



Étude des adaptations spécifiques à la pratique des activités d'armer : facteurs de risque et prévention des pathologies de l'épaule

Benoit Gillet

► To cite this version:

Benoit Gillet. Étude des adaptations spécifiques à la pratique des activités d'armer : facteurs de risque et prévention des pathologies de l'épaule. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Lyon; Université de Montréal (1978-..), 2018. Français. NNT : 2018LYSE1277 . tel-03270864

HAL Id: tel-03270864

<https://theses.hal.science/tel-03270864>

Submitted on 25 Jun 2021

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

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



N°d'ordre NNT : 2018LYSE1277

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON

opérée au sein de

l'Université Claude Bernard Lyon 1

et

l'Université de Montréal

Ecole Doctorale N° 205

EDISS, Ecole Doctorale Interdisciplinaire Sciences-Santé

Spécialité de doctorat : Biomécanique de l'épaule

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Soutenue publiquement le 10/12/2018, par :

Benoît Gillet

Etude des adaptations spécifiques à la pratique des activités d'armes : facteurs de risque et prévention des pathologies de l'épaule

Devant le jury composé de :

Chèze Laurence, Pr. des Universités, Université Claude Bernard Lyon 1 **Présidente**

Guilhem Gaël, MCU, HDR, Directeur du Laboratoire Sport, Expertise et Performance-EA7370 - **Rapporteur**

Rahmani Abdel, Pr. des Universités. Université du Maine - **Rapporteur**

Schwartz Cédric, Maître de conférence, Université de Liège - **Examineur**

Rogowski Isabelle, MCU, enseignant chercheur, Université Claude Bernard Lyon 1 - **Directrice de thèse**

Begon Michaël, Pr. Agrégé, Directeur du Laboratoire de Simulation et de Modélisation du Mouvement. Université de Montréal. - **Directeur de thèse**

Résumé en Français

Le complexe articulaire de l'épaule est extrêmement sollicité au cours de la pratique du tennis. Le service, notamment, impose des contraintes mécaniques importantes et requiert des positions articulaires extrêmes plaçant l'épaule dans des situations à risque de blessures. La pratique intensive du tennis conduit à des adaptations musculo-squelettiques et fonctionnelles qui seraient bénéfiques à la performance. Cependant, il est difficile de savoir quand elles deviennent excessives ou déséquilibrées ce qui augmenterait les risques de blessures. Alors que la détection des futurs talents commence dès 5-6 ans, peu d'informations sur les caractéristiques de leur épaule, des facteurs de risque de blessures et de la pathomécanique spécifique sont actuellement disponibles. De telles connaissances seraient utiles pour optimiser leur prise en charge par les entraîneurs. L'objectif de ce travail de thèse était de caractériser l'épaule du jeune joueur de tennis, d'identifier des facteurs de risque de blessures et décrire la pathomécanique de l'épaule en lien avec le service du tennis.

Afin de caractériser l'épaule du jeune joueur de tennis, 67 joueurs de tennis asymptomatiques âgés de 7 à 13 ans ont été répartis en trois groupes en fonction de leur âge biologique. En comparant les amplitudes articulaires et les forces des muscles de l'épaule, il a été observé que ces caractéristiques musculo-squelettiques s'adaptaient dès le plus jeune. Par la suite, afin d'identifier des facteurs de risque de blessures à l'épaule, ces mêmes caractéristiques ont été comparées entre 31 joueurs avec antécédent de douleur et 60 joueurs asymptomatiques. Les joueurs avec antécédent de douleur présentaient une plus grande amplitude de rotation de l'articulation glénohumérale ainsi qu'une faiblesse des muscles rotateurs externes de l'articulation glénohumérale et des muscles fixateurs de la scapula. Cependant, il restait difficile de savoir si ces maladaptations étaient la cause ou la conséquence de la blessure à l'épaule. Un suivi longitudinal par les analyses de transitions des profils latents a été réalisé pour apporter un éclairage. Par ailleurs, afin de mieux décrire la pathomécanique de l'épaule en lien avec le service, la cinématique des articulations glénohumérale et scapulothoracique enregistrée lors du service a été comparée entre 13 joueurs sans antécédent de douleur et 15 avec antécédent de douleur. Ces joueurs avec antécédent de douleur modifiaient leur cinématique glénohumérale et scapulothoracique à la fin de la phase d'armer du service afin probablement d'éviter la douleur et de poursuivre leur pratique du tennis. Enfin, l'étude précédente a été complétée par une analyse biomécanique du service avant et après affaiblissement du trapèze inférieur par fatigue avec électrostimulation. La faiblesse des fixateurs de la scapula, décrite chez des joueurs avec antécédent de douleur, conduisait à une

cinématique scapulaire inappropriée et une diminution d'activation des muscles antérieurs de l'épaule pouvant mettre en péril les structures anatomiques du complexe articulaire de l'épaule.

Ces résultats apportent des informations essentielles pour améliorer la qualité des entraînements et la prévention des blessures à l'épaule chez les jeunes joueurs de tennis. Ils soulignent notamment l'importance d'un travail de renforcement des muscles stabilisateurs de l'épaule (muscles rotateurs de l'articulation glénohumérale et stabilisateurs de la scapula).

Mot clés : tennis, cinématique, enfant, force musculaire, amplitude articulaire, activation musculaire, électromyographie, service.

English thesis title

**Study of specific adaptations to overhead sports:
risk factor and prevention of shoulder injuries**

Abstract

The shoulder joint complex is largely involved in the tennis strokes. Particularly, the tennis serve applies high mechanical constraints and requires extreme joint positions making the shoulder vulnerable to injuries. Intensive tennis practice leads to musculoskeletal and functional adaptations that are thought to be beneficial to performance. However, it remains unclear when they become unbalanced or excessive that increases the risk of injury. The prospects are scouted from 5 years old, but little is known on their specific shoulder characteristics, risk factors for injury and pathomechanics. Such knowledge would be useful to optimize their monitoring by coaches. This thesis aimed to characterize the young tennis player's shoulder, identify risk factors for injury and describe the shoulder pathomechanisms related to the tennis serve.

To characterize the young tennis player's shoulder, 67 asymptomatic tennis players aged 7 to 13 years old were divided into three groups according to their biological age. The comparison between our three groups highlighted that the glenohumeral ranges of motion and the shoulder muscle strength adaptations occurred from an early age. Then to bring risk factor for shoulder injuries to light, these parameters were also compared between 31 players with a history of shoulder pain and 60 asymptomatic players. Players with a history of shoulder pain presented a larger glenohumeral joint total rotation range of motion as well as a weakness of the glenohumeral external rotator muscles and the scapular stabilizer muscles. A longitudinal study, using a latent profile transition analysis, was conducted to determine whether the factors previously identified were the cause or consequence of the shoulder injury. Furthermore, in the aim to describe the shoulder pathomechanisms related to the tennis serve motion, the glenohumeral and scapulothoracic kinematics of the tennis serve were compared between 13 players without and 15 with a history of shoulder pain. Players with a history of shoulder pain adapted their glenohumeral and scapulothoracic kinematics at the end of the cocking phase to probably preserve the sub-acromial space and the rotator cuff tendons during the tennis serve. Finally, the previous study was completed by a study analyzing the shoulder biomechanics of a tennis serve before and after the fatigue of the lower trapezius. The weakness of the scapular stabilizer muscles impaired the scapular kinematics and decreased the activation of the anterior shoulder muscles that may jeopardize the shoulder joint anatomical structures.

These findings bring new knowledge to improve the young players monitoring and the injury prevention. Particularly, it highlights the importance to strengthen the stabilizer muscles (glenohumeral external rotator muscles and scapular stabilizer muscles).

Key words: tennis, kinematics, young, muscle strength, range of motion, muscle activation, electromyography, serve, overhead sports

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

Président de l'Université
Président du Conseil Académique
Vice-président du Conseil d'Administration
Vice-président du Conseil Formation et Vie
Universitaire
Vice-président de la Commission Recherche
Directeur Général des Services

M. le Professeur Frédéric FLEURY
M. le Professeur Hamda BEN HADID
M. le Professeur Didier REVEL
M. le Professeur Philippe CHEVALIER

M. Fabrice VALLÉE
M. Damien VERHAEGHE

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard
Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud
– Charles Mérieux
Faculté d'Odontologie
Institut des Sciences Pharmaceutiques et
Biologiques
Institut des Sciences et Techniques de la
Réadaptation
Département de formation et Centre de Recherche
en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur G. RODE
Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON

Directeur : M. le Professeur D. SEUX
Directeur : Mme la Professeure C.
VINCIGUERRA
Directeur : M. X. PERROT

Directeur : Mme la Professeure A-M. SCHOTT

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies
Département Biologie
Département Chimie Biochimie
Département GEP
Département Informatique
Département Mathématiques
Département Mécanique
Département Physique
UFR Sciences et Techniques des Activités
Physiques et Sportives
Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon
Polytech Lyon
Ecole Supérieure de Chimie Physique
Electronique
Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1
Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education

Institut de Sciences Financières et d'Assurances

Directeur : M. F. DE MARCHI
Directeur : Mme. la Professeure K. GIESLER
Directeur : Mme. C. FELIX
Directeur : Mme. R.FERRIGNO
Directeur : M. le Professeur B. SHARIAT
Directeur : M. le Professeur I. BEN YAACOV
Directeur : M. le Professeur M. BUFFAT
Directeur : M. le Professeur J-C PLENET
Directeur : M. Y.VANPOULLE

Directeur : Mme. I. DANIEL
Directeur : M. le Professeur E.PERRIN
Directeur : M. G. PIGNAULT

Directeur : M. le Professeur C. VITON
Directeur : M. le Professeur A.
MOUGNIOTTE
Directeur : M. N. LEBOISNE

Affiliations des membres du jury

M. Mickaël Begon, directeur

Pr. Agrégé,

Directeur du Laboratoire de Simulation et de Modélisation du Mouvement.

Université de Montréal.

M^{me} Laurence Chèze, examinatrice

Pr. des Universités,

Laboratoire de Biomécaniques et Mécaniques des Chocs (UMR_T9406), IFFSTAR

Université Claude Bernard Lyon 1

M. Gaël Guilhem, rapporteur

MCU, HDR,

Directeur du Laboratoire Sport, Expertise et Performance-EA7370

Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance (INSEP)

M. Abdel Rahmani, rapporteur

Pr. des Universités.

Laboratoire Motricité, Interactions, Performance EA4334

Université du Maine

M^{me} Isabelle Rogowski, directrice

MCU, enseignant chercheur,

Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité EA7424

Université Claude Bernard Lyon 1

M. Cédric Schwartz, examinateur

Maître de conférence,

Laboratoire d'Analyse du Mouvement Humain

Université de Liège

Affiliation

Ce travail de thèse a été réalisé au sein :

Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité – EA 7424
UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (UFR STAPS)
Université Claude Bernard Lyon 1
27, 29 Boulevard du 11 novembre 1918
69622 VILLEURBANNE Cedex, France

Laboratoire de Simulation et de Modélisation du Mouvement,
École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique, Faculté de Médecine,
Université de Montréal,
1700, rue Jacques Tétreault, Laval, QC, H7N 0B6, Canada

Remerciements

Isabelle, notre collaboration a débuté par un timide entretien pour un stage de recherche lors de ma 1^{ère} année de Master. À ce moment-là, je n’imaginai pas que nous allions travailler ensemble pendant 5 années. Votre investissement et votre disponibilité m’ont motivé à réaliser ce travail de recherche sous votre direction. Grâce à vous, j’ai été initié à la recherche, à l’enseignement, à l’encadrement de stagiaire, j’ai vécu une expérience d’un an à l’étranger et j’ai pris conscience de mes capacités. Votre soutien dans les moments de moins bien (surtout au cours des derniers mois), et nos différents échanges (dans votre voiture sur le trajet de Croix-Rousse ou de la Ligue ou dans votre bureau) ont été précieux pour mener à bien ce travail. Pour tout cela, je tenais à vous remercier chaleureusement. J’ai pris du plaisir à travailler avec vous.

Mickaël, je te remercie de m’avoir accueilli au sein de ta sympathique équipe. Ton exigence, ta rigueur, et ton efficacité notamment dans les relectures m’ont poussé dans mes retranchements pour donner le meilleur de moi-même. La qualité du travail produit aurait sans doute été moindre sans toi.

Je remercie messieurs Gaël Guilhem et Abdel Rahmani pour avoir accepté de rapporter ce travail. Je remercie M^{me} Laurence Chèze, et M. Cédric Schwartz d’avoir accepté d’être membres du jury.

Je remercie Aymeric Guillot et Raphaël Dumas d’avoir participé à mes deux comités de suivi de thèse. Votre regard et vos conseils ont été précieux pour la réalisation et la rédaction de ce travail de thèse.

Je remercie les équipes des laboratoires LIBM et S2M de m’avoir accueilli afin de mener à bien ce projet de recherche. Particulièrement au LIBM, je tiens à remercier Christophe Hautier et Yoann Blache pour leur expertise scientifique et Guillaume Martinent pour son aide précieuse concernant les analyses de transitions des profils latents. Je remercie également les différents stagiaires que j’ai co-encadrés et notamment, Yoann, Valentin et Marine, ce fut un plaisir de travailler avec vous. Je remercie également Benjamin De Witte de m’avoir supporté en tant que collègue de bureau. Nos échanges sur l’actualité (sportive souvent) et nos débats tout azimut auront rythmé ces années de doctorat. Au S2M, je tiens à remercier Benjamin Michaud pour son aide précieuse en programmation. Je remercie chaleureusement Sylvain, Elodie, Gauthier, Marion, Romain, Tristan, Julien, Gatien et Ariane de m’avoir supporté en tant que collègue. Sans vous, ces deux périodes de 6 mois auraient été bien fades.

Je remercie également la commission technique et la commission médicale de la Ligue du Lyonnais de Tennis pour leur collaboration à ce projet et leur confiance accordée pour sa réalisation. Particulièrement, Dr. Christian Berger-Vachon d'avoir suivi mon travail et d'avoir fait le relais entre l'équipe de biomécanique et la commission médicale. Je remercie également les joueurs et leurs parents d'avoir accepté de participer à ce travail de recherche. Sans eux, ce travail n'aurait pas été possible.

Je remercie l'équipe des carabins de l'Université de Montréal et les différents participants à mon étude réalisée au sein du S2M.

J'ai une pensée particulière pour mes amis qui m'ont soutenu pendant ces trois ans :

Ceux de longue date : Maxime Ravier, tes innombrables faux-blancs auront rythmé mes lundis pendant ces trois ans. Ton humour et nos soirées à refaire le monde jusqu'à pas d'heure sont des moments que je prends toujours plaisir à partager. Ton amitié sans faille m'est chère et précieuse. Vivien Renébon qui aurait cru que nos querelles devant le collège, nous auraient amenées à visiter un bout du Canada ensemble,

Le Coloc : Maxime Ferez, ses avions en papiers en amphis de médecine (peut-être une explication à notre échec), ses blagues d'une qualité rare et son talent pour le comique de répétition

La Team RMC sport composée des plus fins spécialistes, Antoine Cornet, Thomas Coudot et Lucas Guérin, toujours présents pour regarder un bon match, débriefier une performance. Vos analyses tactiques autour d'un bon rhum arrangé sont les meilleures.

La team Barathon : Florian Emonard, Esther Marzin Mathilda Froessel, Pauline Druguet, Emilien Coulot, Stéphane Carbone toujours présents pour passer un moment divertissant autour de quelques shots.

Le chat : Harvard, petite bestiole sympathique capable de venir m'accueillir avec un miaulement attendrissant après une journée de travail, puis dans les minutes qui suivent décider que la main qui le caresse est l'ennemi public numéro 1.

Les moments passés avec vous au cours de ces trois années de doctorat auront été des bulles d'oxygène qui m'auront permis de donner le meilleur de moi-même.

J'ai également une pensée pour mes parents. Maman, je n'ose imaginer quelle fierté ce doit être pour toi d'avoir amené le petit enfant timide de Montrevel-en-Bresse au jeune homme épanoui capable de faire des présentations devant des experts ou des étudiants. Je te remercie pour ta confiance aveugle et de m'avoir toujours soutenu dans mes choix. Papa, tu n'es plus là pour en témoigner, j'espère chaque jour te rendre fier et rendre hommage à l'homme que tu étais.

Je terminerai en remerciant ma compagne Anaëlle Sochay. Merci pour tes nombreuses relectures, je suis presque sûr que tu connais le contenu de ce travail aussi bien que moi. Mais surtout merci d'avoir accepté ces deux périodes de 6 mois. Je te serai éternellement reconnaissant de m'avoir permis de vivre cette expérience. Je tenais également à te remercier de ton soutien sans faille. Ta bonne humeur et tes bons mots m'ont aidé à traverser les moments de doutes. Tu es la meilleure alliée que l'on puisse espérer pour faire face à cette épreuve qu'est le doctorat. Je te dédie cette réussite en étant impatient d'ouvrir notre prochain chapitre.

