante pour déterminer quels paramètres ont le plus grand impact sur la prédiction. La présence de paramètres modifiables à travers l'entraînement permettrait par la suite la mise en place d'une intervention ciblée avec pour objectif la prévention de l'incidence de blessures.

### 6.3 Limites et perspectives

Les sections précédentes ont soulevé quelques limites et perspectives de recherche notamment :

- Les inférences sur l'effet de la vitesse de contraction sur les patrons de recrutement musculaire sont limitées par l'utilisation du mode CPM sur le dynamomètre isocinétique et la méthode de normalisation du cycle. L'utilisation des modes CON et EXC dans des études futures pourrait permettre de mesurer le délai d'activation musculaire et l'effet de la vitesse sur ce paramètre.
- Les patrons d'activité musculaire sont associés à la longueur du muscle, mais cette relation semble différente selon que le muscle agit en tant qu'actionneur ou stabilisateur. Des recherches futures sont nécessaires pour valider cette observation.
- L'analyse de la diminution de la MDF lors d'efforts répétés à haute intensité a permis de mieux comprendre l'évolution de la cinétique de fatigue pour les divers muscles du complexe



de l'épaule. Des études supplémentaires combinant l'analyse de la cinématique et de la MDF lors de tâches similaires sont nécessaires pour déterminer l'effet de la diminution de la MDF sur la stabilité de l'épaule. La modélisation musculosquelettique pourrait peut-être aussi être intéressante.

- Des études futures sur la cinétique de récupération de la MDF après une tâche de fatigue aiguë ou lors d'efforts intermittents pourraient permettre de mieux planifier les séances d'entraînement en ajustant les temps d'effort, le nombre de répétitions et les temps de repos avec objectif de prévenir la fatigue des muscles stabilisateurs de l'épaule.
- Le CKCUEST semble être un test intéressant pour évaluer la force et la capacité pliométrique du membre supérieur, mais les construits évalués en lien avec la force sont différents de ceux mesurés sur dynamomètre isocinétique. La capacité du test à évaluer la stabilité du complexe de l'épaule est difficile à établir. Des études supplémentaires pourraient être nécessaires pour déterminer la validité de ce test. Il pourrait être intéressant d'évaluer la cinématique et la dynamique de l'épaule lors du test à l'aide de systèmes optoélectroniques et de plateformes de force.
- Le modèle d'apprentissage non-supervisé proposé dans les travaux de cette thèse semble une avenue intéressante pour identifier avec précision la présence de blessure à l'épaule. La généralisation du présent modèle auprès de diverses cohortes est difficile à établir et des études additionnelles sont nécessaires pour déterminer si le modèle peut s'appliquer directement à d'autres populations dans une optique de dépistage des blessures à l'épaule.

À ces limitations et perspectives de recherche, il faudrait aussi ajouter les suivantes :

- L'évaluation des patrons musculaires et de la cinétique de fatigue à l'épaule a été réalisée auprès de sujets contrôles et d'athlètes ne présentant aucun signe de blessure à l'épaule. Si les présents résultats contribuent grandement à notre compréhension de la fonction musculaire à l'épaule, il importe de se questionner sur les potentielles modifications de ces patrons chez les athlètes blessés ou à risque de blessure à l'épaule. Nos travaux ont suggéré que les athlètes souffrant de blessure à l'épaule présentaient des déficits de force dynamique importants en

rotation interne et externe de l'épaule, mais des études additionnelles sont nécessaires pour déterminer si ces déficits de force se traduisent par une modification des patrons musculaires et/ou de la cinétique de fatigue à l'épaule.

- Une limitation importante dans le profilage du risque de blessure à l'épaule est le manque de tests ciblant le membre supérieur dans la majorité des protocoles de dépistage rapportés dans la littérature. Dans leur revue sur les protocoles d'évaluation fonctionnelle, McCunn et al. [158] s'attardent à 10 protocoles et on peut noter que seuls quatre protocoles incluent des tests du membre supérieur et que ces derniers représentent seulement 10 à 20% du contenu total de ces protocoles. Afin de pouvoir bien discriminer quels athlètes sont à risque de blessures à l'épaule dans des sports comme la natation, le waterpolo, le tennis, le baseball, le handball, etc., il serait avisé de développer un protocole composé de tests principalement orientés vers l'évaluation de la fonction du membre supérieur. Les présents travaux ont mis en évidence la bonne validité diagnostique du KJOC et de l'évaluation isocinétique auprès d'athlètes élités féminines, mais les résultats restent à être validés dans des études futures auprès de différentes cohortes. En accord avec les recommandations de Reiman et Manske [147], le protocole de dépistage devrait évaluer la fonction de l'épaule sur un continuum et inclure des tests cliniques, des mesures auto-déclarées et des tests de performance ayant préalablement démontré une bonne répétabilité et validité. Il pourrait aussi être pertinent de s'intéresser aux facteurs de risques au-delà des changements biomécaniques et physiologiques, tels les facteurs sociaux, environnementaux et politiques, comme suggéré par Hulme et Finch [234].
- Dans le cadre de la présente thèse, la validité diagnostique de certains tests a été déterminée de façon ponctuelle et rétrospective et visait à identifier les athlètes souffrant d'une blessure ou ayant manqué du temps d'entraînement en raison d'une blessure dans les 12 mois précédents. Dans une optique de prévention des blessures à l'épaule, des études longitudinales sont nécessaires pour évaluer la validité diagnostique du protocole de dépistage dans l'identification des athlètes à risque. En effet, Meeuwisse et al. [235] ont souligné la nature dynamique des facteurs de risque, c'est-à-dire qu'un changement dans une variable au cours du temps pourrait influencer le risque de blessure davantage que sa valeur absolue en un point dans le temps.

Afin de bien saisir les interactions complexes entre les divers facteurs de risque, le recours à des modèles non-linéaires complexes, tels les modèles par apprentissage automatique, est suggéré. Ultiment, des études cliniques randomisées seront nécessaires pour déterminer si un dépistage combiné à une intervention ciblée est plus bénéfique qu'une intervention seule, ce qui reste un des plus grands défis dans la prédiction des blessures dans le sport [143].

## Conclusion

Cette thèse avait pour objectifs d'approfondir notre compréhension du fonctionnement de l'épaule lors d'efforts maximaux et répétitifs et d'évaluer la validité diagnostique de méthodes d'évaluation du membre supérieur, en vue d'améliorer le dépistage des blessures chroniques à l'épaule chez les athlètes en sports aquatiques et d'armée de bras. Les trois études principales et les résultats complémentaires présentés précédemment ont permis de caractériser les patrons de recrutement musculaire à l'épaule lors de rotations isocinétiques maximales en fonction de la vitesse et du type de contraction ; de caractériser la cinétique de fatigue des muscles à l'épaule lors de rotations maximales répétées à haute vitesse; et d'évaluer la validité diagnostique de mesures auto-déclarées et de performance pour identifier la présence de blessure à l'épaule.

D'abord, les patrons d'activation musculaire observés pendant différentes conditions de rotation isocinétique interne-externe (60 ou 240 °/s, concentrique ou excentrique) a permis de mieux comprendre le rôle de chaque muscle pendant les rotations de l'épaule. Il apparaît que le sous-scapulaire et le dentelé antérieur jouent un rôle important dans la stabilité de l'articulation de l'épaule dans les rotations internes et externes. Ainsi, un entraînement spécifique de ces muscles pourrait aider à réduire l'incidence des blessures à l'épaule grâce à une meilleure stabilisation de l'articulation gléno-humérale et à un positionnement optimal de l'omoplate. Il semble que les contractions excentriques rapides permettraient un recrutement plus rapide des muscles de la ceinture scapulaire tout en développant un couple plus élevé, ce qui pourrait bien transférer à des compétences athlétiques dans les sports aquatiques et d'armée de bras. L'inclusion progressive d'un entraînement excentrique à grande vitesse de l'épaule dans les programmes de rééducation et de renforcement peut donc être recommandée, bien que de futures études d'intervention longitudinale soient nécessaires pour confirmer nos observations.

Ensuite, en combinant la transformation temps-fréquence par ondelettes continues du signal EMG et la cartographie paramétrique statistique sur la série temporelle de la fréquence médiane instantannée, nous avons fourni des informations précieuses sur les manifestations de la fatigue chez les muscles de la ceinture scapulaire lors de rotations internes et externes maximales dynamiques répétées. Le grand

pectoral, le deltoïde médian, le trapèze supérieur, l'infra-épineux et le sous-scapulaire présentaient des signes de fatigue, en particulier durant leur phase agoniste, ce qui était associé à une diminution du couple maximal développé. La fatigue de la coiffe des rotateurs et des muscles périscapulaires a été précédemment associée à une cinématique gléno-humérale et scapulothoracique désavantageuse et à un risque accru de conflit sous-acromial [121, 20], mais considérant que les muscles contribuent surtout à la stabilité de l'épaule lorsqu'ils agissent comme antagonistes [71], nos résultats ne permettent pas de statuer clairement sur l'effet de la fatigue musculaire observée sur la stabilité de l'épaule. Les présents résultats peuvent être utilisés pour améliorer les programmes de prévention des blessures à l'épaule et de réadaptation des athlètes de natation et de tète. Premièrement, la fatigue aigüe observée chez plusieurs muscles périscapulaires et de la coiffe des rotateurs démontre l'importance du renforcement musculaire des trapèzes, du dentelé antérieur, de l'infra-épineux et du subscapulaire, particulièrement les qualités d'endurance musculaire, afin d'augmenter leur résistance à la fatigue. Deuxièmement, notre méthode proposée pour identifier les signes de fatigue neuromusculaire pourrait être appliquée à de futures études de surveillance de la fatigue sur le terrain ou à la comparaison de la résistance à la fatigue entre des athlètes en bonne santé et blessés.