Table des matières

Résumé en Français	3
English thesis title	5
Abstract	6
UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1	8
Affiliations des membres du jury	9
Affiliation	10
Remerciements	11
Table des matières	14
Liste des tableaux	19
Liste des figures	22
Liste des Publications	24
Articles publiés	24
Articles soumis	25
Congrès internationaux	25
Congrès nationaux	25
Congrès locaux	26
Introduction	27
Chapitre 1 : Revue de littérature	31
I. L'épaule : une anatomie complexe	32
a. L'articulation glénohumérale	33
b. L'articulation scapulothoracique	37
c. Le compromis mobilité/stabilité	39
II. L'épaule du joueur de tennis : un complexe articulaire extrêmement sollicité	40
a. Cinématique et action musculaire de l'épaule au cours du service.	40
b. La biomécanique au service du sport	43
i. L'évaluation de la cinématique articulaire	44
	14

ii.	L'évaluation de l'activité musculaire	47
III.	L'épaule du joueur de tennis : une région anatomique vulnérable	51
a.	Les pathologies de la coiffe des rotateurs	52
b.	Les instabilités	53
c.	Les lésions du labrum	53
d.	Les bursites	54
e.	Pathologie de l'épiphyse proximale de l'humérus (little league shoulder)	54
f.	La dyskinésie scapulaire	55
IV.	L'épaule du joueur de tennis : Caractéristiques biomécaniques et situation à risque de blessures	57
a.	Amplitudes articulaires de l'articulation glénohumérale	57
i.	Evaluation	57
ii.	L'amplitude de rotation de l'articulation glénohumérale d'un joueur de tennis	59
b.	Forces musculaires du complexe articulaire de l'épaule	61
i.	Evaluation	61
ii.	Caractéristiques des forces musculaires de l'épaule du joueur de tennis	63
c.	Cinématique scapulaire	66
V.	L'épaule dans les activités « overhead » : influence de la croissance	68
a.	Amplitude articulaire du jeune sportif « overhead »	68
b.	Force musculaire du jeune sportif « overhead »	69
c.	Cinématique articulaire du jeune sportif « overhead »	70
VI.	Objectifs	72
Chapitre 2: Adaptation des amplitudes articulaire et des forces musculaires du complexe articulaire de l'épaule chez des jeunes joueurs de tennis (Gillet et al., 2017)		74
I.	Contribution des co-auteurs	76
II.	Introduction	77
III.	Methods	79
a.	Participants	79
		15

b. Measurement Protocol	80
c. Statistical Analysis	81
IV. Results	81
V. Discussion	85
a. Biological age and laterality: two efficient parameters to compare prepubertal players	85
b. The glenohumeral range of motion	86
c. The maximal isometric strength of the shoulder complex muscles	88
VI. Conclusion	90
Chapitre 3: Amplitude articulaire et force musculaire du complexe articulaire de l'épaule chez des jeunes joueurs élités de tennis avec et sans antécédent de problème à l'épaule (Gillet et al., 2018)	91
I. Contribution des co-auteurs	92
II. Introduction	93
III. Methods	95
IV. Results	98
V. Discussion	101
VI. Conclusion	105
Chapitre 4: Etude longitudinale des amplitudes articulaires et des forces musculaires de l'épaule chez des jeunes joueurs de tennis élités : apports méthodologiques.	106
I. Introduction	107
II. Méthodes	109
III. Résultats	112
IV. Discussion	116
Chapitre 5: Altérations de la cinématique scapulothoracique et humerothoracique pendant la réalisation du service chez des jeunes joueurs de tennis élités avec et sans antécédent de problème à l'épaule (Gillet et al., accepté en 2018)	119
I. Contribution des co-auteurs	120

II.	Introduction	121
III.	Methods	123
a.	Participants	123
b.	Clinical Evaluation	124
c.	The passive range of motion measurement	124
d.	Instrumentation and Set-up	125
e.	Procedure	125
f.	Data Reduction	125
g.	Data Analysis	126
IV.	Results	127
V.	Discussion and Implications	131
VI.	Conclusion	133
Chapitre 6 : Influence de la faiblesse du trapèze inférieur sur la biomécanique du complexe articulaire de l'épaule durant la réalisation d'un service (Gillet et al., soumis en 2018)		134
I.	Contribution des co-auteurs	135
II.	Introduction	136
III.	Methods	138
a.	Participants	138
b.	Experimental design	138
c.	Kinematics	138
d.	Electromyography	139
e.	Fatigue Task	142
f.	Serve analysis	142
g.	Data reduction	143
h.	Statistical analysis	143
IV.	Results	143
V.	Discussion	149

VI. Conclusion	151
Chapitre 7 : Discussion Générale	154
I. Force et amplitude articulaire du complexe articulaire de l'épaule du jeune joueur de tennis : équilibre entre adaptations et maladaptations	155
a. Adaptations du complexe articulaire de l'épaule du jeune joueur de tennis	155
b. Maladaptations du complexe articulaire de l'épaule du jeune joueur de tennis	157
II. Service de tennis : cinématique et pathomécanique	160
Conclusion	164
Références	167

Liste des tableaux

Tableau 1 : Insertions et fonctions des muscles glénohuméraux	36
Tableau 2 : Insertions et fonctions des muscles scapulothoraciques	39
Tableau 3 : Description des tests cliniques évaluant les blessures à l'épaule	56
Tableau 4 : Description of the player positions for testing the shoulder complex muscle strength against the examiner resistance	81
Tableau 5 : Mean ($\pm$ standard deviation) Demographic and Tennis characteristics in the groups controlled for Biological Age, with APHV-4, APHV-3 and APHV-2, groups including players who were more than 4 years, between 3 and 4 years, and close to 2 years from their APHV, respectively.....	82
Tableau 6 : Mean ($\pm$ Standard Deviation) Range of motion (in Degrees) in Internal (IROM) and External (EROM) rotation, Total Arc of Motion (TAM) for the dominant (D) and non-dominant (ND) Glenohumeral joint, and side-to-side asymmetry in IROM in the groups controlled for Biological Age, with APHV-4, APHV-3 and APHV-2, groups including players who were at more than 4 years, between 3 and 4 years, and close to 2 years before their APHV, respectively.	83
Tableau 7 : Mean ($\pm$ Standard Deviation) Absolute (in N) and Normalized Strength (in %) of the Shoulder and Scapular Muscles in the dominant (D) and non-dominant (ND) sides in the groups controlled for Biological Age, with APHV-4, APHV-3 and APHV-2, groups including players who were at more than 4 years, between 3 and 4 years, and close to 2 years before their APHV, respectively	84
Tableau 8 : Mean ($\pm$ Standard Deviation) Strength Ratios of the Shoulder and Scapular Muscles in the dominant (D) and non-dominant (ND) sides in the groups controlled for Biological Age, with APHV-4, APHV-3 and APHV-2, groups including players who were at more than 4 years, between 3 and 4 years, and close to 2 years before their APHV, respectively.....	85
Tableau 9 : Presentation of the thirteen clinical tests and the frequency (%) of response status to the laxity tests in young competitive tennis players with a history of shoulder problems (HSP) and without a history of shoulder problems (NHSP) with s1 bilaterally negative, s2 positive in the dominant side and negative in the non-dominant side, s3 positive in the non-dominant side and negative in the dominant side, s4 bilaterally positive	96

Tableau 10 : Mean ($\pm$ standard deviation) demographic and tennis characteristics between the groups with a history of shoulder problems (HSP) and without a history of shoulder problems (NHSP).....	99
Tableau 11 : Mean ($\pm$ standard deviation) of range of motion (in degrees) in internal (IROM), external (EROM) rotation and total arc of motion (TAM) for the dominant (D) and non-dominant (ND) glenohumeral joint and side-to-side asymmetry in IROM between the groups with a history of shoulder problems (HSP) and without a history of shoulder problems (NHSP).....	100
Tableau 12 : Mean ($\pm$ standard deviation) of allometric normalized isometric strength and strength ratio of the shoulder complex muscles for the dominant (D) and non-dominant (ND) side between the groups with a history of shoulder problems (HSP) and without a history of shoulder problems (NHSP)	101
Tableau 13 : Présentation des différents modèles ATPL réalisés au cours de ce doctorat	111
Tableau 14 : Parallèle entre les profils d'évolution définis par ATPL et les douleurs à l'épaule avec N pour le nombre de joueurs; P1 à 7 pour les profils d'évolution, C1 et C2 pour classe de joueurs 1 et classes de joueurs 2 définies par ATPL, T1 à T5 pour le temps d'évaluation. ..	114
Tableau 15 : Moyenne ($\pm$ erreur standard) des forces brutes des muscles de l'épaule pour les deux profils d'évolution définis par ATPL les plus représentés avec RI : rotateurs internes ; RE : rotateurs externes ; TS : trapèze supérieur ; TM : trapèze moyen ; TI : trapèze inférieur ; LD : grand dorsal ; SA : dentelé antérieur ; RH : Rhomboïdes	115
Tableau 16 : Mean ($\pm$ standard deviation) demographic characteristics and tennis expertise for the groups of players with (HSP) and without (NHSP) a history of dominant shoulder problems.....	127
Tableau 17 : Number and percentage of players per laxity test status of the dominant side, for groups of players with (HSP) and without (NHSP) a history of dominant shoulder problems	128
Tableau 18 : Mean ($\pm$ standard deviation) glenohumeral internal, external and total range of motion (in degrees) for groups of players with (HSP) and without (NHSP) a history of dominant shoulder problems. IROM for Internal Range Of Motion, EROM for External Range Of Motion, TAM for Total arc of Motion, GIRD for Glenohumeral Internal Rotation Deficit, D for dominant side and ND for non-dominant side.....	129
Tableau 19 : Mean $\pm$ standard error of the maximal isometric strength of the lower trapezius strength, duration of serve phases and maximum racket speed before (pre) and after (post) the selective fatigue of the lower trapezius	144

Tableau 20 : Mean $\pm$ standard error of the orientations (in degrees) of the humerothoracic (HT) and scapulothoracic (ST) joints before (pre) and after (post) the selective fatigue of the lower trapezius at the six serve events with bold for a significant difference at $p < 0.05$ 145

Tableau 21 : Mean $\pm$ standard error of the extreme orientations (in degrees) of the humerothoracic (HT) and scapulotohoracic (ST) and their timing (in seconds relative to the impact $t_{\text{impact}} = 0$ s) in the different tennis phases before (pre) and after (post) the selective fatigue of the lower trapezius with bold for a significant difference before and after fatigue at $p < 0.05$. Note: *the time resolution was 0.003 s 146

Liste des figures

Figure 1 : Articulations du complexe de l'épaule. 1 : articulation sternoclaviculaire, 2 articulation acromioclaviculaire, 3 espace sous-acromial, 4 articulation glénohumérale, 5 articulation scapulothoracique.....	33
Figure 2 : Illustration des degrés de liberté de l'articulation glénohumérale.....	34
Figure 3 : Illustration de la stabilité passive de l'articulation glénohumérale.	34
Figure 4 : Illustration des muscles de l'épaule.....	37
Figure 5 : Illustration des degrés de liberté de l'articulation scapulothoracique.	38
Figure 6 : Illustration des phases du service de tennis.	41
Figure 7 : Illustration du contact entre la tête humérale et la glène de la scapula en position d'armer vu du dessus avec en A : un pincement des tendons de la coiffe des rotateurs postéro-supérieur entre le labrum et la glène ; en B : le pincement des tendons de la coiffe est dû à hyperextension de l'humérus par rapport à la scapula ; en C : les lésions sont dû à instabilité antérieure de la tête humérale.....	43
Figure 8 : Illustration des mesures cinématiques avec un système optoélectronique.	45
Figure 9 : Illustration des mesures de cinématique avec un système électromagnétique, avec les carrés noirs (image de gauche) représentant le positionnement des capteurs et les points noirs (image de droite) représentant les points du repérage anatomique.	46
Figure 10 : Illustration de l'électromyographie de surface (A), intramusculaire (B) et des contractions maximales volontaires isométriques (C)	49
Figure 11 : Illustration de l'utilisation d'un goniomètre et des mesures de rotation interne et externe de l'articulation glénohumérale.	58
Figure 12 : Illustration de l'angle d'antéversion/rétroversion de la tête humérale.	60
Figure 13 : Illustration de l'utilisation d'un dynamomètre manuel pour évaluer les muscles de l'épaule.	62
Figure 14 : Illustration de mesure de force des rotateurs internes sur ergomètre isocinétique	63
Figure 15 : Assessment of the Internal (IROM) and External (EROM) rotation Range of motion of the glenohumeral joint.....	97
Figure 16 : Photos of the shoulder muscle strength evaluation.....	98
Figure 17 : Exemple d'un modèle ATPL avec RI : rotateurs internes ; RE : rotateurs externes ; TS : trapèze supérieur ; TM : trapèze moyen ; TI : trapèze inférieur ; LD : grand dorsal ; SA : dentelé antérieur ; RH : Rhomboïdes et C1 et C2 pour classe de joueurs 1 et classes de joueurs 2 définies par ATPL	112

Figure 18 : Representation of scapulothoracic and humerothoracic 3D-angles.....	126
Figure 19 : Means ($\pm$ standard deviation) humerothoracic and scapulothoracic angles (in degrees) at the ball release, at the end of the cocking phase, at the end of the acceleration phase and at the end of the movement for players with (white dot) and without (black dot) history of shoulder problems.....	130
Figure 20 : Set-up of the 33 reflective markers and the electromyography electrodes with (1) biceps, (2) serratus anterior, (3) major pectoralis, (4) upper trapezius, (5) anterior deltoid, (6) middle deltoid, (7) triceps, (8) posterior deltoid, (9) latissimus dorsi, (10) lower trapezius, (11) subscapularis, (12) infraspinatus, and (13) supraspinatus muscles.....	141
Figure 21 : Mean $\pm$ standard error of the normalized integrated electromyography signal (in %) of the latissimus dorsi (LD), serratus anterior (SA), lower trapezius (LT), upper trapezius (UT), subscapularis (SS), infraspinatus (IP), supraspinatus (SP), posterior deltoid (PD), middle deltoid (MD), anterior deltoid (AD), major pectoralis (PM), biceps (BB), and triceps (TB) during the early (duration: 0.65 ± 0.03 s) and late cocking (0.22 ± 0.01 s) phase, acceleration (0.09 ± 0.01 s) and early follow-through (0.08 ± 0.01 s) phase of the tennis serve before and after LT selective fatigue with * for significant difference before and after fatigue at $p < 0.05$	148
Figure 22 : Humerothoracic and Scapulothoracic in degrees during the tennis serve before (blue) and after (red) the selective fatigue of the lower trapezius for a representative player with BR for ball release, LC for the beginning of the late cocking phase, MER for maximal humeral external rotation, t0 for the impact, LFT for the beginning of the late follow-through phase.....	152
Figure 23 : RMS of the electromyography signal for the anterior, middle, posterior deltoid, biceps, triceps, upper trapezius, pectoralis, infraspinatus, supraspinatus, subscapularis, latissimus dorsi, lower trapezius and serratus anterior during the tennis serve before (blue) and after (red) the selective fatigue of the lower trapezius for a representative player with BR for ball release, LC for the beginning of the late cocking phase, MER for maximal humeral external rotation, t0 for the impact, LFT for the beginning of the late follow-through phase.	153

Liste des Publications

Articles publiés

- **Gillet B.**, Rogowski, I., Berger-Vachon, C., Bergeron, J-F., Faucon, A., Fleuret, N., Rota, S., Germain, M., Diger, M., D'Autryve, M., Lacroix, P., (2016) Aspect fonctionnel de la douleur de l'épaule chez le jeune tennisman : une approche multidisciplinaire. *Emag Fédération Française de Tennis*, 108, 4-10.
- **Gillet B.**, Begon, M., Sevrez V., Berger-Vachon C., Rogowski I (2017). Adaptive alterations in shoulder's range of motion and strength in prepubertal tennis players. *Journal of Athletic Training*, 52(2), 137-144.
- Le Gal J, Begon, M., **Gillet B.**, Rogowski I (2017). Effects of self-myofascial release on shoulder function and perception in adolescent tennis players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1-19. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0240>.
- **Gillet, B.**, Begon M., Diger, M., Berger-Vachon, C., Rogowski, I. (2018) Shoulder range of motion and strength in young elite tennis players with and without history of shoulder pain. *Physical Therapy in Sport*, 31, 22-28.
- Blache Y., **Gillet B.**, Selin J., Sevrez V., Rogowski I. (2018). Scapular kinematics during scaption in competitive swimmers. *European Journal of Sport Science*, 18(5), 659-666.
- **Gillet B.**, Begon, M., Diger M., Berger-Vachon C., Rogowski I Alterations in scapulothoracic and humerothoracic kinematics during the tennis serve in adolescent players with a history of shoulder problems. Accepté pour publication par *Sports Biomechanics* le 13 septembre 2018

Articles soumis

- **Gillet B.**, Rogowski I., Begon, M. Lower trapezius weakness and shoulder complex biomechanics during the tennis serve. Soumis à *Medecine & Science in Sport & Exercise* en septembre 2018

Congrès internationaux

- **Gillet, B.**, Sevrez, V., Diger, M., Berger-Vachon, C., Rogowski, I. Shoulder flexibility and strength in elite girl tennis players with and without history of shoulder pain. *33rd International Conference on Biomechanics in Sports*, (June 29th–July3rd, 2015), Université de Poitiers, Poitier, (France). (communication orale)
- Bernard C., **Gillet B.**, Pizzuto M., Rogowski, I., Coste, J., Hays A., Barnier R., Sevrez, V. Shoulder flexibility and strength in elite girl tennis players with and without history of shoulder pain. *33rd International Conference on Biomechanics in Sports*, (June 29th–July3rd, 2015), Université de Poitiers, Poitier, (France). (communication poster)
- **Gillet, B.**, Begon, M. ., Diger, M., Berger-Vachon, C., Rogowski, I. Kinematics of shoulder joints during tennis serve in young female athletes: influence of history of shoulder pain. *35th International Conference on Biomechanics in Sports*, (June 14th-18th, 2017), Université de Cologne, Cologne, Allemagne. (communication orale)
- **Gillet B.**, Martinent G, Begon M, Rogowski I (2016). Longitudinal biomechanical study in young tennis players using latent profile transition analysis: preliminary results. *22nd congress of ESB*, (July 10th-13th, 2016), Lyon, France. (Poster)

Congrès nationaux

- Racaud V., **Gillet B.**, Mercier Q., Creveaux T., Sevrez V., Rogowski I. Bilateral comparison of scapulothoracic kinematics during scaption in girl tennis players. *39ème congrès de la Société de Biomécanique*, (27-29 août 2014) Valenciennes, (France). (communication orale)
- **Gillet, B.**, Berger-Vachon, C., Rogowski, I. Scapulothoracic kinematics during scaption after one year of tennis practice in elite girl players. *40ème congrès de la Société de Biomécanique*, (28-30 octobre 2015) ParisTech, Paris, (France). (communication orale)

- **Gillet B.**, Begon M, Martinent G, Franoux V, Rogowski I (2016). Evolution of the tennis racket parameters a preliminary study. *19th Biennial Meeting of the Canadian Society for Biomechanics CSB*. (July 19-22, 2016), Hamilton, Canada. (Poster)
- **Gillet, B.**, Berger-Vachon, C., Rogowski, I. Scapulohumeral rhythm in young tennis players. *42ème congrès de la Société de Biomécanique*, (2-3 novembre 2017) Reims, (France). (communication orale)

Congrès locaux

Gillet B., Begon M., Rogowski I. (2016). Amplitudes articulaires et forces musculaires de l'épaule chez des jeunes joueurs de tennis élités avec et sans antécédent de douleur à l'épaule. *Mini symposium CHU Ste Justine*, (17 août 2016) Montréal, Canada, (communication orale). 2ème prix du jury.