Finalement, nous avons montré que le *Kerlan-Jobe orthopaedic clinic shoulder and elbow score* (KJOC) semble être une mesure auto-déclarée valide et utile pour évaluer la fonction de l'épaule et identifier les présence de blessure à l'épaule, du moins en nage synchronisée et en handball. À l'opposé, le *Closed kinetic chain upper extremity stability test* (CKCUEST) semble être un test de dépistage faible pour identifier les blessures à l'épaule, mais il semble être un outil intéressant pour évaluer la force fonctionnelle du membres supérieurs et leur capacité pliométrique. L'évaluation isocinétique de l'épaule en rotation interne et externe a aussi présenté une validité diagnostique intéressante. Par conséquent, contrairement à la suggestion de Hegedus et al. [157], il semble que le CKCUEST ne devrait pas être considéré comme une mesure de performance intéressante à utiliser en association avec le KJOC lors du dépistage des blessures à l'épaule chez les athlètes de sports aquatiques ou d'armée de bras. Il se pourrait toutefois que le test soit plus utile comme outil de dépistage dans les sports de contact tels que le football ou le rugby, où les traumatismes à l'épaule sont souvent causés par un traumatisme direct plutôt que par une surutilisation. Nos modèles de prédiction de la présence de blessure avec la méthode

de  $k$ -moyennes offrent un avantage par rapport à l'utilisation de valeurs de seuil, car ils peuvent prendre en compte plusieurs paramètres pour identifier les athlètes présentant des similarités. Des études longitudinales et auprès de différentes cohortes seront nécessaires pour valider si nos résultats sont généralisables et pour évaluer la validité diagnostique de protocoles de dépistage dans l'identification des athlètes **à risque**. L'implémentation de modèles de prédictions de blessures en utilisant des méthodes d'apprentissage non supervisé ou supervisé est suggérée afin de mieux saisir les interactions complexes existantes entre les divers facteurs de risque.

## Bibliographie

- [1] Stig Haugsboe Andersson, Roald Bahr, Benjamin Clarsen, and Grethe Myklebust. Risk factors for overuse shoulder injuries in a mixed-sex cohort of 329 elite handball players: Previous findings could not be confirmed. *Br J Sports Med*, pages bjsports–2017–097648, July 2017.
- [2] José Pedro Correia. Injury surveillance at 23 International Tennis Federation Junior and Pro Circuit tournaments between 2011 and 2015. *Br J Sports Med*, July 2016.
- [3] Eric C. Makhni, Randall W. Lee, Ekene O. Nwosu, Michael E. Steinhaus, and Christopher S. Ahmad. Return to competition, re-injury, and impact on performance of preseason shoulder injuries in Major League Baseball pitchers. *Phys Sportsmed*, 43(3):300–306, July 2015.
- [4] Florian Wanivenhaus, Alice J. S. Fox, Salma Chaudhury, and Scott A. Rodeo. Epidemiology of injuries and prevention strategies in competitive swimmers. *Sports Health*, 4:246–51, 2012.
- [5] Stig Haugsboe Andersson, Roald Bahr, Benjamin Clarsen, and Grethe Myklebust. Preventing overuse shoulder injuries among throwing athletes: A cluster-randomised controlled trial in 660 elite handball players. *Br J Sports Med*, 51(14):1073–1080, July 2017.
- [6] Annika Prien, Margo Mountjoy, Jim Miller, Kevin Boyd, Cees van den Hoogenband, David Gerrard, Mohamed Yahia Cherif, Yifan Lu, Kyriakos Nanousis, Edgar Ivan Ortiz Liscano, Farhad Moradi Shahpar, and Astrid Junge. Injury and illness in aquatic sport: How high is the risk? A comparison of results from three FINA World Championships. *Br J Sports Med*, 51(4):277–282, February 2017.
- [7] Alberto Aliprandi, Silvana Sdao, Paola Maria Cannà, Yasir Jamil Khattak, Stefano Longo, Luca Maria Sconfienza, and Francesco Sardanelli. Imaging of shoulder pain in overhead throwing athletes. *Sport Sci Health*, 9(3):81–88, August 2013.
- [8] B. Clarsen, R. Bahr, M. W. Heymans, M. Engedahl, G. Midtsundstad, L. Rosenlund, G. Thorsen, and G. Myklebust. The prevalence and impact of overuse injuries in five Nor-

- wegian sports: Application of a new surveillance method. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 25(3):323–330, March 2014.
- [9] Alexis A. Wright, Eric J. Hegedus, Daniel T. Tarara, Samantha C. Ray, and Steven L. Dischiavi. Exercise prescription for overhead athletes with shoulder pathology: A systematic review with best evidence synthesis. *Br J Sports Med*, 52(4):231–237, February 2018.
- [10] Marilyn J. Webster, Meg E. Morris, and Brook Galna. Shoulder pain in water polo: A systematic review of the literature. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(1):3–11, January 2009.
- [11] M. L. Scovazzo, A. Browne, M. Pink, F. W. Jobe, and J. Kerrigan. The painful shoulder during freestyle swimming. An electromyographic cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J Sports Med*, 19(6):577–582, 1991.
- [12] G. Myklebust, L. Hasslan, R. Bahr, and K. Steffen. High prevalence of shoulder pain among elite Norwegian female handball players. *Scand J Med Sci Sports*, 23(3):288–294, June 2013.
- [13] Paula Borsa, KevinG Laudner, and EricL Sauers. Mobility and Stability Adaptations in the Shoulder of the Overhead Athlete. *Sports Med*, 38:17–36, January 2008.
- [14] W. Ben Kibler. The Role of the Scapula in Athletic Shoulder Function. *Am J Sports Med*, 26(2):325–337, January 1998.
- [15] Guillermo J. Noffal. Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *Am J Sports Med*, 31:537–41, 2003.
- [16] Martin Asker, Hannah L. Brooke, Markus Waldén, Ulrika Tranaeus, Fredrik Johansson, Eva Skillgate, and Lena W. Holm. Risk factors for, and prevention of, shoulder injuries in overhead sports: A systematic review with best-evidence synthesis. *Br J Sports Med*, pages bjsports–2017–098254, March 2018.



- [17] Joe A. I. Prinold, Claire C. Villette, and Anthony M. J. Bull. The influence of extreme speeds on scapula kinematics and the importance of controlling the plane of elevation. *Clin Biomech*, 28(9–10):973–980, November 2013.
- [18] Scott W. Alpert, Marilyn M. Pink, Frank W. Jobe, Patrick J. McMahon, and Witaya Mathiyakom. Electromyographic analysis of deltoid and rotator cuff function under varying loads and speeds. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(1):47–58, January 2000.
- [19] Martyn J. Matthews, Daniel Green, Helen Matthews, and Emma Swanwick. The effects of swimming fatigue on shoulder strength, range of motion, joint control, and performance in swimmers. *Physical Therapy in Sport*, 23:118–122, January 2017.
- [20] D. David Ebaugh, Philip W. McClure, and Andrew R. Karduna. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(3):224–235, June 2006.
- [21] Calvin T. F. Tse, Alison C. McDonald, and Peter J. Keir. Adaptations to isolated shoulder fatigue during simulated repetitive work. Part I: Fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 29:34–41, August 2016.
- [22] Arne Ljungqvist, Peter Jenoure, Lars Engebretsen, Juan Manuel Alonso, Roald Bahr, Anthony Clough, Guido De Bondt, Jiri Dvorak, Robert Maloley, Gordon Matheson, Willem Meeuwisse, Erik Meijboom, Margo Mountjoy, Antonio Pelliccia, Martin Schwellnus, Dominique Sprumont, Patrick Schamasch, Jean-Benoit Gauthier, Christophe Dubi, Howard Stupp, and Christian Thill. The International Olympic Committee (IOC) consensus statement on periodic health evaluation of elite athletes March 2009. *Br. J. Sports Med.*, 43(9):631–643, September 2009.
- [23] Daniel T Tarara, Lucas K Fogaca, Jeffrey B Taylor, and Eric J Hegedus. Clinician-friendly physical performance tests in athletes part 3: A systematic review of measurement properties and correlations to injury for tests in the upper extremity. *Br. J. Sports Med.*, 50(9):545–551, May 2016.

- [24] Trevor Gaunt and Nicola Maffulli. Soothing suffering swimmers: A systematic review of the epidemiology, diagnosis, treatment and rehabilitation of musculoskeletal injuries in competitive swimmers. *Br. Med. Bull.*, September 2011.
- [25] Joshua S. Dines, Asheesh Bedi, Phillip N. Williams, Christopher C. Dodson, Todd S. Ellenbecker, David W. Altchek, Gary Windler, and David M. Dines. Tennis Injuries: Epidemiology, Pathophysiology, and Treatment. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, 23:181–189, March 2015.
- [26] Dana J. Lin, Tony T. Wong, and Jonathan K. Kazam. Shoulder Injuries in the Overhead-Throwing Athlete: Epidemiology, Mechanisms of Injury, and Imaging Findings. *Radiology*, 286(2):370–387, January 2018.
- [27] Mya Lay Sein, Judie Walton, James Linklater, Richard Appleyard, Brent Kirkbride, Donald Kuah, and George A. C. Murrell. Shoulder pain in elite swimmers: Primarily due to swim-volume-induced supraspinatus tendinopathy. *Br J Sports Med*, 44(2):105–113, February 2010.
- [28] Scott A. Rodeo, Joseph T. Nguyen, John T. Cavanaugh, Yashika Patel, and Ronald S. Adler. Clinical and Ultrasonographic Evaluations of the Shoulders of Elite Swimmers. *Am J Sports Med*, 44(12):3214–3221, December 2016.
- [29] Ameer L. Seitz, Philip W. McClure, Sheryl Finucane, N. Douglas Boardman III, and Lori A. Michener. Mechanisms of rotator cuff tendinopathy: Intrinsic, extrinsic, or both? *Clin Biomech*, 26(1):1–12, January 2011.
- [30] Ann M. Cools, Dorien Borms, Birgit Castelein, Fran Vanderstukken, and Fredrik R. Johansson. Evidence-based rehabilitation of athletes with glenohumeral instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 24(2):382–389, February 2016.
- [31] T.S. Ellenbecker and A. Cools. Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: An evidence-based review. *Br. J. Sports Med.*, 44(5):319–327, 2010.