INTRODUCTION

En 2018, la Fédération Internationale de Tennis (ITF) compte 210 pays membres,¹ faisant du tennis un des sports les plus populaires à travers le monde. En France, le tennis est le sport individuel le plus pratiqué avec plus d'un million de licenciés,² dont la moitié est âgée de moins de 18 ans et un tiers joue en compétition.² Depuis 2007, l'ITF a mis en place la campagne « Stay and Play » visant le jeune public afin de promouvoir et pérenniser la pratique du tennis³. Ainsi, la détection des talents débute dès le plus jeune âge (5-6 ans) (Pestre, 2008; Rongé, 2007). Ces joueurs sont ensuite impliqués dans une pratique intensive afin d'améliorer leurs aptitudes techniques, tactiques et physiques dans le but d'accéder à une carrière professionnelle (Pestre, 2008; Rongé, 2007). Ces joueurs élites s'entraînent en moyenne 2 heures par jour et 6 jours par semaine, jouent de 40 à 90 matchs par an dans lesquels ils réalisent un grand nombre de services (5400 estimés en période de compétition) à des vitesses d'environ 169 km/h (Kibler & Safran, 2005; Sciascia & Kibler, 2006).

Le tennis est une activité unilatérale mobilisant le bras dominant porteur de la raquette. Par ses gestes comme le service et le smash, c'est également, à l'image du baseball, du volleyball et du handball, une activité dite « overhead », c'est-à-dire avec un mouvement d'armer au-dessus de la tête. Les gestes techniques (service, coup droit, revers) sont initiés au niveau du membre inférieur (Elliott, 2006; Elliott, Fleisig, Nicholls, & Escamilla, 2003). La force produite est ensuite transférée et amplifiée au niveau du tronc, de l'épaule puis transmise au complexe bras-raquette pour donner la vitesse à la balle (Elliott, 2006; Elliott et al., 2003). Ceci représente la chaîne cinétique des gestes du tennis dans laquelle l'épaule joue un rôle clé puisqu'elle participe au transfert de force ainsi qu'à l'accélération et la décélération du bras (Kibler & Safran, 2005). Par exemple, lors de la phase d'accélération d'un service, elle subit une rotation interne d'une vitesse angulaire d'au moins 1700 °/s (Kibler & Safran, 2005). Ces différentes contraintes ainsi que la répétition des gestes résultent en des adaptations musculo-squelettiques (par exemple, muscles du côté dominant plus développés) (Cools et al., 2010; Cools, Palmans, & Johansson, 2014; Ellenbecker & Roetert, 2003), mais peuvent également être source de pathologies (tendinopathies de la coiffe des rotateurs, par exemple) (Burkhart, Morgan, & Kibler, 2003; Kibler et al., 2013; Kibler & Thomas, 2012; Wilk, Arrigo, Hooks, & Andrews, 2016).

Les pathologies affectant le joueur de tennis sont *traumatiques* principalement au niveau des membres inférieurs et *chroniques* essentiellement au niveau du tronc et du membre supérieur

¹ (<https://www.itftennis.com/media/276275/276275.pdf>, consulté le 22/05/2018)

² (<http://www.fft.fr/fft/missions/quelques-chiffres>)

³ (<http://www.tennisplayandstay.com/about-tennis-playplusstay/about-playplusstay.aspx>)

(DiFiori, Brenner, & Jayanthi, 2016; Kaffel et al., 2013; Pluim, Staal, Windler, & Jayanthi, 2006). Particulièrement, au niveau du membre supérieur, l'épaule est le deuxième site le plus touché avec une prévalence de 23%, juste après le coude (42%) (Kaffel et al., 2013). Les blessures chroniques sont particulièrement invalidantes car elles sont latentes, conduisent à des périodes d'arrêt de la pratique, des inconforts dans la vie quotidienne et représentent un coût économique important (Knowles et al., 2007; Myklebust, 2009).

Ainsi, le tennis est une activité populaire dans laquelle le jeune joueur élite est physiquement très sollicité. Cependant, l'impact de cette activité sur les caractéristiques physiologiques et biomécaniques d'une épaule en phase de croissance morphologique est assez peu étudié. De telles connaissances pourraient être utiles afin d'adapter les entraînements et prévenir les blessures de sur-sollicitation au niveau de cette région anatomique. De plus, la pathomécanique de l'épaule en lien avec les gestes du tennis reste méconnue.

Ce travail de thèse de doctorat, réalisé en cotutelle entre l'Université Claude Bernard Lyon 1 et l'Université de Montréal, a donc pour objectif d'étudier les adaptations spécifiques à la pratique du tennis et d'identifier des facteurs de risque de blessures à l'épaule. Pour ce faire, trois sous-objectifs ont été définis, 1) caractériser l'épaule du jeune joueur de tennis et son évolution, 2) identifier des attitudes à risque de blessures et 3) mieux comprendre la pathomécanique de l'épaule en lien avec le geste du service. Ils sont détaillés au cours de sept chapitres. Les chapitres 2 à 5 sont issus de l'analyse de données recueillies annuellement (période janvier février) depuis 2013 auprès des joueurs de la Ligue du Lyonnais de Tennis à Bron alors que le chapitre 6 repose sur le travail effectué à Montréal, Canada. Précisément, le chapitre 1 présente les connaissances issues de la littérature sur l'anatomie de l'épaule, les outils d'évaluation et la biomécanique de l'épaule dans les activités « overhead ». Ce chapitre souligne les manques de la littérature qui ont motivé ce travail. Le chapitre 2 est présenté sous forme d'article et vise à caractériser l'amplitude articulaire et la force de huit muscles de l'épaule dominante chez de jeunes joueurs élités asymptomatiques et l'évolution de ces paramètres avec les années de pratique. Ceci a permis de caractériser l'épaule du jeune joueur de tennis et de répondre au premier sous-objectif. Le chapitre 3, également sous forme d'un article, décrit l'influence de l'antécédent de douleur à l'épaule sur les paramètres d'amplitudes articulaires et de forces musculaires de l'épaule. Le chapitre 4 lui présente une méthode d'analyse longitudinale, l'analyse de transitions des profils latents. Ces deux chapitres cherchent à mettre en avant des facteurs de risque de blessures à l'épaule et répondent au deuxième sous-objectif. Le chapitre 5 est également sous forme d'article et analyse l'influence de l'antécédent de douleur sur la cinématique du complexe articulaire de l'épaule

lors de la réalisation du service. Le chapitre 6 est lui aussi sous forme d'article et étudie l'influence de la faiblesse du trapèze inférieur sur la biomécanique de l'épaule lors de la réalisation d'un service. Ces deux chapitres visent à mieux comprendre la pathomécanique de l'épaule en lien avec les gestes du tennis et répondent au troisième sous-objectif. Finalement, dans le chapitre 7, les résultats de ces différentes études, leurs limites, leurs applications et perspectives sont discutés.

CHAPITRE 1 : REVUE DE LITTÉRATURE

Ce travail de thèse a pour objectif de caractériser l'épaule du jeune joueur de tennis et d'identifier des facteurs de risque de blessures spécifiques. Pour mener à bien ce travail, il est important de connaître le contexte de la littérature en lien avec cette thématique. La première partie présentera l'anatomie de l'épaule. La deuxième partie s'intéressera au rôle du complexe articulaire de l'épaule dans les gestes du tennis et aux outils biomécaniques permettant son évaluation. Les gestes du tennis par leurs contraintes mécaniques rendent l'épaule vulnérable à des pathologies spécifiques. La troisième partie a pour objet de décrire ces pathologies afin de pouvoir identifier des facteurs de risque de blessures. La sollicitation de l'épaule dans les gestes du tennis conduit à des adaptations en termes d'amplitude articulaire, de force et de cinématique du complexe articulaire de l'épaule qui peuvent être dans une mesure bénéfique à la performance mais dans une autre mesure délétère pour l'intégrité physique. Dans une quatrième partie, ces adaptations et leurs modalités d'évaluation seront présentées afin de pouvoir caractériser l'épaule du joueur de tennis et d'identifier des situations problématiques. Enfin, ce travail étant centré sur les jeunes joueurs de tennis, dans une cinquième et dernière partie, l'influence de la croissance dans la pratique des activités « overhead » et ses modalités d'évaluation seront détaillées.

I. L'épaule : une anatomie complexe

Cette section repose sur les informations issues de l'ouvrage d'anatomie de Kamina (2009) et des articles sur l'anatomie de l'épaule de Dufour (2016) et Terry and Chopp (2000).

L'épaule est un complexe articulaire composé de quatre os : sternum, clavicule, humérus et scapula, formant trois articulations synoviales : sternoclaviculaire, acromio-claviculaire et glénohumérale et deux espaces de glissement ou syssarcoses, les articulations scapulothoracique et sous-deltoïdienne (Figure 1). Les articulations acromioclaviculaire (entre l'acromion de la scapula et le bord latéral de la clavicule) et sternoclaviculaire (entre la partie supérieure du sternum et le bord médial de la clavicule) permettent d'attacher le membre supérieur au tronc et présentent peu de mobilité. Toutefois, l'épaule est caractérisée par une grande mobilité. Cette grande mobilité repose sur les articulations glénohumérale et scapulothoracique.

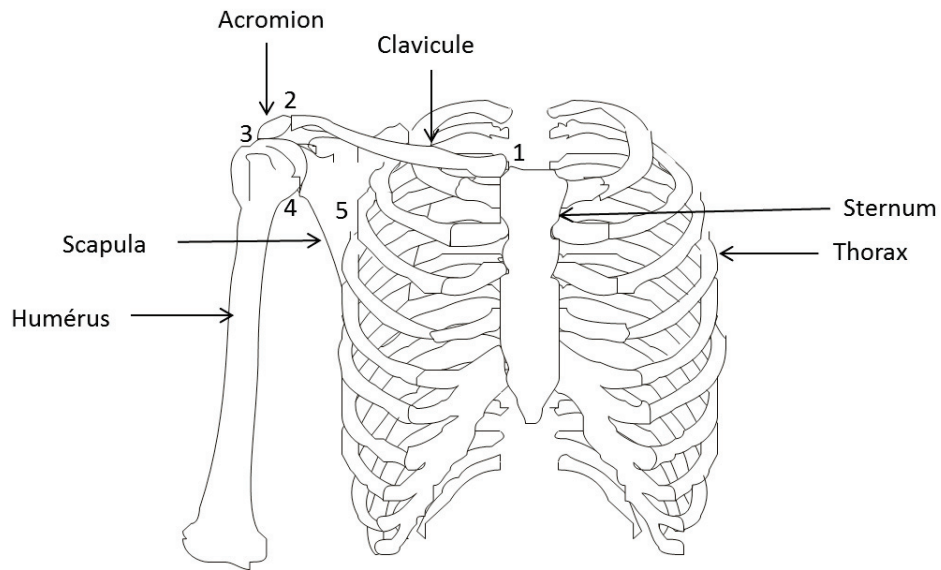


Figure 1 : Articulations du complexe de l'épaule. 1 : articulation sternoclaviculaire, 2 articulation acromioclaviculaire, 3 espace sous-acromial, 4 articulation glénohumérale, 5 articulation scapulothoracique.

a. L'articulation glénohumérale

L'articulation glénohumérale est de type synovial et sphéroïde ; elle met en relation la tête humérale et la glène de la scapula. Cette dernière recouvre seulement un tiers de la tête humérale conférant ainsi une grande mobilité à cette articulation. Elle possède trois degrés de liberté : abduction/adduction, flexion/extension, et rotation interne/externe (Figure 2).

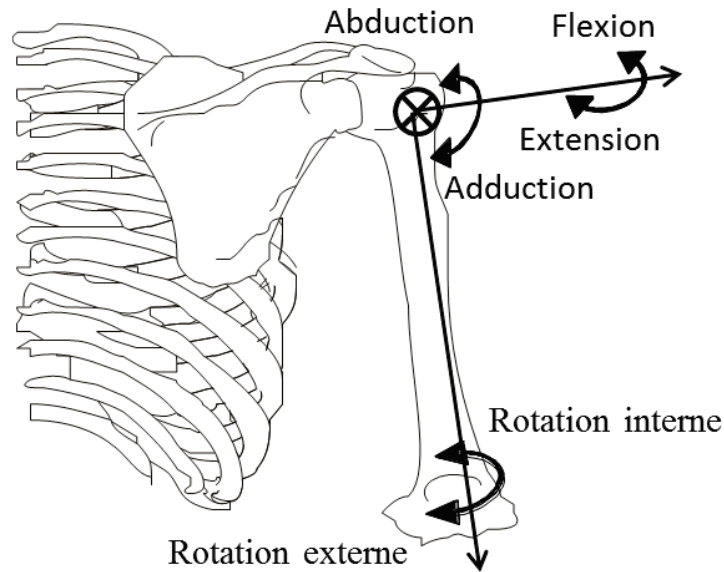


Figure 2 : Illustration des degrés de liberté de l'articulation glénohumérale.

Cette articulation est stabilisée de façon passive et active. La stabilité passive est assurée par une capsule articulaire et les ligaments coraco huméral et glénohuméraux (Figure 3). Cet ensemble forme une sorte de filet maintenant la tête de la scapula dans la glène. La congruence est renforcée par un anneau cartilagineux, appelé labrum ou bourrelet glénoïdien (Figure 3). Il se situe sur le pourtour de la glène de la scapula afin d'augmenter sa surface de contact avec la tête humérale en compensant sa faible profondeur.

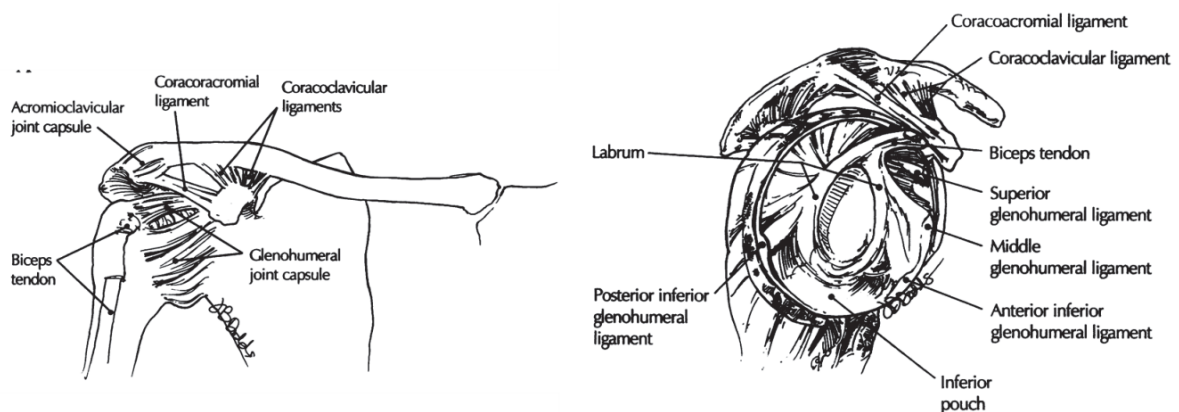


Figure 3 : Illustration de la stabilité passive de l'articulation glénohumérale. Issue de (Terry & Chopp, 2000) (open access).