- [32] S. S. Burkhart, C. D. Morgan, and W. B. Kibler. The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology Part I: Pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 19:404–20, April 2003.
- [33] S. S. Burkhart, C. D. Morgan, and W. B. Kibler. The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology Part III: The SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 19:641–61, 2003.
- [34] Michael M. Reinold and Alan S. Curtis. Microinstability of the Shoulder in the Overhead Athlete. *Int J Sports Phys Ther*, 8(5):601–616, October 2013.
- [35] Lyn Watson, Sarah Warby, Simon Balster, Ross Lenssen, and Tania Pizzari. The treatment of multidirectional instability of the shoulder with a rehabilitation program: Part 1. *Shoulder & Elbow*, 8(4):271–278, October 2016.
- [36] Michael J. Zemek and David J. Magee. Comparison of Glenohumeral Joint Laxity in Elite and Recreational Swimmers. *Clin. J. Sport Med.*, 6:40–47, 1996.
- [37] Nuno M. Batalha, Armando M. Raimundo, Pablo Tomas-Carus, Tiago M. Barbosa, and António J. Silva. Shoulder rotator cuff balance, strength, and endurance in young swimmers during a competitive season. *J Strength Cond Res*, 27:2562–8, 2013.
- [38] Nuno Batalha, José Marmeleira, Nuno Garrido, and António J. Silva. Does a water-training macrocycle really create imbalances in swimmers’ shoulder rotator muscles? *Eur. J. Sport Sci.*, 15:167–172, February 2015.
- [39] G. Gozlan, L. Bensoussan, J.-M. Coudreuse, J. Fondarai, V. Gremeaux, J.-M. Viton, and A. Delarque. [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*, 49:8–15, 2006.

- [40] William C. McMaster, Susan C. Long, and Vincent J. Caiozzo. Shoulder torque changes in the swimming athlete. *Am J Sports Med*, 20(3):323–327, January 1992.
- [41] Edward J. Weldon III and Allen B. Richardson. UPPER EXTREMITY OVERUSE INJURIES IN SWIMMING: A Discussion of Swimmer’s Shoulder. *Clinics in Sports Medicine*, 20(3):423–438, July 2001.
- [42] William C. McMaster, Susan C. Long, and Vincent J. Caiozzo. Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water polo player. *Am. J. Sports Med.*, 19:72–75, 1991.
- [43] M. L. Beach, S. L. Whitney, and S. Dickoff-Hoffman. Relationship of shoulder flexibility, strength, and endurance to shoulder pain in competitive swimmers. *J Orthop Sports Phys Ther*, 16:262–8, 1992.
- [44] C. R. Scoville, R. A. Arciero, D. C. Taylor, and P. D. Stoneman. End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: A new perspective in shoulder strength assessment. *J Orthop Sports Phys Ther*, 25:203–7, 1997.
- [45] Klaus Bak and S. Peter Magnusson. Shoulder Strength and Range of Motion in Symptomatic and Pain-Free Elite Swimmers. *Am J Sports Med*, 25:454–459, July 1997.
- [46] Y. Yildiz, T. Aydin, U. Sekir, M. Z. Kiralp, B. Hazneci, and T. A. Kalyon. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 16:174–180, 2006.
- [47] Marilia Dos Santos Andrade, Anna Maria Fleury, Claudio Andre Barbosia de Lira, Joao Paulo Dubas, and Antonio Carlos da Silva. Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci*, 28:743–9, 2010.
- [48] Nuno M. Batalha, Armando M. Raimundo, Pablo Tomas-Carus, Mário A. C. Marques, and António J. Silva. Does an In-Season Detraining Period Affect the Shoulder Rotator Cuff Strength and Balance of Young Swimmers? *J Strength Cond Res*, 28:2054–2062, 2014.

- [49] Soledad Aguado-Henche, Ana Slocker de Arce, Josefa Carrascosa-Sánchez, Asunción Bosch-Martín, and Soledad Cristóbal-Aguado. Isokinetic assessment of shoulder complex strength in adolescent elite synchronized swimmers. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, February 2018.
- [50] Gisele G. Zanca, Ana B. Oliveira, Michele F. Saccol, Benno Ejnisman, and Stela M. Mattiello-Rosa. Functional torque ratios and torque curve analysis of shoulder rotations in overhead athletes with and without impingement symptoms. *J. Sports Sci.*, 29(15):1603–1611, December 2011.
- [51] Todd S. Ellenbecker and George J. Davies. The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. *J. Athl. Train.*, 35:338–350, 2000.
- [52] Ian R. Byram, Brandon D. Bushnell, Keith Dugger, Kevin Charron, Frank E. Harrell, and Thomas J. Noonan. Preseason shoulder strength measurements in professional baseball pitchers: Identifying players at risk for injury. *Am J Sports Med*, 38:1375–82, 2010.
- [53] Geraldo F. S. Moraes, Christina D. C. M. Faria, and Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela. Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 17:S48–S53, 2008.
- [54] Tsun-Shun Huang, Han-Yi Huang, Tyng-Guey Wang, Yung-Shen Tsai, and Jiu-Jenq Lin. Comprehensive classification test of scapular dyskinesis: A reliability study. *Man. Ther.*, 2014.
- [55] Matthew B. Burn, Patrick C. McCulloch, David M. Lintner, Shari R. Liberman, and Joshua D. Harris. Prevalence of Scapular Dyskinesis in Overhead and Nonoverhead Athletes A Systematic Review. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4(2):2325967115627608, January 2016.
- [56] William Benjamin Kibler and Aaron Sciascia. The Shoulder at Risk: Scapular Dyskinesis and Altered Glenohumeral Rotation. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 24(3):162–169, September 2016.

- [57] Maayan Bussiba Maor, Tatyana Ronin, and Leonid Kalichman. Scapular dyskinesis among competitive swimmers. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 21(3):633–636, July 2017.
- [58] W. Ben Kibler, Aaron D. Sciascia, Timothy L. Uhl, Nishin Tambay, and Thomas Cunningham. Electromyographic analysis of specific exercises for scapular control in early phases of shoulder rehabilitation. *Am J Sports Med*, 36:1789–98, 2008.
- [59] Zachary Y. Kerr, Christine M. Baugh, Elizabeth E. Hibberd, Erin M. Snook, Ross Hayden, and Thomas P. Dompier. Epidemiology of National Collegiate Athletic Association men’s and women’s swimming and diving injuries from 2009/2010 to 2013/2014. *British journal of sports medicine*, 49:465–71, 2015.
- [60] Rachel M. Frank, Jose Ramirez, Peter N. Chalmers, Frank M. McCormick, and Anthony A. Romeo. Scapulothoracic Anatomy and Snapping Scapula Syndrome. <https://www.hindawi.com/journals/ari/2013/635628/>, 2013.
- [61] Iain R. Murray, Ewan B. Goudie, Frank A. Petrigliano, and C. Michael Robinson. Functional Anatomy and Biomechanics of Shoulder Stability in the Athlete. *Clinics in Sports Medicine*, 32(4):607–624, October 2013.
- [62] Craig E. Boettcher, Ian Cathers, and Karen A. Ginn. The role of shoulder muscles is task specific. *J Sci Med Sport*, 13(6):651–656, November 2010.
- [63] Sangeeta Sangwan, Rodney A. Green, and Nicholas F. Taylor. Characteristics of Stabilizer Muscles: A Systematic Review. *Physiother Can*, 66(4):348–358, 2014.
- [64] Seyedeh Talia Alenabi. *Modifications in Early Rehabilitation Protocol after Rotator Cuff Repair : EMG Studies*. PhD thesis, October 2016.
- [65] Patrick Marion. *Proposition de Combinaisons Optimales de Contractions Volontaires Maximales Isométriques Pour La Normalisation de 12 Muscles de l’épaule*. PhD thesis, Université de Montréal, Montréal, 2015.

- [66] Hal Townsend, Frank W. Jobe, Marilyn Pink, and Jacquelin Perry. Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. *Am J Sports Med*, 19(3):264–272, January 1991.
- [67] Philipp Heuberer, Andreas Kranzl, Brenda Laky, Werner Anderl, and Christian Wurnig. Electromyographic analysis: Shoulder muscle activity revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*, 135(4):549–563, February 2015.
- [68] Michael M. Reinold, Kevin E. Wilk, Glenn S. Fleisig, Nigel Zheng, Steven W. Barrentine, Terri Chmielewski, Rayden C. Cody, Gene G. Jameson, and James R. Andrews. Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*, 34(7):385–394, July 2004.
- [69] D. K. Kuechle, S. R. Newman, E. Itoi, B. F. Morrey, and K. N. An. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *J Shoulder Elbow Surg*, 6(5):429–439, 1997.
- [70] Frederick A. Matsen, Steven B. Lippitt, and Susan E. DeBartolo. *Shoulder Surgery: Principles and Procedures*. Saunders, 2004.
- [71] Sangeeta Sangwan, Rodney A. Green, and Nicholas F. Taylor. Stabilizing characteristics of rotator cuff muscles: A systematic review. *Disabil Rehabil*, 37:1033–43, 2015.
- [72] Rafael F. Escamilla, Kyle Yamashiro, Lonnie Paulos, and James R. Andrews. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Med*, 39:663–85, 2009.
- [73] G David, M. E Magarey, M. A Jones, Z Dvir, K. S Türker, and M Sharpe. EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clin Biomech*, 15(2):95–102, February 2000.
- [74] V. Phadke, P. R. Camargo, and P. M. Ludewig. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Braz. J. Phys. Ther.*, 13(1):1–9, February 2009.

- [75] A. M. Cools, Vincent Dewitte, Frederick Lanszweert, Dries Notebaert, Arne Roets, Barbara Soetens, Barbara Cagnie, and Erik E. Witvrouw. Rehabilitation of scapular muscle balance: Which exercises to prescribe? *Am J Sports Med*, 35:1744–51, 2007.
- [76] Daisuke Uga, Yasuhiro Endo, Rie Nakazawa, and Masaaki Sakamoto. Electromyographic analysis of the infraspinatus and scapular stabilizing muscles during isometric shoulder external rotation at various shoulder elevation angles. *J Phys Ther Sci*, 28(1):154–158, January 2016.
- [77] Michael R. Borich, Jolene M. Bright, David J. Lorello, Cort J. Cieminski, Terry Buisman, and Paula M. Ludewig. Scapular angular positioning at end range internal rotation in cases of glenohumeral internal rotation deficit. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(12):926–934, December 2006.
- [78] Y. Blache, F. Dal Maso, L. Desmoulins, A. Plamondon, and M. Begon. Superficial shoulder muscle co-activations during lifting tasks: Influence of lifting height, weight and phase. *J Electromyogr Kinesiol*, 25(2):355–362, April 2015.
- [79] Omid Alizadehkhayat, David H. Hawkes, Graham J. Kemp, and Simon P. Frostick. Electromyographic Analysis of Shoulder Girdle Muscles During Common Internal Rotation Exercises. *Int J Sports Phys Ther*, 10(5):645–654, October 2015.
- [80] Glenn C. Terry and Thomas M. Chopp. Functional Anatomy of the Shoulder. *J Athl Train*, 35(3):248–255, 2000.
- [81] M. P. Kadaba, A. Cole, M. E. Wootten, P. McCann, M. Reid, G. Mulford, E. April, and L. Bigliani. Intramuscular wire electromyography of the subscapularis. *J Orthop Res*, 10:394–7, 1992.
- [82] Michael J. Decker, John M. Tokish, Henry B. Ellis, Michael R. Torry, and Richard J. Hawkins. Subscapularis Muscle Activity during Selected Rehabilitation Exercises. *Am J Sports Med*, 31(1):126–134, January 2003.



- [83] Naoki Suenaga, Akio Minami, and Hiroyuki Fujisawa. Electromyographic analysis of internal rotational motion of the shoulder in various arm positions. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(5):501–505, September 2003.
- [84] A. M. Cools, G. A. Declercq, D. C. Cambier, N. N. Mahieu, and E. E. Witvrouw. Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scand J Med Sci Sports*, 17:25–33, 2007.
- [85] Alanna Dark, Karen A. Ginn, and Mark Halaki. Shoulder muscle recruitment patterns during commonly used rotator cuff exercises: An electromyographic study. *Phys Ther*, 87(8):1039–1046, August 2007.
- [86] Omid Alizadehkhayat, David H. Hawkes, Graham J. Kemp, and Simon P. Frostick. Electromyographic Analysis of the Shoulder Girdle Musculature During External Rotation Exercises. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(11):2325967115613988, January 2015.
- [87] Lisa Henning, Hillary Plummer, and Gretchen D. Oliver. COMPARISON OF SCAPULAR MUSCLE ACTIVATIONS DURING THREE OVERHEAD THROWING EXERCISES. *Int J Sports Phys Ther*, 11(1):108–114, February 2016.
- [88] M. Pink, J. Perry, A. Browne, M. L. Scovazzo, and J. Kerrigan. The normal shoulder during freestyle swimming. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J Sports Med*, 19:569–76, 1991.
- [89] P. A. Ruwe, M. Pink, F. W. Jobe, J. Perry, and M. L. Scovazzo. The normal and the painful shoulders during the breaststroke. Electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J Sports Med*, 22:789–96, 1994.
- [90] M. Pink, F. W. Jobe, J. Perry, A. Browne, M. L. Scovazzo, and J. Kerrigan. The painful shoulder during the butterfly stroke. An electromyographic and cinematographic analysis of twelve muscles. *Clin Orthop Relat Res*, pages 60–72, 1993.
- [91] F. W. Jobe, J. E. Tibone, J. Perry, and D. Moynes. An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching. A preliminary report. *Am. J. Sports Med.*, 11(1):3–5, 1983.

- [92] Frank W. Jobe, Diane Radovich Moynes, James E. Tibone, and Jacquelin Perry. An EMG analysis of the shoulder in pitching A second report. *Am. J. Sports Med.*, 12(3):218–220, 1984.
- [93] I. D. Gowan, F. W. Jobe, J. E. Tibone, J. Perry, and D. R. Moynes. A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching. Professional versus amateur pitchers. *Am. J. Sports Med.*, 15(6):586–90, 1987.
- [94] R. Glousman, F. Jobe, J. Tibone, D. Moynes, D. Antonelli, and J. Perry. Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *J Bone Joint Surg Am*, 70(2):220–226, February 1988.
- [95] Rafael F. Escamilla and James R. Andrews. Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Med*, 39:569–590, 2009.
- [96] Filip Struyf, Barbara Cagnie, Ann Cools, Isabel Baert, Jolien Van Brempt, Pieter Struyf, and Mira Meeus. Scapulothoracic muscle activity and recruitment timing in patients with shoulder impingement symptoms and glenohumeral instability. *J Electromyogr Kinesiol*, 24(2):277–284, April 2014.
- [97] A. S. Reddy, K. J. Mohr, M. M. Pink, and F. W. Jobe. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg*, 9(6):519–523, 2000.
- [98] Joseph B. Myers, Ji-Hye Hwang, Maria R. Pasquale, J. Troy Blackburn, and Scott M. Lephart. Rotator cuff coactivation ratios in participants with subacromial impingement syndrome. *J Sci Med Sport*, 12(6):603–608, November 2009.
- [99] Sally Anne Hess and Carolyn Richardson. Timing of Rotator Cuff Activation During Shoulder External Rotation in Throwers With and Without Symptoms of Pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 35:812–820, December 2005.
- [100] Jacques Duchateau and Stéphane Baudry. Insights into the neural control of eccentric contractions. *J. Appl. Physiol.*, 116(11):1418–1425, June 2014.

- [101] Pascal Edouard, Philippe Codine, Pierre Samozino, Pierre-Louis Bernard, Christian Hérisson, and Vincent Gremeaux. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. *J Sci Med Sport*, 16:162–5, 2013.
- [102] B. Forthomme, Z. Dvir, J. M. Crielaard, and J. L. Croisier. Isokinetic assessment of the shoulder rotators: A study of optimal test position. *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, 31:227–232, 2011.
- [103] P. Codine, P. L. Bernard, M. Pocholle, and C. Herisson. évaluation et rééducation des muscles de l'épaule en isocinétisme : Méthodologie, résultats et applications. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 48(2):80–92, March 2005.
- [104] F. Voisin, P. Guillemot, R. Jallageas, G. Bouzille, J. Jan, and P. Rochcongar. Comparaison des résultats d'évaluations isocinétiques d'épaules réalisées sur deux dynamomètres différents (Cybex® et Contrex®) chez l'adulte sain. *Science & Sports*, 32(1):21–26, February 2017.
- [105] RJ Quincy, G. J. Davies, KJ Kolbeck, and JL Szymanski. Isokinetic exercise: The effects of training specificity on shoulder strength development. In *Journal of Athletic Training*, volume 35, pages S.63–S.64, April 2000.
- [106] Paul Allard, Georges Dalleau, Mickaël Begon, and Jean-Pierre Blanchi. Ergomètre et biomécanique. In *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*, pages 515–540. Fides éducation, 3e édition edition, 2011.
- [107] Pascal Edouard, Pierre Samozino, Marc Julia, Sophie Gleizes Cervera, William Vanbiervliet, Paul Calmels, and Vincent Gremeaux. Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: A systematic review of the effect of position. *J Sport Rehabil*, 20:367–83, 2011.
- [108] George J. Davies. *Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques*. S & S Pub, 4th edition edition, June 1992.
- [109] Gisele G. Zanca, Ana B. Oliveira, Michele F. Saccol, and Stela M. Mattiello-Rosa. Isokinetic dynamometry applied to shoulder rotators - velocity limitations in eccentric evaluations. *J Sci Med Sport*, 14:541–6, 2011.