Du fait de sa structure anatomique et sa grande mobilité, la stabilité passive est précaire et est complétée par la stabilité active, principalement assurée par les muscles de la coiffe des

rotateurs, c'est-à-dire les muscles : supra-épineux, infra-épineux, petit rond, et sous-scapulaire (Borsa, Laudner, & Sauers, 2008; Terry & Chopp, 2000) (Figure 4, Tableau 1). Ces muscles recouvrent la tête humérale et leurs tendons se trouvent dans l'espace sous-acromial situé entre le bord inférieur de l'acromion et le bord supérieur de la tête humérale. Ils assurent le maintien de la congruence de la tête humérale au cours des mouvements du bras. Cette stabilité active est renforcée par le long chef du biceps et les trois faisceaux du deltoïde. Les muscles de la coiffe ainsi que les différents muscles s'insérant sur l'humérus et la scapula, à l'image des muscles deltoïde, grand dorsal, grand pectoral et biceps contribuent également à la mise en mouvement de l'articulation glénohumérale (Figure 4, Tableau 1). Le fonctionnement de l'articulation glénohumérale est étroitement lié à celui de l'articulation scapulothoracique. Cette dernière permettra la mobilisation de l'humérus dans de plus grandes amplitudes de mouvement, notamment en termes de rotation et d'élévation (Inman, 1944; Ludewig et al., 2009). Elle influence également la taille de l'espace sous-acromial (Mihata et al., 2012). Cette zone, contenant en particulier les tendons des muscles de la coiffe des rotateurs, revêt un enjeu particulier pour le bon fonctionnement de l'épaule et l'intégrité de ces tendons.

Tableau 1 : Insertions et fonctions des muscles glénohuméraux

Muscles	Insertions	Fonctions
sous-scapulaire	fosse sous-scapulaire petite tubérosité humérale	rotation interne stabilisateur
infra-épineux	fosse infra épineuse de la scapula face médiale de la grosse tubérosité de la tête humérale	rotation externe stabilisateur
supra-épineux	fosse supra épineuse de la scapula aspect supérieur de la grosse tubérosité de la tête humérale	initie l'abduction stabilisateur
petit rond	partie supéro-médiale du bord axial de la scapula face inférieure de la grosse tubérosité de la tête humérale	rotation externe stabilisateur
deltoïde antérieur	bord antéro-supérieur du tiers latéral de la clavicule V deltoïdien au niveau du tiers moyen de l'humérus	flexion abduction stabilisateur
deltoïde moyen	acromion V deltoïdien au niveau du tiers moyen de l'humérus	abduction stabilisateur
deltoïde postérieur	bord inférieur de l'épine de la scapula V deltoïdien au niveau du tiers moyen de l'humérus	extension stabilisateur
biceps	processus coracoïde bourrelet glénoïdien de la scapula Tubérosité bicipitale du radius	flexion abaisseur de la tête humérale lors de l'abduction stabilisateur
grand pectoral	bord médial de la clavicule sternum cinquième et sixième côtes gouttière bicipitale	rotation interne adduction horizontale
grand dorsal	vertèbre thoracique 7 à la lombaire 5 face antérieure de l'humérus au niveau de la gouttière bicipitale	rotation interne adduction extension

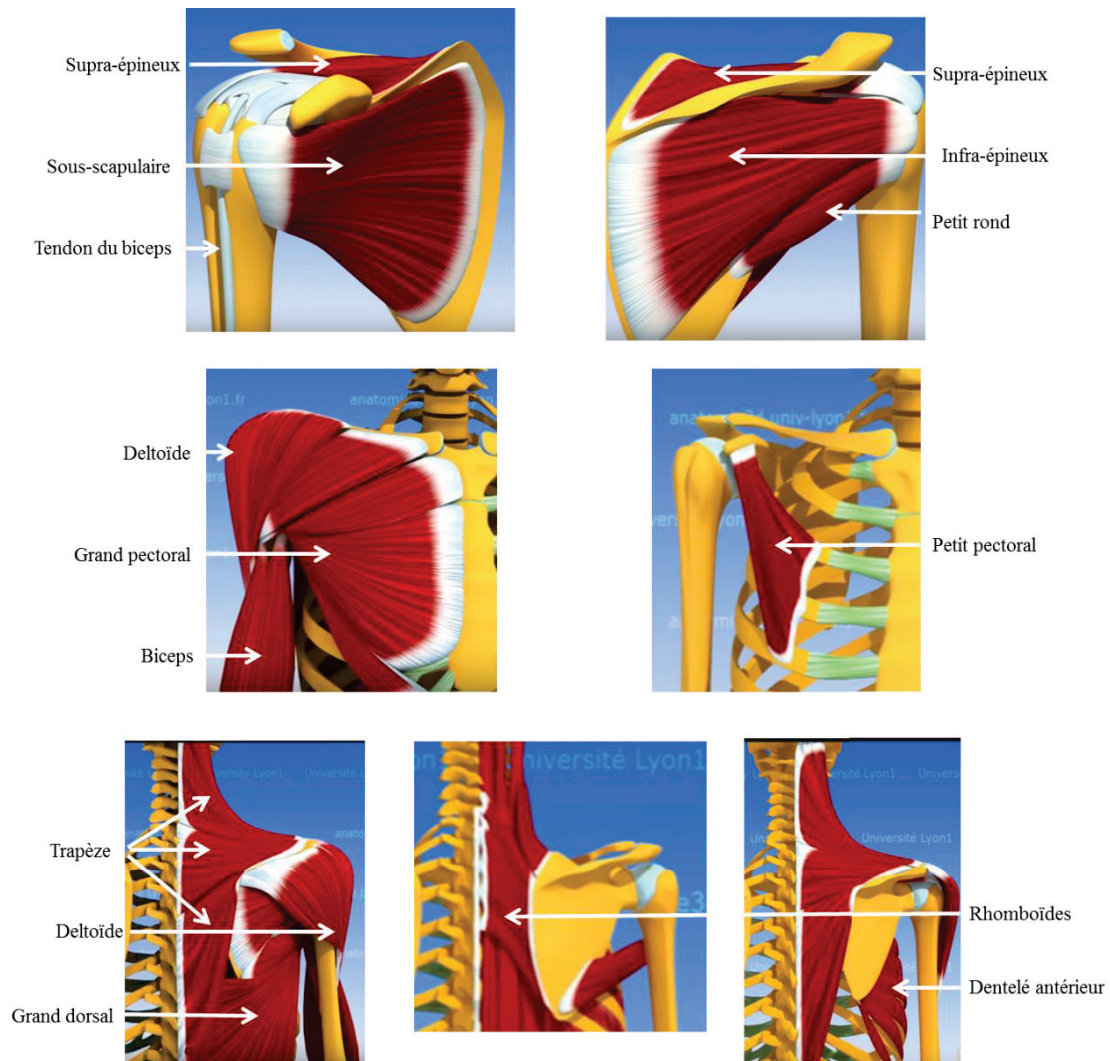


Figure 4 : Illustration des muscles de l'épaule issue de anatomie3d.univ-lyon1.fr

b. L'articulation scapulothoracique

L'articulation scapulothoracique est l'espace de glissement de la scapula sur le thorax sans lien anatomique. Elle possède trois degrés de liberté : la rotation interne/externe, la sonnette interne/externe et le tilt antérieur/postérieur (Figure 5). De plus, associée à l'articulation acromio-claviculaire, l'articulation scapulothoracique réalise des mouvements d'élévation/dépression et de protraction/rétraction.

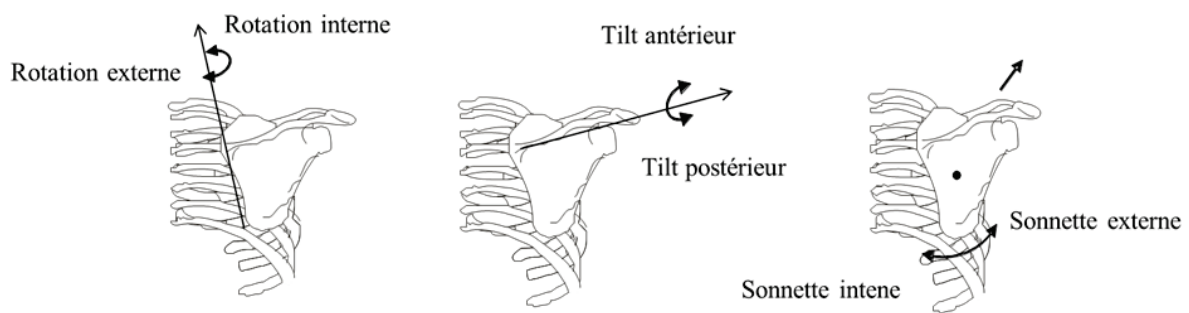


Figure 5 : Illustration des degrés de liberté de l'articulation scapulothoracique.

Du fait de l'absence de lien anatomique (ligaments ou labrum) entre la scapula et le thorax, les différents muscles scapulaires sont mis en jeu à la fois dans la mobilisation et dans la stabilisation de l'articulation scapulothoracique (Figure 4, Tableau 2). Cette articulation possède donc uniquement une stabilité active. Ainsi, en fonction du mouvement réalisé, les muscles auront soit un rôle mobilisateur soit un rôle stabilisateur. Par exemple, l'élévation maximale du bras requiert une sonnette externe de l'articulation scapulothoracique (Dayanidhi, Orlin, Kozin, Duff, & Karduna, 2005; Inman, 1944) réalisée sous l'action du trapèze supérieur. Le trapèze inférieur sera lui activé pour limiter cette sonnette externe afin d'assurer un positionnement correct de la scapula et préserver l'espace sous-acromial et les structures anatomiques (Ludewig et al., 2009; Mihata et al., 2012). Les équilibres entre les muscles agonistes et antagonistes de l'articulation scapulothoracique sont donc indispensables pour son bon fonctionnement. En effet, ce compromis entre la stabilité et la mobilité de l'articulation scapulothoracique régit son positionnement au cours du mouvement, déterminant dans la réalisation de la performance et dans la survenue des blessures.

Tableau 2 : Insertions et fonctions des muscles scapulothoraciques

Muscles	Insertions	Fonctions
trapèze supérieur	base du crane jusqu'à la vertèbre cervicale 7 tiers latéral et supérieur de la clavicule	élévation de l'épaule sonnette externe tilt antérieur
trapèze moyen	vertèbre cervicale 7 à la thoracique 4 bord médial de l'acromion bord postérieur de l'épine de la scapula	rotation externe rétraction de l'épaule
trapèze inférieur	vertèbres thoraciques 4 à 10 bord postérieur de l'épine de la scapula	sonnette interne tilt postérieur rotation externe dépression de l'épaule
rhomboïdes	vertèbres cervicales 7 à thoracique 5 aspect médial de la scapula	sonnette interne rotation externe
petit pectoral	2 ^{ème} et 5 ^{ème} côte base du processus coracoïde	protraction tilt antérieur sonnette externe
dentelé antérieur	9 premières côtes aspect antéro-latéral du thorax face antérieure de la scapula partie médiale de l'angle de la scapula	rotation interne sonnette externe

c. Le compromis mobilité/stabilité

Les tâches de la vie quotidienne et les gestes sportifs nécessitent une grande variété de mouvements du bras dans toutes les directions de l'espace. Cette variété de mouvements repose sur la coordination des articulations glénohumérale et scapulothoracique (Ludewig et al., 2009). Par exemple, la sonnette externe de la scapula permet d'atteindre l'élévation maximale du bras dans le plan scapulaire (Dayanidhi et al., 2005; Inman, 1944). Cependant, si ce complexe articulaire est caractérisé par sa mobilité, il se doit d'être suffisamment stable afin de préserver les structures anatomiques du complexe de l'épaule lors de la réalisation de mouvements complexes (Borsa et al., 2008; Burkhart et al., 2003; Dufour, 2016). Cette dualité est tout l'enjeu de la biomécanique de l'épaule et caractérise le paradoxe de l'épaule (Borsa et al., 2008; Dufour, 2016). Les muscles de la coiffe des rotateurs illustrent cette dualité puisqu'ils sont à la fois mobilisateurs et stabilisateurs actifs de l'articulation glénohumérale. Le service de tennis représente un bon modèle pour bien décrire ce paradoxe dans lequel l'épaule doit être mobile pour optimiser la phase d'armer et donner de la vitesse à la balle mais également stable tout au long du geste pour maintenir la tête humérale dans la glène de la scapula et préserver les structures anatomiques (Borsa et al., 2008). Tout défaut dans cet équilibre mobilité et stabilité met en péril l'intégrité des muscles de la coiffe des

rotateurs (Borsa et al., 2008; Kovacs & Ellenbecker, 2011; Wilk et al., 2016). Il est donc primordial de bien évaluer et connaître le rôle et les caractéristiques de l'épaule dans la pratique du tennis

II. L'épaule du joueur de tennis : un complexe articulaire extrêmement sollicité

Étant la région anatomique située entre le tronc et le membre supérieur, l'épaule possède un rôle clé dans la chaîne cinétique des gestes du tennis puisqu'elle permet le transfert de la force produite au niveau des membres inférieurs et du tronc au complexe bras-raquette afin de donner de la vitesse à la balle (Abrams, Sheets, Andriacchi, & Safran, 2011; Kovacs & Ellenbecker, 2011). Avec 45-60% des gestes réalisés au cours d'un jeu, le service est le mouvement le plus représenté quelle que soit la surface de jeu (Johnson, McHugh, Wood, & Kibler, 2006). Il débute le point et permet de prendre l'avantage sur son adversaire au cours de l'échange (Johnson et al., 2006), ce qui le rend décisif dans le résultat d'un match. Par son caractère « overhead » et ses contraintes mécaniques élevées, le service conduit à des adaptations morphologiques et physiologiques mais peut également engendrer des blessures à l'épaule (Abrams et al., 2011; Kovacs & Ellenbecker, 2011). Ainsi, le service a été le sujet d'étude en biomécanique afin de comprendre l'implication de l'épaule dans la performance et la pathomécanique (Elliott et al., 2003; Kibler, Chandler, Shapiro, & Conuel, 2007; Kovacs & Ellenbecker, 2011; Rogowski, Creveaux, Sevrez, Cheze, & Dumas, 2015; Ryu, McCormick, Jobe, Moynes, & Antonelli, 1988).

a. Cinématique et action musculaire de l'épaule au cours du service.

Selon les études, le service est découpé en quatre (Kibler et al., 2007; Ryu et al., 1988), cinq (Morris, Jobe, Perry, Pink, & Healy, 1989; Rogowski, Creveaux, Sevrez, et al., 2015); ou six phases (Kovacs & Ellenbecker, 2011). Ce découpage repose sur quatre instants clés identifiés visuellement : le lâcher de balle, la rotation externe maximale de l'humérus, l'impact et la fin du mouvement ; permettant de définir trois phases : la phase d'armer, la phase d'accélération et la phase de décélération (Figure 6). Chacune de ces phases peut également être sous-divisée en deux phases à partir d'autres instants visuels plus difficilement identifiables (Kovacs & Ellenbecker, 2011) ou, plus fréquemment, sur des durées relatives (Morris et al., 1989). Ces différentes modalités expliquent ainsi, la variété des découpages observée dans la littérature. En raison de l'harmonie sur le découpage en trois phases et la diversité sur le sous découpage

de la littérature, cette partie décrira la biomécanique de l'épaule au cours des phases d'armer, d'accélération et de décélération du service.

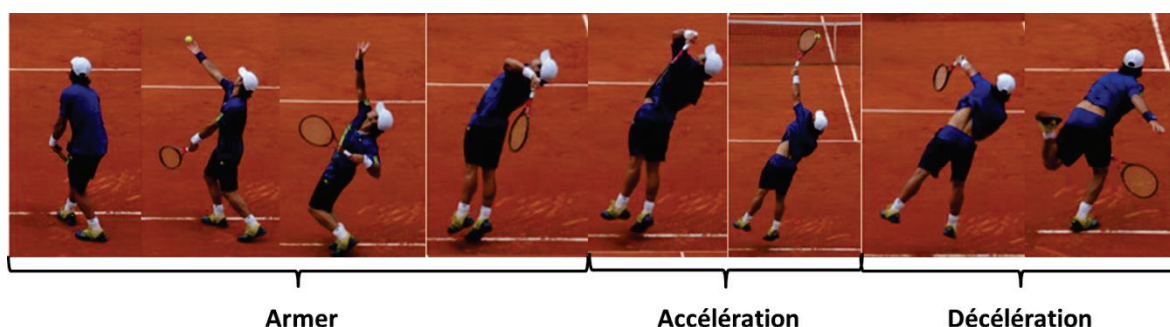


Figure 6 : Illustration des phases du service de tennis.

La phase d'armer est la phase la plus longue (Kibler et al., 2007). Elle s'étend du lancer de balle jusqu'à la rotation externe maximale de l'articulation glénohumérale (Kovacs & Ellenbecker, 2011; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015). Au cours de la phase d'armer, l'humérus est amené en position de rotation externe maximale et en abduction d'environ 90° (Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015) (Figure 2), sous l'action du deltoïde antérieur, du deltoïde postérieur, du petit rond, du supra- et de l'infra-épineux (Tableau 1) (Kibler et al., 2007; Ryu et al., 1988). Cette position est permise par un tilt postérieur et une rotation externe de la scapula (Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015) réalisés sous l'action des trapèzes inférieur et moyen (Kibler et al., 2007) (Figure 5, Tableau 2). Le positionnement optimal de la scapula à la fin de la phase d'armer serait primordial pour l'activation des muscles de la coiffe des rotateurs (Kibler et al., 2007). Les muscles antérieurs comme le sous-scapulaire, le grand dorsal, le petit et grand pectoral, le biceps seraient, quant à eux, mobilisés de façon excentrique et probablement dans une moindre mesure pour stabiliser la tête humérale (Kibler et al., 2007; Ryu et al., 1988). D'après le cycle d'étirement-contraction, cette contraction excentrique permet aux muscles antérieurs d'emmagasiner de l'énergie élastique qui sera restituée lors de la phase d'accélération pour donner de la force à la balle au moment de l'impact (Knudson, 2007).

L'accélération est la phase la plus courte et s'étend de la rotation externe maximale de l'humérus jusqu'à l'impact caractérisé par l'abduction maximale de l'humérus (Kibler et al., 2007; Kovacs & Ellenbecker, 2011; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015; Ryu et al., 1988). Pendant cette phase, l'humérus poursuit son abduction pour atteindre environ 100° tout en réalisant une rotation interne (Fleisig, Nicholls, Elliott, & Escamilla, 2003; Rogowski,

Creveaux, Sevez, et al., 2015) sous l'action du grand pectoral, du grand dorsal et du sous-scapulaire (Kibler et al., 2007; Ryu et al., 1988) (Figure 2, Tableau 1). Pour faciliter ce mouvement, la scapula sous l'action du trapèze supérieur et du dentelé antérieur (Kibler et al., 2007; Ryu et al., 1988) effectue une sonnette externe, une rotation interne et un tilt antérieur (Kovacs & Ellenbecker, 2011; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015) (Figure 5, Tableau 2). Cette phase est extrêmement sollicitante d'un point de vue musculo-squelettique puisque la vitesse angulaire de rotation de l'articulation glénohumérale est de 2200°/s (Elliott et al., 2003; Kovacs & Ellenbecker, 2011).

La phase de décélération s'étend de l'impact jusqu'à la fin du mouvement (Kibler et al., 2007; Kovacs & Ellenbecker, 2011; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015; Ryu et al., 1988). Durant cette phase, l'humérus achève sa rotation interne et réalise une adduction tandis que la scapula sous l'action des trapèzes inférieur et moyen limite sa rotation interne, sa sonnette externe et son tilt antérieur (Kibler et al., 2007; Kovacs & Ellenbecker, 2011; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015; Ryu et al., 1988). Cette phase est caractérisée par la décélération du mouvement sous l'action excentrique des muscles postérieurs (trapèze inférieur, deltoïde postérieur, petit rond et infra-épineux) qui sont les derniers muscles activés lors de la réalisation d'un service (Kibler et al., 2007; Kovacs & Ellenbecker, 2011). Ils ont alors pour rôle de stabiliser la tête humérale en s'opposant aux forces de distraction estimées par dynamique inverse à 0.5-0.75 fois le poids du corps (Kovacs & Ellenbecker, 2011).

Par ces contraintes mécaniques et ses positions articulaires extrêmes, le service est le geste le plus traumatique de ce sport (Abrams et al., 2011; Charbonnier, Chague, Kolo, & Ladermann, 2015; Elliott, 2006; Elliott et al., 2003; Johnson et al., 2006; Kovacs & Ellenbecker, 2011). En effet, la position en fin d'armer est caractérisée par un contact physiologique entre le bord postérieur de la glène de la scapula et la grosse tubérosité humérale pouvant pincer les tendons de la coiffe des rotateurs (Charbonnier et al., 2015) (Figure 7).

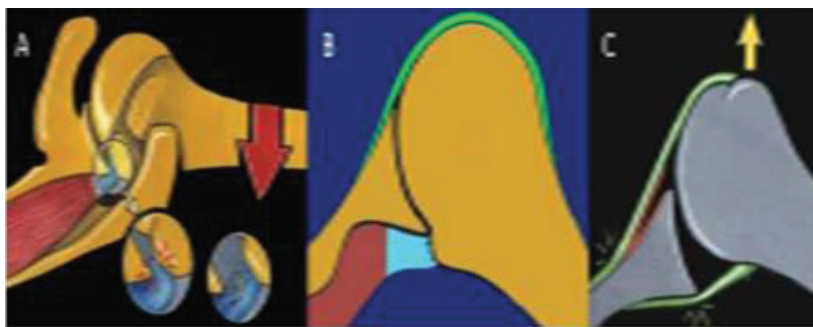


Figure 7 : Illustration du contact entre la tête humérale et la glène de la scapula en position d'armer vu du dessus avec en A : un pincement des tendons de la coiffe des rotateurs postéro-supérieur entre le labrum et la glène ; en B : le pincement des tendons de la coiffe est dû à l'hyperextension de l'humérus par rapport à la scapula ; en C : les lésions sont dû à instabilité antérieure de la tête humérale.

D'après Ladermann, Chague, Kolo, and Charbonnier (2014) avec l'autorisation de Elsevier.

De plus, la position lors de l'impact avec l'humérus en abduction d'environ 100° peut générer un contact entre la partie inférieure de l'acromion et la tête humérale affectant les tendons de la coiffe des rotateurs (Forthomme, Crielaard, & Croisier, 2008). Enfin, lors de la phase de décélération, un contact antérieur entre le bord antérieur de la glène de la scapula et la petite tubérosité humérale peut se produire (Charbonnier et al., 2015).

Ces connaissances ont amélioré l'approche des entraîneurs, la technique des joueurs, la performance et la prévention des blessures. Elles sont issues d'études biomécaniques utilisant des méthodes spécifiques qui nécessitent d'être détaillées.

b. La biomécanique au service du sport

La biomécanique est une discipline qui cherche à décrire le mouvement afin de comprendre la performance et prévenir les blessures (Knudson, 2007). Elle est composée de deux branches : la cinématique du mouvement décrivant les positions, les vitesses et les accélérations angulaires pour chaque articulation au cours d'un geste précis et la dynamique qui décrit les forces à l'origine du mouvement et se focalise plus sur le comportement neuromusculaire. Pour se faire elle va s'appuyer sur des outils comme les caméras optoélectroniques ou l'électromyographie que nous allons détailler.

i. L'évaluation de la cinématique articulaire

Pour évaluer la cinématique articulaire lors de gestes sportifs comme le service, plusieurs outils sont disponibles : les systèmes optoélectroniques, les systèmes électromagnétiques et les centrales inertielles. L'outil de référence pour les enregistrements de la cinématique articulaire est le système optoélectronique car il permet d'enregistrer des mouvements très rapides comme le service (Knudson, 2007; Tubez, Schwartz, et al., 2018). En effet, ces systèmes permettent de réaliser des acquisitions avec une fréquence élevée (plusieurs centaines d'images par seconde). Ce système est généralement utilisé avec des marqueurs passifs réfléchissants placés sur des points anatomiques de référence (**Figure 8**). Ces marqueurs sont placés soit de façon anatomique, au niveau de structures osseuses caractéristiques d'un segment où la quantité de tissus mous (peau, muscles) est minime (exemple : les épicondyles huméraux) ; soit de façon technique sur la peau pour aider à minimiser les artefacts des tissus mous (exemple : V deltoïdien). Ainsi, il est possible de définir les différents segments du corps et les centres articulaires, de les localiser dans l'espace et de calculer les angles, vitesses et accélérations angulaires des articulations au cours du mouvement. Dans le cadre des articulations de l'épaule, les marqueurs sont positionnés sur le processus xyphoïde (PX), incisure jugularis (IJ), les vertèbres C7 et T8, la jonction sternoclaviculaire, acromioclaviculaire, le processus coracoïde, l'acromion, l'épine de la scapula, la jonction épine et bord médial de la scapula, le bord inférieur de la scapula, le V-delhoïdien et les épicondyles huméraux médial et latéral (Jackson, Michaud, Tétreault, & Begon, 2012) (Figure 8). Chaque marqueur doit au moins être vu par deux caméras pour être reconstruit en trois dimensions.

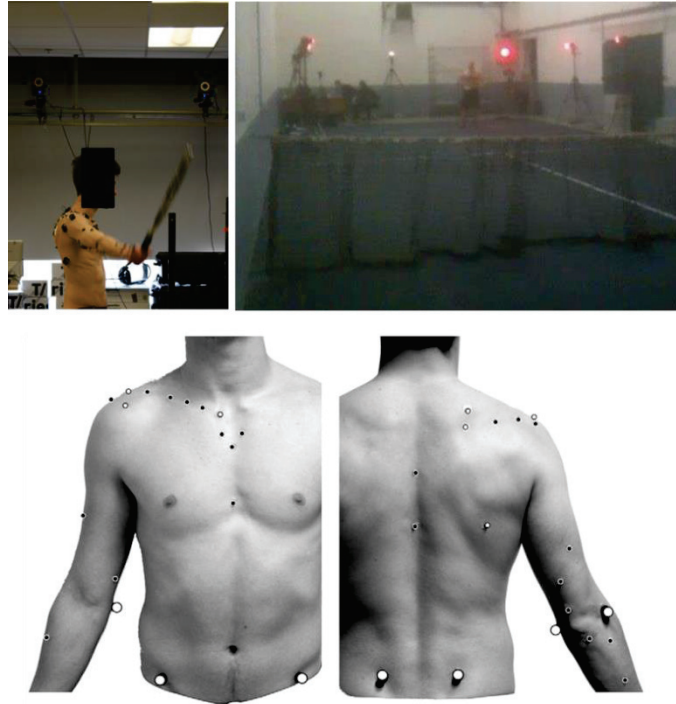


Figure 8 : Illustration des mesures cinématiques avec un système optoélectronique.(Jackson et al., 2012) L'image du bas est utilisée avec l'accord d'Elsevier.

Bien que cette méthode présente l'avantage de faire des enregistrements avec une fréquence d'acquisition élevée permettant d'évaluer avec précision des gestes très rapides comme le service, elle reste contraignante. En effet, elle est peu transportable sur le terrain, coûteuse (économiquement et en temps de traitement) et, comme les autres outils, sa précision est limitée par les artéfacts de tissus mous qu'il faut minimiser afin d'avoir une mesure la plus précise possible (Naaim, Moissenet, Dumas, Begon, & Cheze, 2015). Ces artéfacts de tissus mous sont particulièrement présents au niveau du complexe articulaire de l'épaule (Begon, Bélaïse, Naaim, Lundberg, & Chèze, 2017; Naaim et al., 2015). Ces systèmes optoélectroniques sont plus rarement utilisés avec des marqueurs actifs (Tubez, Forthomme, Croisier, Grégoire, & Schwartz, 2018), ces derniers nécessitant des câbles pouvant perturber le mouvement. Les systèmes optoélectroniques peuvent également être utilisés sans marqueur (Abrams, Harris, Andriacchi, & Safran, 2014). Cette approche présente l'avantage d'évaluer la personne sans équipement mais elle peut nuire à la précision notamment lors de l'étude de l'articulation scapulothoracique où des marqueurs techniques sont utilisés pour corriger sa cinématique (Michaud, Duprey, & Begon, 2017).

Une autre alternative moins coûteuse est le système électromagnétique utilisé dans de nombreuses études portant sur le membre supérieur (Meyer et al., 2008; Oyama, Myers, Wassinger, Daniel Ricci, & Lephart, 2008; Wassinger et al., 2011). Ce système est composé

d'une antenne référente créant un champ magnétique et de capteurs fixés sur la peau (Figure 9). Dans le cadre des études sur l'épaule, ces capteurs sont généralement positionnés sur le thorax, au niveau du tiers inférieur de l'humérus et sur la surface plate de l'acromion. Un capteur est également contenu dans un stylet permettant de digitaliser des points anatomiques précis (IJ, PX, C7, T8, l'acromion, la jonction bord médiale et épine de la scapula, la pointe basse de la scapula et les épicondyles médial et latéral) afin de définir les système d'axes des segments composant le modèle cinématique (Figure 9) (Wu et al., 2005).

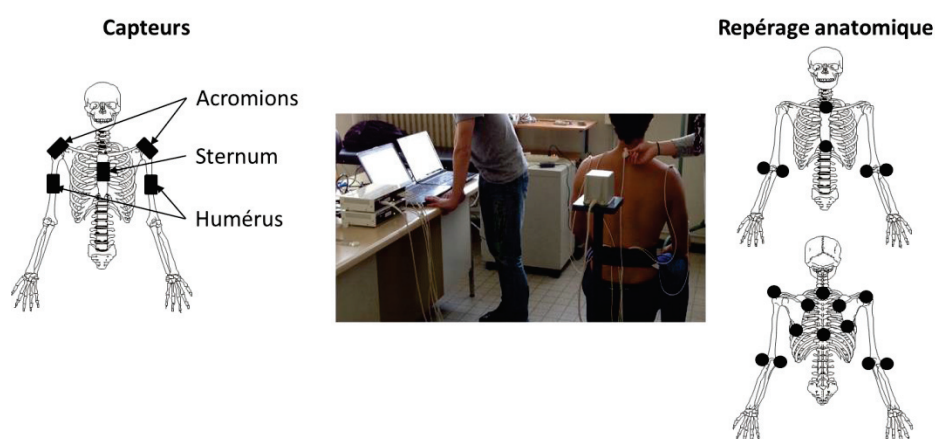


Figure 9 : Illustration des mesures de cinématique avec un système électromagnétique, avec les carrés noirs (image de gauche) représentant le positionnement des capteurs et les points noirs (image de droite) représentant les points du repérage anatomique.

Bien que ce système soit également précis (précision aussi limitée par les artéfacts de tissus mous) (Meskers, Fraterman, van der Helm, Vermeulen, & Rozing, 1999), qu'il soit facile à transporter et rapide d'utilisation, il permet de faire des enregistrements avec des fréquences d'acquisition plus faibles (généralement 100 Hz) (Meyer et al., 2008; Wassinger et al., 2011). Il présente deux autres inconvénients majeurs : les fils électriques et l'absence de redondance. Ainsi, il devient plus difficile d'étudier des mouvements complexes comme le service avec un tel système par rapport au système optoélectronique. Il faut s'adapter à la présence des fils et la fréquence d'acquisition moindre en demandant par exemple de réduire la vitesse d'exécution comme l'ont fait les études décrivant la cinématique du lancer du baseball ou du payage (Meyer et al., 2008; Wassinger et al., 2011).

Dans le cadre de l'analyse du mouvement sportif, un système est en plein essor, les centrales inertielles (De Baets, van der Straaten, Matheve, & Timmermans, 2017). À l'image du système électromagnétique, elles représentent un moindre coût par rapport au système

optoélectronique, elles sont également rapides d'utilisation. Elles présentent l'avantage d'être transportables sur le terrain et de ne posséder aucun câble. Elles permettent ainsi d'étudier le geste le plus naturel possible. Elles sont composées d'accéléromètres et de gyromètres ce qui permet de définir des positions et des vitesses (linéaires et angulaires). Cependant, elles ne sont pas encore assez fiables pour étudier avec précision les mouvements scapulothoraciques (De Baets et al., 2017).

Ainsi, le système optoélectronique avec marqueurs passifs et le système électromagnétique sont actuellement les outils les plus fiables pour analyser la cinématique de l'articulation scapulothoracique lors de la réalisation des gestes du tennis. Par son faible coût et sa facilité d'utilisation (transportable, faible temps de traitement), le système électromagnétique semble être un outil plus adapté pour le suivi, comme celui réalisé à la Ligue du Lyonnais de Tennis. Cependant, pour enregistrer la cinématique d'un service, une fréquence d'acquisition de 200 à 300 Hz est un minimum (Tubez, Schwartz, et al., 2018). À cause de la présence de fils, le système électromagnétique peut acquérir des données lors d'un mouvement complexe avec une fréquence de 100 Hz. Ainsi, le mouvement du tennis évalué devra être réalisé à une vitesse plus lente. Cependant, cet outil est suffisamment fiable pour mettre en avant des comportements articulaires à risque de blessures à l'épaule en comparant notamment des joueurs avec et sans antécédent de douleur (Lawrence, Braman, LaPrade, & Ludewig, 2014). Par ailleurs, le système optoélectronique par sa capacité à enregistrer des mouvements rapides, se révélerait être une meilleure option pour mieux décrire la pathomécanique en lien avec les gestes du tennis.

ii. L'évaluation de l'activité musculaire

L'activité musculaire au cours d'un mouvement peut être évaluée par mécanographie ou électromyographie. La mécanographie est une méthode non-invasive enregistrant les vibrations mécaniques engendrées par la contraction musculaire (Tarata, 2003). Cette technique est peu utilisée dans les sciences du sport. La majorité des études en biomécanique du sport opte pour l'électromyographie. Les connaissances qui seront présentées ci-après concernant l'électromyographie sont principalement issues de *The ABC of EMG* de Konrad (2005).