- [110] Vasilios Baltzopoulos. Isokinetic Dynamometry. In Carl J. Payton and Roger M. Bartlett, editors, *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise: The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines*, pages 103–128. Routledge, Milton Park, Abingdon, Oxon, 2008.
- [111] F. Mayer, T. Horstmann, W. Bäurle, S. Grau, M. Handel, and H. H. Dickhuth. Diagnostics with isokinetic devices in shoulder measurements – potentials and limits. *Isokinet Exerc Sci*, 9(1):19–25, January 2001.
- [112] Steffen Mueller, Patrizia Mayer, Heiner Baur, and Frank Mayer. Higher velocities in isokinetic dynamometry: A pilot study of new test mode with active compensation of inertia. *Isokinet. Exerc. Sci.*, 19:63–70, 2011.
- [113] Roger M. Enoka and Jacques Duchateau. Translating Fatigue to Human Performance. *Med Sci Sports Exerc*, 48(11):2228–2238, November 2016.
- [114] Benzi M. Kluger, Lauren B. Krupp, and Roger M. Enoka. Fatigue and fatigability in neurologic illnesses: Proposal for a unified taxonomy. *Neurology*, 80(4):409–416, January 2013.
- [115] N. M. Bassan, T. Ea Cesar, B. S. Denadai, and C. C. Greco. Relationship Between Fatigue and Changes in Swim Technique During an Exhaustive Swim Exercise. *Int J Sports Physiol Perform*, April 2015.
- [116] R. Barry Dale, John E. Kovalski, Tim Ogletree, Robert J. Heitman, and Phillip M. Norrell. The Effects of Repetitive Overhead Throwing on Shoulder Rotator Isokinetic Work-Fatigue. *N Am J Sports Phys Ther*, 2(2):74–80, May 2007.
- [117] Jeffrey S. Corben, Sara A. Cerrone, Julie E. Soviero, Susan Y. Kwiecien, Stephen J. Nicholas, and Malachy P. McHugh. Performance Demands in Softball Pitching: A Comprehensive Muscle Fatigue Study. *Am. J. Sports Med.*, June 2015.
- [118] Todd S. Ellenbecker and E. Paul Roetert. Testing Isokinetic Muscular Fatigue of Shoulder Internal and External Rotation in Elite Junior Tennis Players. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 29:275–281, May 1999.

- [119] Tina Piil Torabi, Birgit Juul-Kristensen, Mogens Dam, Frederik H. Andersen, Lasse Malchow-Møller, Mette K. Zebis, Merete Møller, and Jesper Bencke. The Effects of Fatigue on Scapula Kinematics During Throwing in Elite Team Handball Players; Does Pain Influence? A Preliminary Study. *Br J Sports Med*, 51(4):397–397, February 2017.
- [120] Hillary A. Plummer and Gretchen D. Oliver. The effects of localised fatigue on upper extremity jump shot kinematics and kinetics in team handball. *J. Sports Sci.*, 35(2):182–188, January 2017.
- [121] Jaclyn N. Chopp-Hurley, John M. O’Neill, Alison C. McDonald, Jacquelyn M. Maciukiewicz, and Clark R. Dickerson. Fatigue-induced glenohumeral and scapulothoracic kinematic variability: Implications for subacromial space reduction. *J Electromyogr Kinesiol*, 29:55–63, August 2016.
- [122] Daanish M. Mulla, Alison C. McDonald, and Peter J. Keir. Upper body kinematic and muscular variability in response to targeted rotator cuff fatigue. *Human Movement Science*, 59:121–133, June 2018.
- [123] K. J. McQuade, J. Dawson, and G. L. Smidt. Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 28:74–80, 1998.
- [124] Mario Cifrek, Vladimir Medved, Stanko Tonković, and Saša Ostojić. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech*, 24(4):327–340, May 2009.
- [125] Marcelo V. Costa, Lucas A. Pereira, Ricardo S. Oliveira, Rafael E. Pedro, Thiago V. Camata, Taufik Abrao, Maria A. C. Brunetto, and Leandro R. Altimari. Fourier and wavelet spectral analysis of EMG signals in maximal constant load dynamic exercise. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2010:4622–4625, 2010.
- [126] J. S. Karlsson, N. Östlund, B. Larsson, and B. Gerdle. An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(5):461–468, October 2003.

- [127] A. D Cechetto, P. A Parker, and R. N Scott. The effects of four time-varying factors on the mean frequency of a myoelectric signal. *J Electromyogr Kinesiol*, 11(5):347–354, October 2001.
- [128] Björn Gerdle, Barbro Larsson, and Stefan Karlsson. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: A study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol*, 10:225–232, 2000.
- [129] Dario Farina, M. Pozzo, E. Merlo, A. Bottin, and R. Merletti. Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during fatiguing dynamic contractions. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 51(8):1383–1393, August 2004.
- [130] N. A. Dimitrova and G. V. Dimitrov. Interpretation of EMG changes with fatigue: Facts, pitfalls, and fallacies. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(1):13–36, February 2003.
- [131] Björn Gerdle, Jessica Elert, and Karin Henriksson-Larsén. Muscular fatigue during repeated isokinetic shoulder forward flexions in young females. *Europ. J. Appl. Physiol.*, 58(6):666–673, 1989.
- [132] Yoshihiro Kai, Masafumi Gotoh, Kensei Nagata, and Naoto Shiba. Infraspinatus fatigue during resisted arm elevation with isometric contraction: An electromyographic study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(8):1104–1109, August 2012.
- [133] Stephen Minning, Colin A. Eliot, Tim L. Uhl, and Terry R. Malone. EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(2):153–159, April 2007.
- [134] Sherry I. Backus, Daniel P. Tomlinson, Bavornrat Vanadurongwan, Mark W. Lenhoff, Frank A. Cordasco, Eric L. Chehab, Ronald S. Adler, R. Frank Henn, and Howard J. Hillstrom. A spectral analysis of rotator cuff musculature electromyographic activity: Surface and indwelling. *HSS J*, 7(1):21–28, February 2011.
- [135] Vladimir Medved and Mario Cifrek. Kinesiological Electromyography. In Vaclav Klika, editor, *Biomechanics in Applications*. InTech, September 2011.

- [136] "Stationary process". *Wikipedia*, May 2018. Page Version ID: 841358289.
- [137] Ryan B. Graham, Mark P. Wachowiak, and Brendon J. Gurd. The Assessment of Muscular Effort, Fatigue, and Physiological Adaptation Using EMG and Wavelet Analysis. *PLOS ONE*, 10(8):e0135069, August 2015.
- [138] Dario Farina, Roberto Merletti, and Roger M. Enoka. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J. Appl. Physiol.*, 96(4):1486–1495, April 2004.
- [139] Mario Cifrek, Stanko Tonković, and Vladimir Medved. Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions. *Measurement*, 27(2):85–92, March 2000.
- [140] Will G. Hopkins. Spreadsheets for Analysis of Validity and Reliability. *Sportscience*, 19:36–44, 2015.
- [141] W. G. Hopkins. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*, 30(1):1–15, July 2000.
- [142] Abdul Ghaaliq Lalkhen and Anthony McCluskey. Clinical tests: Sensitivity and specificity. *Contin Educ Anaesth Crit Care Pain*, 8(6):221–223, January 2008.
- [143] Roald Bahr. Why screening tests to predict injury do not work—and probably never will...: A critical review. *Br J Sports Med*, 50(13):776–780, July 2016.
- [144] Timothy E. Hewett, Gregory D. Myer, Kevin R. Ford, Robert S. Heidt, Angelo J. Colosimo, Scott G. McLean, Antonie J. van den Bogert, Mark V. Paterno, and Paul Succop. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *Am J Sports Med*, 33(4):492–501, April 2005.
- [145] Kyle Kiesel, Phillip J. Plisky, and Michael L. Voight. Can Serious Injury in Professional Football be Predicted by a Preseason Functional Movement Screen? *N Am J Sports Phys Ther*, 2(3):147–158, August 2007.

- [146] Candice Martin, Benita Olivier, and Natalie Benjamin. The Functional Movement Screen in the Prediction of Injury in Adolescent Cricket Pace Bowlers: An Observational Study. *Journal of Sport Rehabilitation*, pages 1–30, August 2016.
- [147] Michael P Reiman and Robert C Manske. The assessment of function: How is it measured? A clinical perspective. *J Man Manip Ther*, 19(2):91–99, May 2011.
- [148] Gray Cook, Lee Burton, Barbara J. Hoogenboom, and Michael Voight. FUNCTIONAL MOVEMENT SCREENING: THE USE OF FUNDAMENTAL MOVEMENTS AS AN ASSESSMENT OF FUNCTION - PART 1. *Int J Sports Phys Ther*, 9(3):396–409, May 2014.
- [149] Pamela L. Hudak, Peter C. Amadio, Claire Bombardier, Dorcas Beaton, Donald Cole, Aileen Davis, Gillian Hawker, Jeffrey N. Katz, Matti Makela, Robert G. Marx, Laura Punnett, and James Wright. Development of an upper extremity outcome measure: The DASH (disabilities of the arm, shoulder, and head). *Am. J. Ind. Med.*, 29(6):602–608, June 1996.
- [150] Eric L. Sauers, R. Curtis Bay, Alison R. Snyder Valier, Traci Ellery, and Kellie C. Huxel Bliven. The Functional Arm Scale for Throwers (FAST)—Part I: The Design and Development of an Upper Extremity Region-Specific and Population-Specific Patient-Reported Outcome Scale for Throwing Athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(3):2325967117698455, March 2017.
- [151] Kellie C. Huxel Bliven, Alison R. Snyder Valier, R. Curtis Bay, and Eric L. Sauers. The Functional Arm Scale for Throwers (FAST)—Part II: Reliability and Validity of an Upper Extremity Region-Specific and Population-Specific Patient-Reported Outcome Scale for Throwing Athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(4):2325967117700019, April 2017.
- [152] A. Kirkley, S. Griffin, H. McLintock, and L. Ng. 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*, 26(6):764–772, 1998 Nov-Dec.
- [153] Shawn M. Drake, Brian Krabak, George T. Edelman, Erin Pounders, Sharmon Robinson, and Brittany Wixson. Development and Validation of a Swimmer’s Functional Pain Scale. *J. Swim. Res.*, 23, 2015.