L'électromyographie est une technique de biomécanique utilisant des électrodes visant à enregistrer les potentiels d'action issus du système nerveux et à l'origine de la contraction musculaire. Précisément, ces électrodes enregistrent un différentiel de sommation de potentiels d'actions qui se sont propagés jusqu'à elles permettant d'estimer le niveau et le

moment d'activation d'un muscle. Pour enregistrer l'activité d'un muscle, au moins trois électrodes sont nécessaires. Avec certains systèmes d'électromyographie, deux électrodes sont positionnées sur le corps musculaire permettant d'enregistrer une différence de potentiel reflétant la propagation de la stimulation nerveuse et une troisième, appelée électrode de référence, placée sur une structure osseuse, permet de contrôler l'amplification du signal et déterminer la proportion de bruit enregistré. Dans d'autres systèmes d'électromyographie, quatre électrodes sont directement placées sur le muscle et vont enregistrer la différence de potentiel à deux endroits différents permettant de contrôler l'amplification et d'éliminer le bruit localement. Pour l'électromyographie de surface, après avoir pris soin de préparer la peau, les électrodes sont positionnées sur le corps du muscle d'intérêt (Figure 10). Ce positionnement se fait selon des recommandations dont les plus suivies sont celles du SENIAM (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Pour les muscles plus profonds, comme les muscles de la coiffe des rotateurs, l'électrode peut être insérée dans le muscle (Kadaba et al., 1992; Morris, Kemp, Lees, & Frostick, 1998), on parle alors d'électromyographie intramusculaire (Figure 10).

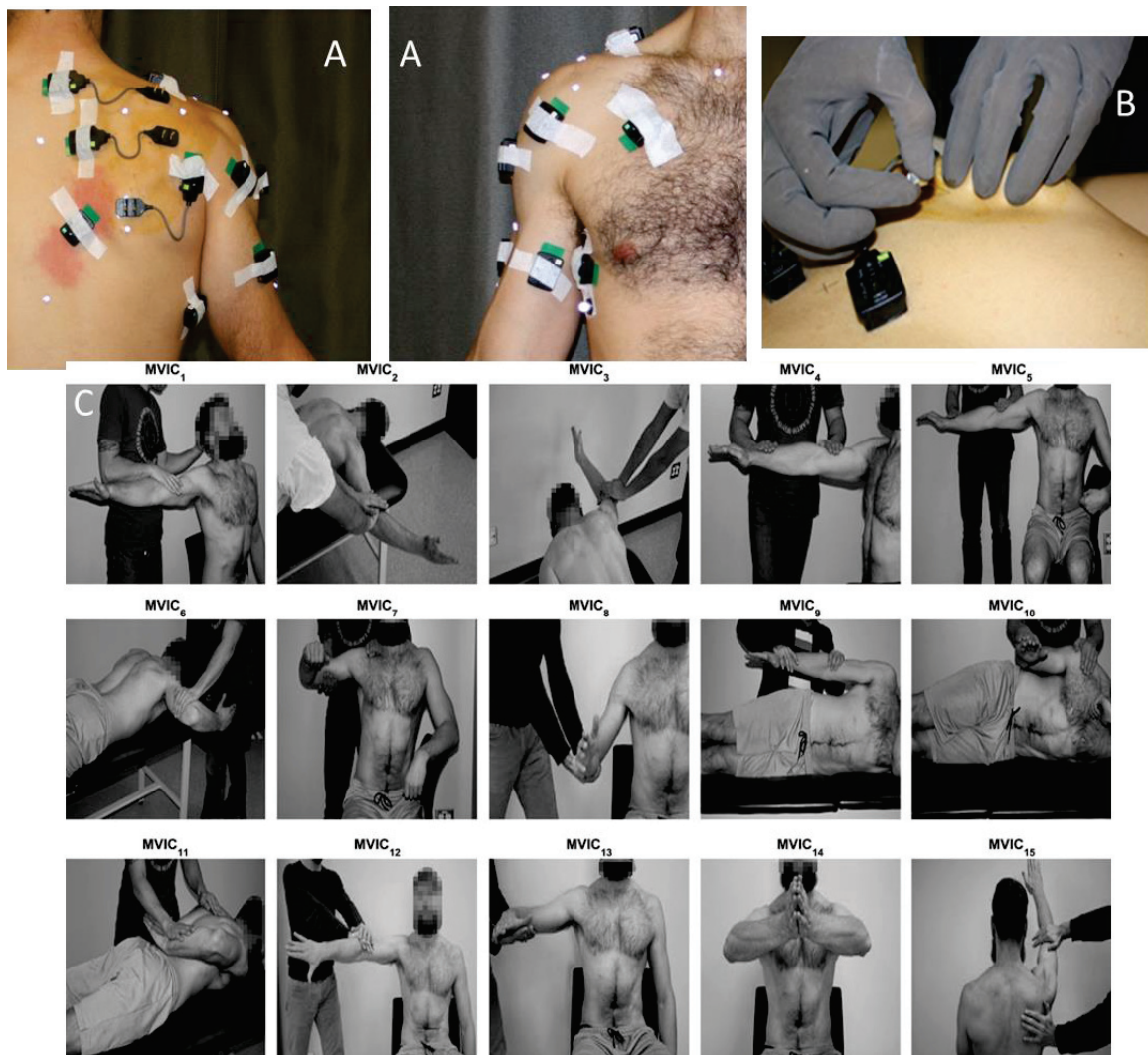


Figure 10 : Illustration de l'électromyographie de surface (A), intramusculaire (B) et des contractions maximales volontaires isométriques (C) (Dal Maso, Marion, & Begon, 2016) utilisée avec autorisation d'Elsevier

Le signal enregistré demande un traitement particulier avant d'être interprétable. Il doit être amplifié et filtré par l'application d'un filtre passe bande laissant passer les fréquences d'intérêt (entre 10 et 500 Hz pour l'EMG de surface et entre 20 et 1000 Hz pour l'EMG intramusculaire). Le signal est ensuite rectifié en transformant les valeurs négatives en valeurs positives. Une enveloppe du signal est ensuite calculée soit par l'utilisation de moyenne glissante soit par l'utilisation de moyenne quadratique. La méthode conseillée est la moyenne quadratique qui reflète la puissance moyenne du signal. Cette étape sert à minimiser la partie non reproductible du signal (Konrad, 2005). En effet, le signal EMG est aléatoire en raison du changement constant dans le recrutement des unités motrices. Cette étape permet de créer l'enveloppe linéaire du signal. Le signal EMG peut être intégré par rapport au temps afin de

mieux estimer le travail mécanique et les efforts réalisés par le muscle (Wild, Franklin, & Woods, 1982). Fréquemment, le signal est normalisé par le signal enregistré lors d'une contraction volontaire maximale isométrique (MVIC) afin de limiter les effets de la variabilité du signal liée aux sujets, aux jours de mesures (Figure 10). La MVIC est la technique de normalisation la plus répandue (Marion, 2015). Chaque groupe musculaire d'intérêt est mobilisé lors d'une position test durant 5 secondes et l'activation maximum de ce muscle est conservée (Dal Maso et al., 2016). Cependant, les travaux de Dal maso et al. (2016) ont montré que le maximum d'activation d'un muscle de l'épaule pouvait être obtenu lors de la réalisation d'un geste qui ne lui était pas spécifique. Ils recommandent l'utilisation d'au moins 13 positions différentes mobilisant les différents muscles de l'épaule afin de s'assurer d'obtenir l'activation maximum des différents muscles de l'épaule.

L'analyse de l'amplitude du signal, décrite précédemment, renseigne sur le niveau d'activation d'un muscle (Cifrek, Medved, Tonkovic, & Ostojic, 2009; Farina, Merletti, & Enoka, 2004). Il est également possible de connaître sa fréquence d'activation (Cifrek et al., 2009). Ainsi, par l'application d'une transformation de Fourier, la fréquence du signal EMG enregistré peut être estimée (Cifrek et al., 2009). En effet, tout signal peut être considéré comme une sommation d'ondes sinusoïdales avec différentes fréquences. Le signal EMG est donc caractérisé en amplitude reflétant la quantité d'unités motrices recrutées et en fréquence reflétant le rythme d'activation des unités motrices. Toutefois, l'analyse fréquentielle est principalement utilisée pour l'évaluation et la caractérisation de la fatigue musculaire.

L'électromyographie est donc la technique la plus couramment utilisée pour évaluer l'activité musculaire au cours des gestes sportifs. Elle a permis de décrire l'implication des muscles de l'épaule au cours du mouvement (Kibler et al., 2007; Ryu et al., 1988) et des comportements musculaires inappropriés (Cools, Declercq, Cambier, Mahieu, & Witvrouw, 2007; Smith, Sparkes, Busse, & Enright, 2009). Notamment, Ryu et al. (1988) ont évalué le niveau d'activation de huit muscles de l'épaule dont trois de la coiffe des rotateurs au cours du service par l'intermédiaire d'électrodes intramusculaires. Kibler et al. (2007) ont eux évalué les patrons d'activation et désactivation de huit muscles de l'épaule au cours du service, mais seul les muscles de la coiffe des rotateurs étaient évalués à l'aide d'électrodes intramusculaires. L'EMG intramusculaire permet certes d'évaluer spécifiquement le muscle, mais est invasive, plus coûteuse et demande une expertise plus grande pour l'insertion de l'électrode. À l'image de Kibler et al. (2007), elle doit donc être utilisée en fonction des muscles d'intérêt. Par exemple, cette approche est à privilégier pour évaluer les muscles de la coiffes des rotateurs (Allen, Brookham, Cudlip, & Dickerson, 2013). En effet, bien qu'il soit

possible d'évaluer le supra-épineux et infra-épineux à l'aide d'électrodes de surface, mesurer l'activité des muscles de la coiffe des rotateurs à l'aide d'électrodes intramusculaires permet d'éviter les effets du cross-talk à savoir surévaluer l'implication de ces muscles dans les mouvements étudiés (Allen et al., 2013). Pour les autres muscles de l'épaule, les études privilégient l'utilisation d'électrodes de surface car ces muscles sont suffisamment superficiels (Dal Maso et al., 2016; Kibler et al., 2007; Smith et al., 2009). Par ailleurs, le signal EMG demande un traitement particulier, il doit notamment être normalisé par MVIC. Concernant les muscles de l'épaule, l'approche la plus appropriée est celle présentée par Dal Maso et al. (2016). De telles considérations doivent être prises en compte afin de mieux comprendre l'implication des muscles de l'épaule dans sa pathomécanique en lien avec le service de tennis.

L'utilisation de ces outils (systèmes d'enregistrement de la cinématique et électromyographie) est courante pour décrire le geste sportif (Knudson, 2007). Ceci a permis de décrire l'implication du complexe articulaire de l'épaule dans les gestes du tennis comme le service (Rogowski, Creveaux, Sevrez, et al., 2015; Ryu et al., 1988). Ces techniques ont notamment permis de décrire la cinématique scapulothoracique et glenohumérale et l'implication des muscles de l'épaule au cours du geste, et mettre en avant les instants critiques. Ces approches ont souligné l'importance de la coordination entre les articulations glenohumérale et scapulothoracique pour la réalisation d'un service efficace tout en préservant les structures anatomiques de l'épaule. Par ces contraintes mécaniques et musculo-squelettiques, le service est un geste pouvant conduire à des pathologies de l'épaule. Cependant, la biomécanique du complexe articulaire de l'épaule lors du service chez le jeune joueur asymptomatique, présentant un problème ou un antécédent de problème à l'épaule ou dans une situation à risque de blessures a été peu étudiée. De telles études permettraient de mieux comprendre la pathomécanique de l'épaule dans le tennis.

III. L'épaule du joueur de tennis : une région anatomique vulnérable

Lors d'une saison, un joueur de tennis déclare jusqu'à trois blessures et jusqu'à trois blessures sont recensées toutes les 1000 h de jeu (Pluim et al., 2006). Ces blessures peuvent concerner le membre inférieur et sont dans ce cas majoritairement de type traumatique ou affecter le membre supérieur et sont alors essentiellement de type chronique (Pluim et al., 2006). Ainsi, 41% des joueurs ont déjà connu une pathologie du membre supérieur. Elles sont dans 84% des cas musculo-tendineuses, 9% osseuses et 7% articulaires (Kaffel et al., 2013). Ces

blessures conduisent dans 70% des cas à une période d'arrêt supérieure à 15 jours et nécessitent rarement une intervention chirurgicale (Kaffel et al., 2013). Avec environ 25% des blessures rapportées, l'épaule est un des sites anatomiques le plus affecté (Kaffel et al., 2013). Les pathologies de l'épaule les plus décrites chez les sportifs « overhead » sont les suivantes : les tendinopathies, les instabilités, les lésions du labrum, les bursites et les ostéochondroses. Elles sont décrites dans les paragraphes suivants.

a. Les pathologies de la coiffe des rotateurs

Les problèmes au niveau de la coiffe des rotateurs sont courants chez les sportifs « overhead » (Leung, 2017). Les plus fréquents sont les tendinites (Leung, 2017). Elles présentent trois stades : 1) la tendinite: le tendon est légèrement enflé et inflammé, 2) la tendinose: le tendon présente une dégénérescence et une rupture partielle du tendon et 3) la rupture totale du tendon (Neer, 1983). Ce dernier cas concerne essentiellement une population adulte (Vollans & Ali, 2016). Les muscles les plus fréquemment touchés sont les supra- et infra-épineux (Vollans & Ali, 2016). Principalement, ces tendinopathies sont dues aux conflits de l'épaule (Pettersson, Harvey, & Plancher, 2017), c'est-à-dire des contacts entre la scapula (glène ou acromion) et la tête humérale (Charbonnier et al., 2015; Walch, Boileau, Noel, & Donell, 1992). Les tendons de la coiffe des rotateurs et du long biceps se trouvant entre ces deux pièces osseuses peuvent alors être pincés provoquant ainsi leur inflammation (Pettersson et al., 2017; Vollans & Ali, 2016). Il existe trois localisations de conflits : le conflit sous-acromial, le conflit antérieur et le conflit postérieur. Le conflit sous-acromial est un pincement des tendons de la coiffe entre la tête humérale et la surface inférieure de l'acromion (Pettersson et al., 2017). Le conflit postérieur est un pincement des tendons de la coiffe entre la partie postéro-supérieure de la glène de la scapula et la grosse tubérosité de la tête humérale (Walch et al., 1992). Ce conflit est très présent dans les sports « overhead », notamment à la fin de la phase d'armer lorsque le bras est en rotation externe maximale et en abduction à 90° (Charbonnier et al., 2015). Le dernier conflit est le conflit antérieur entre le processus coracoïde et la petite tubérosité de la tête humérale (Pettersson et al., 2017; Rockwood & Lyons, 1993). La zone et la force de contact de ces conflits peuvent être modifiées par la forme de l'acromion (les formes crochet et courbé réduisent l'espace), le positionnement de la tête humérale (instabilité, translation, rétroversion) ou le positionnement de la scapula (Kibler et al., 2013; Mihata et al., 2012; Pettersson et al., 2017).

b. Les instabilités

Cette section est basée sur les connaissances présentées dans le chapitre *shoulder : glenoumeral instability* écrit par Tafur, Koles, Kassarian, & White, 2017 dans *Musculoskeletal Diseases 2017-2020*.

Les instabilités sont des translations excessives de la tête humérale pouvant se faire de façon antérieure, postérieure ou multidirectionnelle. Elles peuvent générer des luxations, subluxations ou des douleurs à l'épaule. Ces instabilités peuvent être d'origine traumatique ou liées à des maladaptations dues à la pratique d'activités « overhead », comme l'hyperlaxité de la capsule ou la rétroversion de la tête humérale. Dans le cadre des activités « overhead », on parle également de microinstabilité qui se résume à une modification du centre de rotation de la tête humérale par rapport à la glène de la scapula. Ainsi, des translations antérieures peuvent survenir par conséquence d'un étirement de la partie antérieure de la capsule articulaire. Des translations postérieures peuvent également apparaître liées à l'enraidissement postérieur plaçant la tête humérale plus en arrière de la glène.

c. Les lésions du labrum

Le labrum est une structure cartilagineuse renforçant la congruence de la tête humérale dans la glène de la scapula en augmentant la profondeur de la glène de la scapula. Le labrum participe donc à la stabilité passive de l'articulation glénohumérale. Les lésions antéro postérieures du labrum supérieur sont fréquentes chez les populations de sportifs « overhead ». Il en existe 4 types (Snyder, Karzel, Del Pizzo, Ferkel, & Friedman, 1990) :

- le type 1 impliquant l'effilochage et la dégénérescence du labrum ;
- le type 2 impliquant le détachement de l'arche du biceps de la glénoïde ;
- le type 3 implique une lésion longitudinale (dite anse-sceau) du labrum avec un biceps intact
- le type 4 est similaire au type trois avec une lésion qui s'étend jusqu'au biceps.