- [154] Frank G. Alberta, Neal S. ElAttrache, Scott Bissell, Karen Mohr, Jason Browdy, Lewis Yocum, and Frank Jobe. The development and validation of a functional assessment tool for the upper extremity in the overhead athlete. *Am. J. Sports Med.*, 38:903–911, May 2010.
- [155] Jason E. Hsu, Elliot Nacke, Min J. Park, Brian J. Sennett, and G. Russell Huffman. The Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand questionnaire in intercollegiate athletes: Validity limited by ceiling effect. *J Shoulder Elbow Surg*, 19(3):349–354, April 2010.
- [156] Paul W. Stratford and Deborah M. Kennedy. Performance measures were necessary to obtain a complete picture of osteoarthritic patients. *J Clin Epidemiol*, 59(2):160–167, February 2006.
- [157] Eric J. Hegedus, Meghan E. Vidt, and Daniel T. Tarara. The best combination of physical performance and self-report measures to capture function in three patient groups. *Phys. Ther. Rev.*, 19(3):196–203, June 2014.
- [158] Robert McCunn, Karen aus der Fünten, Hugh H. K. Fullagar, Ian McKeown, and Tim Meyer. Reliability and association with injury of movement screens: A critical review. *Sports Med*, 46(6):763–781, June 2016.
- [159] Darren J. Burgess. The Research Doesn't Always Apply: Practical Solutions to Evidence-Based Training-Load Monitoring in Elite Team Sports. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(Suppl 2):S2–136, December 2016.
- [160] Daniel Thomas Tarara. A preliminary clinical prediction model for upper-extremity injury in collegiate baseball: A single-center retrospective study. Technical report, The University of North Carolina at Greensboro (UNCG ), 2013.
- [161] Aaron Sciascia and Tim Uhl. Reliability of strength and performance testing measures and their ability to differentiate persons with and without shoulder symptoms. *Int J Sports Phys Ther*, 10(5):655–666, October 2015.
- [162] Marisa Pontillo, Bryan A. Spinelli, and Brian J. Sennett. Prediction of in-season shoulder

- injury from preseason testing in division I collegiate football players. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 6(6):497–503, November 2014.
- [163] Todd G. Goldbeck and George J. Davies. Test-retest reliability of the closed kinetic chain upper extremity stability test: A clinical field test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(1):35–45, February 2000.
- [164] Dong-Rour Lee and Laurentius Jongsoon Kim. Reliability and validity of the closed kinetic chain upper extremity stability test. *J Phys Ther Sci*, 27(4):1071–1073, April 2015.
- [165] Jeffrey B. Taylor, Alexis A. Wright, James M. Smoliga, J. Tyler DePew, and Eric J. Hege-  
dus. Upper-Extremity Physical-Performance Tests in College Athletes. *J Sport Rehabil*, 25(2):146–154, May 2016.
- [166] Helga Tatiana Tucci, Jaqueline Martins, Guilherme de Carvalho Sposito, Paula Maria Ferreira  
Camarini, and Anamaria Siriani de Oliveira. Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability  
test (CKCUES test): A reliability study in persons with and without shoulder impingement  
syndrome. *BMC Musculoskelet Disord*, 15:1, January 2014.
- [167] Richard B. Westrick, Joseph M. Miller, Scott D. Carow, and J. Parry Gerber. EXPLORATION  
OF THE Y-BALANCE TEST FOR ASSESSMENT OF UPPER QUARTER CLOSED KI-  
NETIC CHAIN PERFORMANCE. *Int J Sports Phys Ther*, 7(2):139–147, April 2012.
- [168] Dimitri Audenaert, Jeroen Baele, and Joren Christiaens. *A NORMATIVE DATABASE  
OF FUNCTIONAL (SHOULDER) TESTS WITHIN HEALTHY MALE OVERHEAD ATH-  
LETES*. Master’s thesis, Ghent University, 2017.
- [169] James R. Roush, Jared Kitamura, and Michael Chad Waits. Reference values for the closed  
kinetic chain upper extremity stability test (CKCUEST) for collegiate baseball players. *N Am  
J Sports Phys Ther*, 2(3):159–163, August 2007.
- [170] Rodney J. Negrete, William J. Hanney, Morey J. Kolber, George J. Davies, and Bryan Rie-  
mann. CAN UPPER EXTREMITY FUNCTIONAL TESTS PREDICT THE SOFTBALL

- THROW FOR DISTANCE: A PREDICTIVE VALIDITY INVESTIGATION. *Int J Sports Phys Ther*, 6(2):104–111, June 2011.
- [171] Angela Tate, Gregory N. Turner, Sarah E. Knab, Colbie Jorgensen, Andrew Strittmatter, and Lori A. Michener. Risk factors associated with shoulder pain and disability across the lifespan of competitive swimmers. *J Athl Train*, 47:149–58, 2012.
- [172] Patel Neelam Jayesh, Anil R. Muragod, and Basavaraj Motimath. OPEN KINEMATIC CHAIN EXERCISES FOR SICK SCAPULA IN COMPETITIVE ASYMPTOMATIC OVER HEAD ATHLETES FOR 3 WEEKS. *Int J Physiother Res*, 2(4):608–15, 2014.
- [173] Helga T. Tucci, Lilian R. Felicio, Kevin J. McQuade, Debora Bevilaqua-Grossi, Paula Maria Ferreira Camarini, and Anamaria S. Oliveira. Biomechanical analysis of closed kinetic chain upper extremity stability test. *J Sport Rehabil*, pages 1–27, August 2016.
- [174] Valéria M.A. de Oliveira, Ana C.R. Pitanguí, Vinícius Y.S. Nascimento, Hítalo A. da Silva, Muana H.P. dos Passos, and Rodrigo C. de Araújo. TEST-RETEST RELIABILITY OF THE CLOSED KINETIC CHAIN UPPER EXTREMITY STABILITY TEST (CKCUEST) IN ADOLESCENTS. *Int J Sports Phys Ther*, 12(1):125–132, February 2017.
- [175] Justin O. Franz, Patrick C. McCulloch, Chris J. Kneip, Philip C. Noble, and David M. Lintner. The utility of the KJOC score in professional baseball in the United States. *Am J Sports Med*, 41:2167–73, 2013.
- [176] Kaila A. Holtz and Russell J. O'Connor. Upper extremity functional status of female youth softball pitchers using the Kerlan-Jobe orthopaedic clinic questionnaire. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(1):2325967117748599, January 2018.
- [177] Lucas Wymore and Jan Fronek. Shoulder functional performance status of national collegiate athletic association swimmers: Baseline Kerlan-Jobe orthopedic clinic scores. *Am. J. Sports Med.*, March 2015.
- [178] Benjamin G. Domb, J. T. Davis, Frank G. Alberta, Karen J. Mohr, Adam G. Brooks, Neal S. ElAttrache, Lewis M. Yocum, and Frank W. Jobe. Clinical follow-up of professional base-

- ball players undergoing ulnar collateral ligament reconstruction using the new Kerlan-Jobe orthopaedic clinic overhead athlete shoulder and elbow score (KJOC score). *Am J Sports Med*, 38(8):1558–1563, August 2010.
- [179] Brian R. Neri, Neal S. ElAttrache, Kevin C. Owsley, Karen Mohr, and Lewis A. Yocum. Outcome of Type II Superior Labral Anterior Posterior Repairs in Elite Overhead Athletes: Effect of Concomitant Partial-Thickness Rotator Cuff Tears. *Am. J. Sports Med.*, October 2010.
- [180] Matthew J. Kraeutler, Michael G. Ciccotti, Christopher C. Dodson, Robert W. Frederick, Brian Cammarota, and Steven B. Cohen. Kerlan-Jobe Orthopaedic Clinic overhead athlete scores in asymptomatic professional baseball pitchers. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 22:329–32, 2013.
- [181] Daniel F. O'Brien, Thomas O'Hagan, Robert Stewart, Alfred W. Atanda, Sommer Hammoud, Steven B. Cohen, and Michael G. Ciccotti. Outcomes for ulnar collateral ligament reconstruction: A retrospective review using the KJOC assessment score with two-year follow-up in an overhead throwing population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(6):934–940, June 2015.
- [182] James M. Paci, Christopher Michael Jones, Jie Yang, Jiawen Zhu, David Komatsu, Arturo Flores, and David Van Dyke. Predictive Value Of Preseason Screening In Collegiate Baseball Pitchers. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3(7\_suppl2):2325967115S00148, July 2015.
- [183] Jan Fronek, Jingzhen Ginger Yang, Daryl C. Osbahr, Keshia M. Pollack, Neal S. ElAttrache, Thomas J. Noonan, Stan A. Conte, and Lewis A. Yocum. Shoulder functional performance status of Minor League professional baseball pitchers. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 24:17–23, 2015.
- [184] Julie Gallagher, Ian Needleman, Paul Ashley, Ruben Garcia Sanchez, and Robbie Lumsden. Self-Reported Outcome Measures of the Impact of Injury and Illness on Athlete Performance: A Systematic Review. *Sports Med*, 47(7):1335–1348, July 2017.

- [185] N. F. N. Bittencourt, W. H. Meeuwisse, L. D. Mendonça, A. Nettel-Aguirre, J. M. Ocarino, and S. T. Fonseca. Complex systems approach for sports injuries: Moving from risk factor identification to injury pattern recognition—narrative review and new concept. *Br J Sports Med*, 50(21):1309–1314, November 2016.
- [186] R. Bahr and I. Holme. Risk factors for sports injuries — a methodological approach. *Br. J. Sports Med.*, 37(5):384–392, October 2003.
- [187] P. R. Camargo, F. Albuquerque-Sendin, and T. F. Salvini. Eccentric training as a new approach for rotator cuff tendinopathy: Review and perspectives. *World J Orthop*, 5:634–44, November 2014.
- [188] Shane T. Seroyer, Shane J. Nho, Bernard R. Bach, Charles A. Bush-Joseph, Gregory P. Nicholson, and Anthony A. Romeo. The Kinetic Chain in Overhand Pitching. *Sports Health*, 2(2):135–146, March 2010.
- [189] Alfred D. Morris, Graham J. Kemp, Adrian Lees, and Simon P. Frostick. A study of the reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder. *J Electromyogr Kinesiol*, 8(5):317–322, October 1998.
- [190] Fabien Dal Maso, Patrick Marion, and Mickael Begon. Optimal Combinations of Isometric Normalization Tests for the Production of Maximum Voluntary Activation of the Shoulder Muscles. *Arch Phys Med Rehabil*, January 2016.
- [191] Travis W. Beck, Xin Ye, and Nathan P. Wages. Differential Effects of Unilateral Concentric Vs. Eccentric Exercise on the Dominant and Nondominant Forearm Flexors:. *J. Strength Cond. Res.*, 30(3):703–709, March 2016.
- [192] A. Day, N. F. Taylor, and R. A. Green. The stabilizing role of the rotator cuff at the shoulder - responses to external perturbations. *Clin Biomech*, 27(6):551–556, July 2012.
- [193] Mark A. Robinson, Jos Vanrenterghem, and Todd C. Pataky. Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. *J Electromyogr Kinesiol*, 25(1):14–19, February 2015.

- [194] Todd C. Pataky, Mark A. Robinson, and Jos Vanrenterghem. Region-of-interest analyses of onedimensional biomechanical trajectories: Bridging 0D and 1D theory, augmenting statistical power. *PeerJ*, 4(11):e2652, November 2016.
- [195] R Core Team. *R: A Language and Environment for Statistical Computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, 2016.
- [196] James Wickham, Tania Pizzari, Simon Balster, Charlotte Ganderton, and Lyn Watson. The variable roles of the upper and lower subscapularis during shoulder motion. *Clin Biomech*, 29(8):885–891, September 2014.
- [197] Lars-Ake Broström, Margareta Kronberg, and Gunnar Nemeth. Muscle activity during shoulder dislocation. *Acta Orthop Scand*, 60(6):639–641, January 1989.
- [198] Sangeeta Rathi, Nicholas F. Taylor, and Rodney A. Green. The effect of in vivo rotator cuff muscle contraction on glenohumeral joint translation: An ultrasonographic and electromyographic study. *J Biomech*, 49(16):3840–3847, December 2016.
- [199] Duangjai Wattanaprakornkul, Ian Cathers, Mark Halaki, and Karen A. Ginn. The rotator cuff muscles have a direction specific recruitment pattern during shoulder flexion and extension exercises. *J Sci Med Sport*, 14(5):376–382, September 2011.
- [200] Michael M. Reinold, Thomas J. Gill, Kevin E. Wilk, and James R. Andrews. Current Concepts in the Evaluation and Treatment of the Shoulder in Overhead Throwing Athletes, Part 2: Injury Prevention and Treatment. *Sports Health*, 2(2):101–115, January 2010.
- [201] A. Terrier, X. Larrea, V. Malfroy Camine, D. P. Pioletti, and A. Farron. Importance of the subscapularis muscle after total shoulder arthroplasty. *Clin Biomech*, 28(2):146–150, February 2013.
- [202] Gunnar Németh, Margareta Kronberg, and Lars-Ake Broström. Electromyogram (EMG) recordings from the subscapularis muscle: Description of a technique. *J. Orthop. Res.*, 8(1):151–153, January 1990.

- [203] Karen A. Ginn and Mark Halaki. Do surface electrode recordings validly represent latissimus dorsi activation patterns during shoulder tasks? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(1):8–13, February 2015.
- [204] Lucien Hackett, Darren Reed, Mark Halaki, and Karen A. Ginn. Assessing the validity of surface electromyography for recording muscle activation patterns from serratus anterior. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(2):221–227, April 2014.
- [205] Takashi Yanagawa, Cheryl J. Goodwin, Kevin B. Shelburne, J. Erik Giphart, Michael R. Torry, and Marcus G. Pandy. Contributions of the Individual Muscles of the Shoulder to Glenohumeral Joint Stability During Abduction. *J Biomech Eng*, 130(2):021024–021024–9, April 2008.
- [206] Dario Farina. Interpretation of the Surface Electromyogram in Dynamic Contractions. *Exerc Sport Sci Rev*, 34(3):121–127, 2006.
- [207] Sue A. Ferguson, W. Gary Allread, Peter Le, Joseph Rose, and William S. Marras. Shoulder Muscle Fatigue During Repetitive Tasks as Measured by Electromyography and Near-Infrared Spectroscopy. *Human Factors*, 55(6):1077–1087, December 2013.
- [208] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, and G. Rau. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10:361–74, 2000.
- [209] A. Grinsted, J. C. Moore, and S. Jevrejeva. Application of the cross wavelet transform and wavelet coherence to geophysical time series. *Nonlin. Processes Geophys.*, 11(5/6):561–566, November 2004.
- [210] M. J. Mullaney and M. P. McHugh. Concentric and eccentric muscle fatigue of the shoulder rotators. *Int J Sports Med*, 27:725–729, 2006.
- [211] Ann M. Cools, Filip Struyf, Kristof De Mey, Annelies Maenhout, Birgit Castelein, and Bar-

- bara Cagnie. Rehabilitation of scapular dyskinesis: From the office worker to the elite overhead athlete. *Br J Sports Med*, 48:692–7, May 2013.
- [212] Andrew T. Pennock, W. Wesley Pennington, Michael R. Torry, Michael J. Decker, Suketu B. Vaishnav, Matthew T. Provencher, Peter J. Millett, and Thomas R. Hackett. The Influence of Arm and Shoulder Position on the Bear-Hug, Belly-Press, and Lift-Off Tests: An Electromyographic Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(11):2338–2346, November 2011.
- [213] Karen A. Ginn, Darren Reed, Chelsea Jones, Anthony Downes, Ian Cathers, and Mark Halaki. Is subscapularis recruited in a similar manner during shoulder internal rotation exercises and belly press and lift off tests? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(6):566–571, June 2017.
- [214] Benjamin Clarsen, Roald Bahr, Stig Haugsboe Andersson, Rikke Munk, and Grethe Myklebust. Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: A prospective cohort study. *Br J Sports Med*, 48(17):1327–1333, September 2014.
- [215] Aaron Sciascia, Lauren E. Haegele, Jean Lucas, and Timothy L. Uhl. Preseason perceived physical capability and previous injury. *J Athl Train*, 50(9):937–943, August 2015.
- [216] *K*-means clustering. *Wikipedia*, March 2018. Page Version ID: 828952410.
- [217] Afina S. Glas, Jeroen G. Lijmer, Martin H. Prins, Gouke J. Bonsel, and Patrick M. M. Bossuyt. The diagnostic odds ratio: A single indicator of test performance. *Clin Epidemiol*, 56(11):1129–1135, November 2003.
- [218] Xavier García-Massó, Juan C Colado, Luis M González, Pau Salvá, Joao Alves, Víctor Tella, and N Travis Triplett. Myoelectric activation and kinetics of different plyometric push-up exercises. *J. Strength Cond. Res.*, 25(7):2040–2047, July 2011.
- [219] Daniel B. Gibbs, T. Sean Lynch, Erika D. Nuber, and Gordon W. Nuber. Common shoulder



- injuries in american football athletes. *Curr. Sports Med. Rep.*, 14(5):413, September/October 2015.
- [220] Farrokh Habibzadeh, Parham Habibzadeh, and Mahboobeh Yadollahie. On determining the most appropriate test cut-off value: The case of tests with continuous results. *Biochem Med (Zagreb)*, 26(3):297–307, October 2016.
- [221] Darren Hearn, Daniel Rhon, Donald Goss, and Mark Thelen. Evaluation of a Novel Field Expedient Musculoskeletal Readiness Screening Tool in an Army Basic Training Population. *Mil Med*, 182(7):e1862–e1868, July 2017.
- [222] K. Tonin, K. Strazar, H. Burger, and G. Vidmar. Adaptive changes in the dominant shoulders of female professional overhead athletes: Mutual association and relation to shoulder injury. *International journal of rehabilitation research. Internationale Zeitschrift fur Rehabilitationsforschung. Revue internationale de recherches de readaptation*, 36:228–35, September 2013.
- [223] B. Laursen, B. R. Jensen, and G. Sjøgaard. Effect of speed and precision demands on human shoulder muscle electromyography during a repetitive task. *Eur J Appl Physiol*, 78(6):544–548, October 1998.
- [224] Leticia Bergamin Januario, Ana Beatriz Oliveira, Marina Machado Cid, Pascal Madeleine, and Afshin Samani. The coordination of shoulder girdle muscles during repetitive arm movements at either slow or fast pace among women with or without neck-shoulder pain. *Human Movement Science*, 55:287–295, October 2017.
- [225] C. J. de Luca, R. S. LeFever, M. P. McCue, and A. P. Xenakis. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *J. Physiol.*, 329(1):113–128, August 1982.
- [226] Jack D. Lunnen, John Yack, and Barney F. LeVeau. Relationship Between Muscle Length, Muscle Activity, and Torque of the Hamstring Muscles. *Phys Ther*, 61(2):190–195, February 1981.