Elles sont favorisées par le Glénohumeral Internal Rotation Deficit (GIRD) qui est la différence d'amplitude de rotation interne de l'articulation glénohumérale entre le côté dominant et le côté non-dominant (i.e., amplitude de rotation de GH dominant - amplitude de rotation de l'articulation glénohumérale non-dominant), la dyskinésie scapulaire, la rétroversion et le décentrage de la tête humérale résultant de la pratique intensive des activités « overhead ». Ces maladaptations, conduisant aux conflits de l'épaule, peuvent comprimer le labrum et favoriser le développement de ce type de lésion (Trofa & Ahmad, 2016).

d. Les bursites

Cette section est basée sur les connaissances présentées dans l'article de Osias et al. (2017).

Les bursites sont les inflammations des bourses séreuses. Ces bourses séreuses sont des petits sacs contenant du liquide synovial permettant de lubrifier les interactions tendon-os et tendon-tendon et favoriser les glissements entre ces structures. Elles sont présentes sur les articulations glénohumérale et scapulothoracique. Leurs inflammations sont induites par la répétition des mouvements « overhead » comme le lancer au baseball ou le service au tennis ou par les autres pathologies de l'épaule (dyskinésie scapulaire, instabilité de l'articulation glénohumérale, tendinopathies de la coiffe des rotateurs). Elles peuvent alors induire un mouvement anormal de l'articulation.

e. Pathologie de l'épiphyse proximale de l'humérus (little league shoulder)

Cette section est basée sur les connaissances présentées dans les articles de Myrick (2015) et (Heyworth et al., 2016).

Ces pathologies sont des ostéochondroses, c'est-à-dire des anomalies du cartilage de conjugaison (ou croissance) concernant seulement les enfants et adolescents. L'os en croissance est moins rigide et possède une capacité d'absorption de l'énergie plus importante (Mautner & Blazuk, 2015). La faiblesse de cet os en croissance, au niveau des épiphyses en particulier, associée aux forces élevées de torsion, de traction et de cisaillement engendrées par les gestes « overhead » sont à l'origine de cette ostéochondrose de l'épiphyse proximale de l'humérus. Ceci engendre un élargissement de la zone du cartilage de croissance et une modification de la structure de l'os. Cette ostéochondrose de l'épiphyse proximale entraîne des douleurs au niveau proximal de l'humérus lors de la réalisation du geste et est visible lors d'examens de radiographie. Dans le pire des cas, elle peut aboutir à des fractures de fatigue au niveau de l'épiphyse proximale de l'humérus. Le repos est le meilleur traitement. Cette pathologie est prise très au sérieux dans le milieu du baseball puisque dans un but préventif, les fédérations US et Japonaise ont défini une limite du nombre de lancers à réaliser par match, par semaine et l'intervalle de repos nécessaire pour chaque tranche d'âge, pour les compétitions des jeunes joueurs (Darke, Dandekar, Aguinaldo, Hazelwood, & Klisch, 2018; Takagishi, 2017; Takagishi et al., 2017). De telles recommandations n'existent pas encore pour le service au tennis et pourraient s'avérer utiles dans le cadre de la prévention des pathologies de l'épaule chez le jeune public.

f. La dyskinésie scapulaire

Cette section est basée sur les connaissances issues des articles de Kibler et al. (2013) et Maor, Ronin, and Kalichman (2016).

Les pathologies de l'épaule sont caractérisées dans 68% à 100% des cas par une dyskinésie scapulaire (Kibler et al., 2013; Wilk et al., 2016). La dyskinésie scapulaire n'est pas une pathologie à part entière. C'est une altération de la cinématique scapulaire pouvant modifier la cinématique humérale, l'espace sous-acromial, les activations et les contraintes subies par les muscles de l'épaule. Elle se traduit généralement par un décollement du bord médial de la scapula ou par une dysrythmie au cours du mouvement. Il existe trois formes de décollement : le décollement de la partie inférieure du bord médial quand la scapula a une rotation anormale autour de l'axe transversal, le décollement de tout le bord médial quand la scapula tourne anormalement autour de l'axe vertical, et le décollement de la partie supérieure du bord médial de la scapula. La dysrythmie est présente lorsqu'une des trois conditions suivantes est observée : 1) un mouvement non fluide et non continu ; 2) une élévation ou une rotation interne de la scapula excessive et prématurée lors de l'élévation ou l'abaissement du bras ; 3) une sonnette interne précoce lors de l'abaissement du bras. Ces dyskinésies scapulaires peuvent s'expliquer par une paralysie des nerfs spinal ou long thoracique (Kibler et al., 2013). Elles peuvent également avoir comme origine une faiblesse ou un délai d'activation des muscles trapèze inférieur et dentelé antérieur, un déséquilibre de force ou d'activation des muscles trapèze inférieur et supérieur, un enraidissement des muscles antérieurs comme le petit pectoral et du chef court du biceps brachial ou de la chaîne postérieure (Kibler et al., 2013; Wilk et al., 2016). Ces enraidissements conduisent également au déficit d'amplitude de rotation interne de l'articulation glénohumérale, le GIRD (Wilk et al., 2011). Ce GIRD peut également être la cause d'une dyskinésie scapulaire (Kibler et al., 2013).

Les pathologies de l'épaule par leur caractère dégénèrescent et invalidant doivent être diagnostiquées le plus tôt possible afin de faciliter la prise en charge, optimiser le retour au sport et éviter les interventions chirurgicales. Dans cette optique, des tests d'évaluation sont réalisés en routine clinique permettant de détecter les tendinopathies, les conflits de l'épaule, et les instabilités (Abitteboul, Leroux, Laterre, Riviere, & Oustric, 2011; Coste & Noël, 2016; Pichon, 2003) (Tableau 3). Cependant, ces tests sont subjectifs, dépendent de l'expérience du clinicien et manquent de fiabilité (Bahk, Keyurapan, Tasaki, Sauers, & McFarland, 2007; Malanga & Nadler, 2006). Ils peuvent notamment se révéler faussement positifs chez des

personnes jeunes ou des sportifs « overhead » asymptomatiques (Bahk et al., 2007; Malanga & Nadler, 2006).

Tableau 3 : Description des tests cliniques évaluant les blessures à l'épaule

Nom	Evaluation	Position	Positif
manœuvre de Jobe	tendinopathie muscle infra- épineux	bras dans le plan de la scapula à 90° d'abduction pouce vers le bas patient résiste à une pression descendante de l'examineur.	diminution de la force
test de gerber	tendinopathie muscle sous- scapulaire	main dans le dos au niveau de la ceinture, le poing fermé. décoller de la ceinture et garder la position	ne maintient pas la position
test du <i>belly press</i>	tendinopathie muscle sous- scapulaire	appuyer sur son ventre avec la paume de la main en décollant le coude du corps	ramène les coudes au corps
test de Patte	tendinopathie muscle petit rond	une rotation externe en position re2 (bras à 90° d'abduction) contre la résistance de l'examineur	douleur ou incapacité à effectuer le mouvement.
test de Yergason	tendinopathie long tendon du biceps	sujet assis, le bras le long du corps coude fléchi à 90°, l'avant-bras en pronation. supination contre résistance	douleur
palm up test	tendinopathie long chef du biceps	le sujet assis, bras fléchi à 60°, en abduction horizontale de 30°, avec le coude tendu et l'avant-bras en supination. le thérapeute exerce sur l'avant-bras une force verticale dirigée vers le bas. le patient doit maintenir la position	douleur
signe de Neer	conflit	flexion passive de l'épaule main en pronation, tout en bloquant les rotations de la scapula	douleur entre 60 et 120° d'élévation
signe de Yocum	conflit	la main du patient posée sur l'épaule opposée bras à 90° d'élévation antérieure. Le patient doit lever le coude au ciel contre la résistance de l'examineur	douleur
test de Hawkins	conflit	bras du patient à 90° de flexion, coude fléchi à 90° clinicien imprime un mouvement de rotation interne	douleur
test d'appréhension	instabilité antérieure	le bras à 90° abduction le coude fléchi. l'examineur amène le bras vers l'arrière	crainte de voir son épaule se luxer
test de relocalisation	instabilité antérieure	test d'appréhension positif même position. au moment de l'appréhension, l'examineur imprime une translation antéro-postérieure sur la tête humérale	l'appréhension disparaît
test du tiroir	instabilité et laxité antéropostérieur	assis, bras à 20° d'abduction 20° de flexion l'expérimentateur exerce une légère pression antéropostérieure	la tête humérale se déplace dans la glène de la scapula
test du sillon	instabilité et laxité inférieure	le sujet assis et le bras évalué relâché l'expérimentateur exerce une pression vers le bas.	un vide sous- acromial ou sillon apparaît

Au vu de la complexité à diagnostiquer les blessures à l'épaule, de leur caractère invalidant et de leur coût, la prévention des blessures à l'épaule chez les sportifs « overhead » relève d'un enjeu de premier ordre. Ainsi, définir les caractéristiques musculo-squelettiques du complexe articulaire de l'épaule s'avère décisif afin de définir les particularités d'un joueur de tennis et de déceler les facteurs de risque de blessures. En effet, comprendre et caractériser le rôle joué par les paramètres d'amplitude articulaire, de force musculaire et de cinématique du complexe articulaire de l'épaule dans la performance et identifier des seuils où ils deviennent problématiques sont des intérêts majeurs pour optimiser la prise en charge du joueur de tennis.

IV. L'épaule du joueur de tennis : caractéristiques biomécaniques et situation à risque de blessures

Comme décrit dans la section précédente, les pathologies de l'épaule sont généralement associées à des modifications en termes d'amplitude articulaire, de force musculaire et de cinématique scapulaire. Or, le tennis est une activité asymétrique sollicitant le bras dominant (porteur de la raquette) et la répétition des gestes techniques et leurs contraintes musculo-squelettiques engendrent des adaptations sur ce bras, notamment en terme d'amplitude articulaire, de force musculaire et de cinématique (Burkhart et al., 2003; Cools et al., 2010; Donatelli et al., 2000; Ellenbecker, 1991; Elliott, 2006). Ces adaptations sont dans une certaine mesure vues comme bénéfiques pour la performance et préventives (Burkhart et al., 2003; Cools et al., 2010; Donatelli et al., 2000; Ellenbecker, 1991; Elliott, 2006). Cependant, au-delà d'un seuil, elles peuvent s'avérer problématiques (Byram et al., 2010; Edouard et al., 2011; Edouard et al., 2013; Ellenbecker, 1991; Ellenbecker & Roetert, 2003; Kibler & Thomas, 2012). Les caractéristiques d'amplitudes articulaires, de forces musculaires et de cinématique du complexe articulaire de l'épaule d'un joueur de tennis et leurs variations pouvant conduire aux pathologies sont décrites dans cette partie.

a. Amplitudes articulaires de l'articulation glénohumérale

i. Evaluation

L'amplitude articulaire renseigne sur la capacité d'une personne à mobiliser une articulation dans ses différents degrés de liberté. Dans les activités « overhead », une attention particulière est portée sur l'arc de rotation de l'articulation glénohumérale pour son rôle dans la

performance et son lien avec les pathologies de l'épaule (Couppe et al., 2014; Donatelli et al., 2000; Ellenbecker, Roetert, Bailie, Davies, & Brown, 2002; Manske & Ellenbecker, 2013; Moreno-Pérez, Moreside, Barbado, & Vera-Garcia, 2015; Wilk et al., 2011). Pour réaliser de telles mesures, par son faible coût, sa facilité d'utilisation et sa fiabilité, le goniomètre manuel est couramment utilisé (Couppe et al., 2014; Donatelli et al., 2000; Ellenbecker et al., 2002; Manske & Ellenbecker, 2013; Moreno-Pérez et al., 2015; Wilk et al., 2011). Il est composé de deux branches, l'une définissant la verticale (l'origine de la mesure) et l'autre mobile permettant de suivre le segment d'intérêt. Le centre du goniomètre est aligné avec le centre articulaire. Pour réaliser des mesures d'amplitude de rotation de l'articulation glénohumérale, le joueur est allongé sur le dos, le bras à 90° d'abduction et le coude fléchi à 90° (Donatelli et al., 2000; Manske & Ellenbecker, 2013; Wilk et al., 2011). Dans le même temps, un expérimentateur a une main sous la scapula pour éviter ses mouvements et l'autre main réalise la rotation interne et externe du bras (Donatelli et al., 2000; Manske & Ellenbecker, 2013; Wilk et al., 2011) alors qu'un deuxième expérimentateur aligne le centre du goniomètre avec l'olécrane, la branche fixe avec la verticale et la branche mobile suit le mouvement en étant alignée avec l'avant-bras et le styloïde ulnaire (Donatelli et al., 2000; Manske & Ellenbecker, 2013; Wilk et al., 2011) (Figure 11).

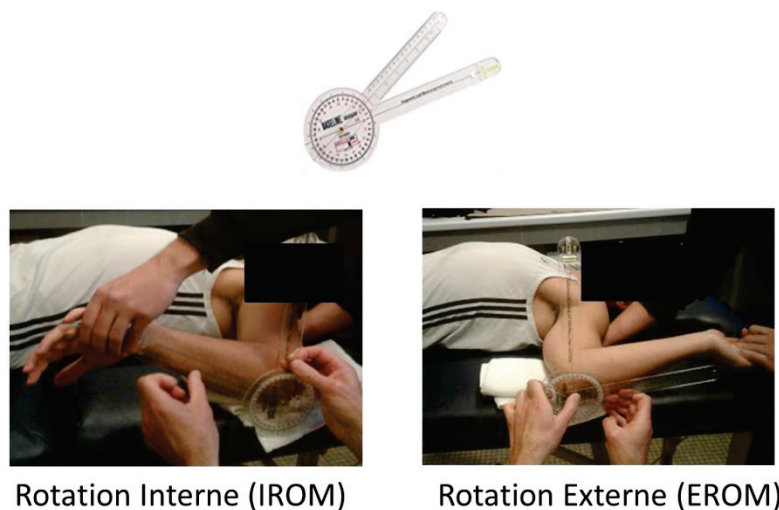


Figure 11 : Illustration de l'utilisation d'un goniomètre et des mesures d'amplitude de rotation interne et externe de l'articulation glénohumérale.

L'amplitude totale de l'articulation glénohumérale est alors connue en additionnant l'amplitude de rotation interne et externe. Cette mesure présente une bonne fiabilité et une bonne reproductivité intra et intersession pour un même expérimentateur (Donatelli et al.,

2000; Manske & Ellenbecker, 2013; Wilk et al., 2011). Afin d'être plus précis, il est également possible d'utiliser une version électronique. Un autre appareil électronique pouvant être utilisé pour mesurer l'amplitude articulaire est l'inclinomètre (Cools et al., 2014). Il présente l'avantage de nécessiter un seul expérimentateur mais présente un coût plus élevé. Par son faible coût, sa facilité d'utilisation et son utilisation répandue, le goniomètre semble être l'outil à privilégier pour évaluer la mobilité articulaire d'un individu, notamment dans le cadre d'un suivi longitudinal.

ii. *L'amplitude de rotation de l'articulation glénohumérale d'un joueur de tennis*

Chez les sportifs « overhead » adultes, en comparant le côté dominant au côté non-dominant, une diminution de l'amplitude de rotation interne de l'articulation glénohumérale compensée par un gain d'amplitude de rotation externe est généralement observée (Donatelli et al., 2000; Ellenbecker et al., 2002; Manske & Ellenbecker, 2013; Wilk et al., 2011). Ainsi, l'arc total de rotation de l'articulation glénohumérale dominante est préservé. La perte de rotation interne s'explique principalement par un enraidissement de la chaîne postérieure et particulièrement de la capsule articulaire (Burkhart et al., 2003; Takenaga et al., 2015). En effet, la répétition de la phase de décélération et les contractions excentriques des rotateurs externes de l'articulation glénohumérale créent des micro-lésions sur les structures postérieures (Takenaga et al., 2015). La cicatrisation de ces micro-lésions entraîne un épaissement et un enraidissement de la chaîne postérieure conduisant à une perte de rotation interne de l'articulation glénohumérale (Takenaga et al., 2015). Cependant, les joueurs ayant des problèmes d'épaule ou des antécédents de problèmes d'épaule présentent généralement une forte diminution de l'amplitude de rotation interne glénohumérale du côté dominant (Moreno-Pérez et al., 2015; Wilk et al., 2011). Pour rappel, le Glénohuméral Internal Rotation Deficit (GIRD) qui est la différence de rotation interne de l'articulation glénohumérale entre le côté dominant et le côté non-dominant est ainsi régulièrement calculé pour évaluer le risque de survenue d'une blessure à l'épaule et est considéré alarmant pour des valeurs inférieures à -18° (Manske & Ellenbecker, 2013; Wilk et al., 2011). Ce risque est amplifié de 2.5 fois lorsque la différence bilatérale de l'amplitude totale de l'articulation glénohumérale est inférieure à -5° en faveur du côté non-dominant (Manske & Ellenbecker, 2013). Un tel enraidissement des chaînes postérieures pourrait déplacer le centre de rotation de l'articulation glénohumérale de façon postéro-supérieure lorsque l'humérus est en abduction et en rotation externe (Burkhart et al., 2003). Cette modification augmenterait les contraintes de cisaillement et de torsion appliquées sur les muscles de la coiffe des rotateurs et sur le labrum

lors du positionnement du bras en position d'armer expliquant ainsi la survenue de blessures (Burkhart et al., 2003). Récemment, la relation entre le GIRD et les blessures à l'épaule a été remise en cause par une étude (Keller, De Giacomo, Neumann, Limpisvasti, & Tibone, 2018). Il semblerait que la diminution de l'amplitude totale de rotation du côté dominant par rapport au côté non-dominant soit un meilleur indicateur (Keller et al., 2018). De plus, en comparant 47 joueurs ATP avec et sans antécédent de douleur, une autre étude a montré que l'amplitude de rotation interne était significativement plus faible pour les deux épaules chez les joueurs avec antécédent de douleur alors qu'aucune différence significative n'a été trouvée pour le GIRD (Moreno-Pérez et al., 2015). Ainsi, bien que le GIRD soit couramment évalué pour identifier les joueurs à risque de blessures à l'épaule, il semblerait que ce ne soit pas suffisant et qu'une plus grande attention doit être portée sur les valeurs d'amplitude de rotation interne et totale des deux épaules.