- [227] Olfat Mohamed, Jacquelin Perry, and Helen Hislop. Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(8):569–579, October 2002.
- [228] Diane U. Jette, James Halbert, Courtney Iverson, Erin Miceli, and Palak Shah. Use of Standardized Outcome Measures in Physical Therapist Practice: Perceptions and Applications. *Phys Ther*, 89(2):125–135, February 2009.
- [229] G. E. Hinton and R. R. Salakhutdinov. Reducing the dimensionality of data with neural networks. *Science*, 313(5786):504–507, July 2006.
- [230] Gray Cook, Lee Burton, Barbara J. Hoogenboom, and Michael Voight. FUNCTIONAL MOVEMENT SCREENING: THE USE OF FUNDAMENTAL MOVEMENTS AS AN ASSESSMENT OF FUNCTION-PART 2. *Int J Sports Phys Ther*, 9(4):549–563, August 2014.
- [231] Kornelius Kraus, Elisabeth Schütz, William R. Taylor, and Ralf Doyscher. Efficacy of the functional movement screen: A review. *J Strength Cond Res*, 28(12):3571–3584, December 2014.
- [232] Scott Lundberg and Su-In Lee. A Unified Approach to Interpreting Model Predictions. *ArXiv170507874 Cs Stat*, May 2017.
- [233] Erik Štrumbelj and Igor Kononenko. Explaining prediction models and individual predictions with feature contributions. *Knowl Inf Syst*, 41(3):647–665, December 2014.
- [234] Adam Hulme and Caroline F. Finch. From monocausality to systems thinking: A complementary and alternative conceptual approach for better understanding the development and prevention of sports injury. *Inj Epidemiol*, 2(1):31, 2015.
- [235] Willem H. Meeuwisse, Hugh Tyreman, Brent Hagel, and Carolyn Emery. A dynamic model of etiology in sport injury: The recursive nature of risk and causation. *Clin J Sport Med*, 17(3):215–219, May 2007.

# Annexe

## Kerlan-Jobe Orthopaedic Clinic Shoulder and Elbow Score (version traduite française)

Date de l'évaluation : _____																				
Nom : _____ Âge : _____ Sexe : _____																				
Main Dominante : (D) _____ (G) _____ (Ambidextre) _____																				
Sport : _____ Position /Épreuve : _____ Années d'expérience : _____																				
<p>Veillez répondre aux questions suivantes liées à votre historique de blessures</p> <p><b><u>À VOTRE BRAS SEULEMENT</u></b> :</p> <table border="0"> <thead> <tr> <th></th> <th style="text-align: center;"><b>OUI</b></th> <th style="text-align: center;"><b>NON</b></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1. Votre bras est-il actuellement blessé?</td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>2. Êtes-vous actuellement actif dans votre sport?</td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>3. Dans la dernière année, avez-vous manqué du temps de pratique ou de compétition en raison d'une blessure à l'épaule ou au coude?</td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>4. Avez-vous reçu un diagnostic de blessure à l'épaule ou au coude autre qu'un étirement ou une entorse? Si oui, quel était le diagnostic? _____</td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> </tr> <tr> <td>5. Avez-vous reçu des traitements pour une blessure à l'épaule ou au coude? Si oui, quel était le traitement (cochez tous les choix qui s'appliquent) <input type="checkbox"/> Repos    <input type="checkbox"/> Physiothérapie    <input type="checkbox"/> Chirurgie (spécifiez) : _____</td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> <td style="text-align: center;"><input type="checkbox"/></td> </tr> </tbody> </table> <p><b>Veillez décrire votre niveau de compétition actuel dans votre sport :</b> (Ex : ligue professionnelle majeure/mineure, club civil, secondaire, collégial, universitaire, provincial, national, international)</p> <p>6. Quel est le niveau le plus élevé de compétition auquel vous avez participé? _____</p> <p>7. Quel est votre niveau de compétition actuel? _____</p> <p>8. Si votre niveau de compétition actuel n'est pas le même que votre niveau le plus élevé, pensez-vous que c'est en raison d'une blessure à votre bras? <input type="checkbox"/> OUI <input type="checkbox"/> NON</p> <p>Veillez cocher <b>UNE</b> seule catégorie qui décrit le mieux votre état actuel :</p> <p><input type="checkbox"/> Jouer sans aucun problème au bras    <input type="checkbox"/> Jouer, mais avec un problème au bras    <input type="checkbox"/> Ne pas jouer en raison d'un problème au bras</p>				<b>OUI</b>	<b>NON</b>	1. Votre bras est-il actuellement blessé?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2. Êtes-vous actuellement actif dans votre sport?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3. Dans la dernière année, avez-vous manqué du temps de pratique ou de compétition en raison d'une blessure à l'épaule ou au coude?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4. Avez-vous reçu un diagnostic de blessure à l'épaule ou au coude autre qu'un étirement ou une entorse? Si oui, quel était le diagnostic? _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5. Avez-vous reçu des traitements pour une blessure à l'épaule ou au coude? Si oui, quel était le traitement (cochez tous les choix qui s'appliquent) <input type="checkbox"/> Repos <input type="checkbox"/> Physiothérapie <input type="checkbox"/> Chirurgie (spécifiez) : _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	<b>OUI</b>	<b>NON</b>																		
1. Votre bras est-il actuellement blessé?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																		
2. Êtes-vous actuellement actif dans votre sport?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																		
3. Dans la dernière année, avez-vous manqué du temps de pratique ou de compétition en raison d'une blessure à l'épaule ou au coude?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																		
4. Avez-vous reçu un diagnostic de blessure à l'épaule ou au coude autre qu'un étirement ou une entorse? Si oui, quel était le diagnostic? _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																		
5. Avez-vous reçu des traitements pour une blessure à l'épaule ou au coude? Si oui, quel était le traitement (cochez tous les choix qui s'appliquent) <input type="checkbox"/> Repos <input type="checkbox"/> Physiothérapie <input type="checkbox"/> Chirurgie (spécifiez) : _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>																		

**Figure 33:** Première page du *Kerlan-Jobe orthopaedic clinic shoulder and elbow score*, développé par Alberta et al. [154], recueillant des informations démographiques et concernant l'historique de blessures des athlètes.

**Instructions aux athlètes :**  
 Les questions suivantes concernent votre niveau de fonctionnement physique durant les phases de compétition et de pratique. Sauf indications contraire, toutes les questions se rapportent à votre épaule ou votre coude. Veuillez répondre en traçant un **X** sur la ligne horizontale à l'endroit correspondant à votre situation actuelle.

- À quel point est-il difficile pour vous de vous sentir relâché ou de vous échauffer avant une compétition ou un entraînement?  
 Je ne me sens jamais relâché en compétition ou en match — Temps d'échauffement normal
- Quel niveau de douleur ressentez-vous dans votre épaule ou votre coude?  
 Douleur au repos — Aucune douleur avec la compétition
- Quel niveau de faiblesse et/ou fatigue (ie. perte de force) ressentez-vous dans votre épaule ou votre coude?  
 Faiblesse ou fatigue empêchant toute compétition — Aucune faiblesse, fatigue normale due à la compétition
- Quel est le niveau d'instabilité ressentie dans votre épaule ou votre coude en compétition?  
 Sensation de « Popping out » régulièrement — Aucune instabilité
- À quel point des problèmes au bras ont affecté vos relations avec vos entraîneurs, la direction et vos agents?  
 Quitté l'équipe, été échangé ou racheté, perdu contrat ou bourse — Pas du tout
- À quel point avez-vous dû modifier votre motion de lancer, de service, de nage, etc. en raison de votre bras?  
 Complètement changé, n'effectue plus du tout la motion — Aucun changement dans la motion
- À quel point votre vitesse et/ou votre puissance a-t-elle souffert en raison de votre bras?  
 Perdu toute ma puissance, est devenu un athlète de finesse ou d'endurance — Aucun changement dans la vitesse ou la puissance
- En compétition, quelle limitation éprouvez-vous au point de vue de l'endurance en raison de votre bras?  
 Limitation significative (ex : est devenu lanceur de relève, a changé pour des courses courtes) — Aucune limitation d'endurance en compétition
- À quel point votre contrôle (de lancer, service, nage, etc.) a-t-il souffert en raison de votre bras?  
 Contrôle imprévisible pour tous les lancers, services, nage, etc. — Aucune perte de contrôle
- À quel point pensez-vous que votre bras affecte votre niveau de compétition actuel dans votre sport (ie. pensez-vous que votre bras vous empêche d'atteindre votre plein potentiel)?  
 Ne peux pas rivaliser, ai dû changer de sport — Niveau de compétition désiré

**Figure 34:** Deuxième page du *Kerlan-Jobe orthopaedic clinic shoulder and elbow score*, développé par Alberta et al. [154], comprenant les 10 questions évaluées sur 10 à l'aide d'une échelle analogique visuelle et utilisées pour calculer le score composite.