Le gain en rotation externe, quant à lui, s'explique par une adaptation osseuse, la diminution de l'antéversion de la tête humérale (Crockett et al., 2002). Il s'agit de l'angle entre l'axe traversant les épicondyles de l'humérus et la ligne de l'axe du cou perpendiculaire aux bords de la tête humérale (Crockett et al., 2002; Osbahr, Cannon, & Speer, 2002) (Figure 12).

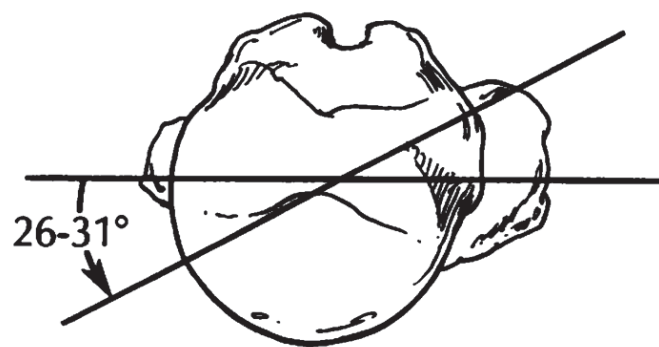


Figure 12 : Illustration de l'angle d'antéversion/rétroversion de la tête humérale.

Issue de Terry and Chopp (2000) (open access)

Cette adaptation osseuse résulte des contraintes mécaniques exercées lors des gestes de lancer ou du service sur l'humérus (Crockett et al., 2002; Leonard & Hutchinson, 2010). Elle semble se mettre en place avant la fin de la croissance lorsque l'os possède des propriétés plus déformables, où il absorbe plus d'énergie (Levine et al., 2006; Osbahr et al., 2002). Le gain de rotation externe peut également être la résultante d'un étirement de la capsule antérieure et du

ligament glénohuméral inférieur (Burkhart et al., 2003; Mihata, Lee, McGarry, Abe, & Lee, 2004). Cet étirement surviendrait à cause de la répétition des rotations externes forcées de l'humérus au cours des phases d'armer (Burkhart et al., 2003; Mihata et al., 2004). Comme suggéré par Burkhart et al. (2003), selon le principe d'impulsion, ce décalage de l'arc de rotation glénohumérale en faveur de la rotation externe permet d'allonger le trajet de la phase d'armer pour générer plus de vitesse de rotation et ainsi donner plus de force à la balle. Cependant, dans le cadre d'une amplitude de rotation interne très diminuée, ces adaptations en faveur de la rotation externe accentueraient le déplacement du centre de rotation de l'articulation glénohumérale en position postéro-supérieure et contribueraient à augmenter les contraintes exercées sur le labrum et les tendons des muscles de la coiffe des rotateurs (Burkhart et al., 2003). Par ailleurs, le gain de rotation externe n'est pas systématiquement observé chez le joueur de tennis (Ellenbecker et al., 2002). Cette différence par rapport aux autres sportifs « overhead » s'explique par l'avantage mécanique que confère la raquette (Couppe et al., 2014). En effet, la raquette allonge le bras de levier, minimisant ainsi l'importance d'augmenter l'amplitude de rotation externe pour générer une vitesse de balle élevée (Couppe et al., 2014). Ainsi la pratique du tennis semble conduire du côté dominant à une diminution de l'amplitude de rotation interne partiellement ou totalement compensée par un gain de rotation externe permettant d'optimiser la phase d'armer afin de réaliser une phase d'accélération performante. Cependant, lorsque la diminution d'amplitude de rotation interne et totale est trop importante, le risque de blessures devient conséquent. L'amplitude articulaire semble donc être un premier paramètre à analyser pour comprendre la performance d'une activité « overhead » et la pathomécanique mais elle ne donne pas d'informations sur les muscles responsables de la mise en mouvement des articulations.

b. Forces musculaires du complexe articulaire de l'épaule

i. Evaluation

Les muscles sous contrôle de la commande motrice du système nerveux vont se contracter afin de produire de la force pour mettre en mouvement ou stabiliser une articulation. Un effort est mesurable à l'aide d'un dynamomètre manuel (Cools et al., 2010; Cools et al., 2014; Couppe et al., 2014; Trakis et al., 2008) ou d'un dynamomètre ou ergomètre isocinétique (Edouard et al., 2013; Ellenbecker & Roetert, 2003). Ces deux outils permettent d'objectiver la force musculaire. Pour le dynamomètre manuel, le participant force sur l'objet contre la résistance de l'examineur (Cools et al., 2010; Donatelli et al., 2000). Pour chaque muscle,

une position et un point d'application de référence ont été définis afin de standardiser les mesures et permettre une bonne reproductibilité (Figure 13) (Cools et al., 2014; Donatelli et al., 2000). Cependant, le dynamomètre manuel permet surtout d'évaluer des forces isométriques que l'on retrouve peu dans l'activité.

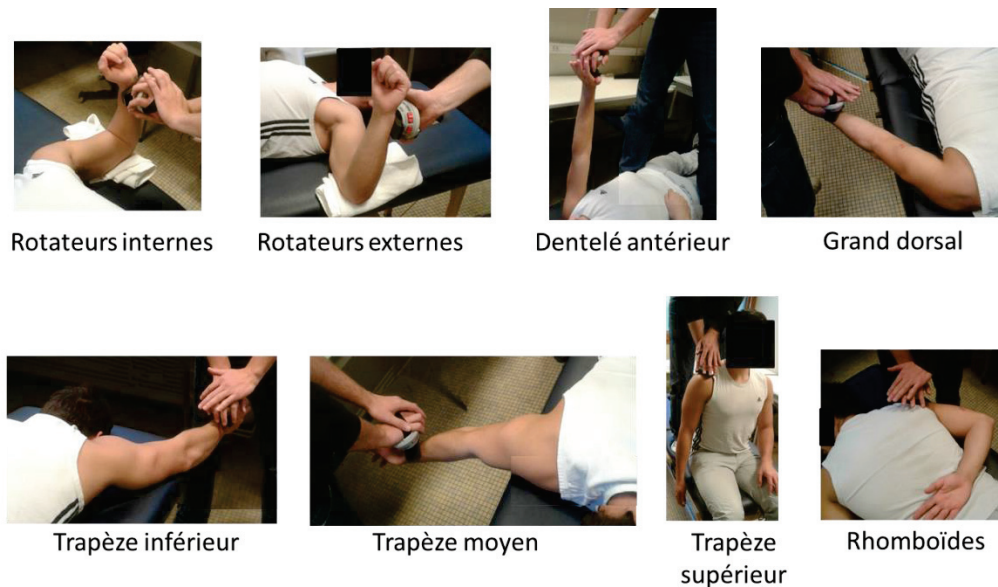


Figure 13 : Illustration de l'utilisation d'un dynamomètre manuel pour évaluer les muscles de l'épaule.

L'ergomètre isocinétique impose une vitesse de mouvement au participant (Figure 14). Ceci permet d'évaluer la force musculaire développée à différentes vitesses de contraction mais également dans les régimes de contraction concentrique et excentrique qui se rapprochent plus des activités physiques.

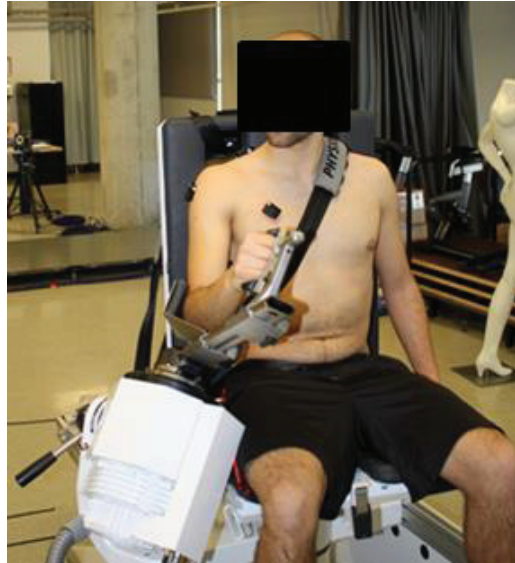


Figure 14 : Illustration de mesure de force des rotateurs internes sur ergomètre isocinétique

Ces outils renseignent donc sur la capacité d'un muscle à développer de la force. Ils permettent de mettre en avant des adaptations musculaires liées à la pratique d'une activité (en comparant, par exemple, le côté dominant et non-dominant), des faiblesses musculaires qui peuvent être liées aux blessures (en comparant, par exemple, des personnes asymptomatiques avec des personnes présentant ou ayant présenté une douleur à l'épaule) ou d'évaluer les fonctions articulaires en calculant des ratio de forces de muscles agonistes/antagonistes (Cools et al., 2010; Cools et al., 2014; Donatelli et al., 2000; Edouard et al., 2011; Edouard et al., 2013). Cependant, le dynamomètre manuel présente l'avantage d'être transportable et peu coûteux par rapport au dynamomètre isocinétique. De plus, dans le cadre d'évaluations de très jeunes joueurs, la facilité d'utilisation du dynamomètre manuel est non négligeable. Il serait plus simple pour l'enfant d'appréhender les mesures réalisées à l'aide d'un dynamomètre manuel qu'un dynamomètre isocinétique. Ainsi, dans le cadre d'évaluation des forces musculaires de l'épaule de jeunes joueurs de tennis au sein de leur structure d'entraînement, le dynamomètre manuel représente la meilleure option.

ii. *Caractéristiques des forces musculaires de l'épaule du joueur de tennis*

Les muscles de l'épaule sont primordiaux aussi bien dans la mise en mouvement que dans la stabilisation du complexe articulaire de l'épaule. Par leur implication dans les gestes du tennis, en comparaison avec le côté non-dominant, les sportifs « overhead » adultes présentent des muscles de l'épaule plus forts du côté dominant (Byram et al., 2010; Donatelli et al., 2000; Ellenbecker, 1991; Moreno-Pérez, Elvira, Fernandez-Fernandez, & Vera-Garcia, 2018). Les muscles permettant de donner de la vitesse à la balle lors de la phase d'accélération se

développent dans une plus grande proportion que les muscles antagonistes stabilisant l'articulation (Clarsen, Bahr, Andersson, Munk, & Myklebust, 2014; Donatelli et al., 2000; Edouard et al., 2013; Ellenbecker, 1991; Moreno-Pérez et al., 2018). Ainsi, les rotateurs internes de l'articulation glénohumérale (Tableau 1) se développent en plus grande proportion que les rotateurs externes (Tableau 1) essentiellement impliqués dans la stabilisation de la tête humérale lors de la phase de décélération (Cools et al., 2015; Edouard et al., 2013; Ellenbecker, 1991; Kibler et al., 2007; Moreno-Pérez et al., 2018). Pour évaluer le fonctionnement de l'articulation glénohumérale, le ratio de force des muscles rotateurs externes et des rotateurs internes est généralement calculé (Cools et al., 2015; Edouard et al., 2013; Ellenbecker, 1991; Ellenbecker & Roetert, 2003). Il peut faire intervenir les différentes modalités de contraction (isométrique, concentrique et excentrique) et le plus représentatif de l'activité est le ratio force des muscles rotateurs externes en excentrique/forces des muscles rotateurs internes en concentrique appelé ratio fonctionnel (Cools et al., 2015; Edouard et al., 2013; Ellenbecker & Roetert, 2003). Du fait des adaptations côté dominant, ce ratio est généralement plus faible du côté dominant (Cools et al., 2015). Cependant, des joueurs avec un antécédent ou développant un problème d'épaule présentent un ratio plus faible que des joueurs asymptomatiques (Byram et al., 2010; Edouard et al., 2011; Edouard et al., 2013; Moreno-Pérez et al., 2018; Wang & Cochrane, 2001). De tels ratios mettent en évidence la faiblesse des rotateurs externes de l'articulation glénohumérale par rapport aux rotateurs internes. Ainsi, lors de la phase de décélération, les rotateurs externes ne seront plus assez forts pour s'opposer à la force développée par les rotateurs internes lors de la phase d'accélération mettant en péril la stabilité de la tête humérale (Edouard et al., 2011; Kibler & Thomas, 2012; Moreno-Pérez et al., 2018). Une perte de la stabilité de la tête humérale peut alors modifier les contraintes exercées sur les autres muscles de la coiffe des rotateurs et conduire à leur sur-sollicitation (Burkhart et al., 2003; Kibler & Thomas, 2012). Ceci peut également générer des conflits antérieurs pouvant conduire aux tendinopathies de la coiffe (Charbonnier et al., 2015). Par ailleurs, cette faiblesse des rotateurs externes peut modifier la cinétique de la phase de décélération et accroître les contraintes exercées sur la capsule articulaire et le labrum (Burkhart et al., 2003). Ainsi, une valeur du ratio fonctionnel inférieure à 0.66 est considérée comme alarmante (Ellenbecker, 1991).

Les muscles scapulaires sont également plus développés du côté dominant (Cools et al., 2010; Donatelli et al., 2000). Plus précisément, le dentelé antérieur et le trapèze supérieur, impliqués dans la phase d'accélération pour positionner la scapula afin d'optimiser la rotation interne de l'humérus, sont plus développés que les trapèzes moyen et inférieur, impliqués dans la

stabilisation de la scapula lors de la phase de décélération (Donatelli et al., 2000; Kibler, 1998; Kibler et al., 2007; Trakis et al., 2008; Wilk et al., 2016). Afin d'évaluer le comportement de l'articulation scapulothoracique, des ratios de forces de muscles agonistes/antagonistes commencent à être rapportés, notamment trapèze supérieur/trapèze inférieur et trapèze supérieur/trapèze moyen (Cools et al., 2010; Wilk et al., 2016). Ces derniers semblent plus forts du côté dominant dû à la différence de développement entre ces muscles (Cools et al., 2010). Ils sont cependant bien moins décrits que le ratio de forces des muscles rotateurs externes/rotateurs internes de l'articulation glénohumérale puisqu'aucune valeur seuil n'a été définie. Ces ratios trapèze supérieur/trapèze inférieur et trapèze supérieur/trapèze moyen sont également mesurés sous forme de ratios d'activation (Cools et al., 2007; Smith et al., 2009). Ces ratios sont généralement plus élevés chez des personnes présentant une dyskinésie scapulaire ou un conflit sous-acromial attestant d'une faible sollicitation des muscles stabilisateurs lors de l'élévation, l'abduction ou la rotation du bras (Cools et al., 2007; Smith et al., 2009; Wilk et al., 2016). De plus, les sportifs « overhead » ayant un conflit sous-acromial, une dyskinésie scapulaire ou un antécédent de douleur à l'épaule, présentent une faiblesse des muscles fixateurs de la scapula (Kibler et al., 2013; Trakis et al., 2008; Wilk et al., 2016). La faiblesse ou la diminution de la capacité d'activation du trapèze inférieur est généralement compensée par une sur-activation du trapèze supérieur lors de l'élévation, l'abduction ou la rotation du bras, pouvant altérer la cinématique scapulaire et mener au conflit sous-acromial (Cools et al., 2007; Smith et al., 2009; Wilk et al., 2016). L'effet d'une telle faiblesse n'a jamais été étudié lors d'une tâche « overhead » comme le service et permettrait d'améliorer la compréhension de la pathomécanique de l'épaule chez des joueurs de tennis. Cependant, la faiblesse d'un muscle est difficile à déterminer objectivement (Bdaiwi, Mackenzie, Herrington, Horsley, & Cools, 2015; Umehara et al., 2018). Or, la fatigue est un processus physiologique caractérisé par une diminution réversible de la capacité du muscle à produire de la force (Marieb & Hoehn, 2014; Millet et al., 2012; Morel et al., 2015) et se révèle être une approche pertinente pour simuler une faiblesse musculaire (Corben et al., 2015; Martin, Bideau, Delamarche, & Kulpa, 2016; Mullaney, McHugh, Donofrio, & Nicholas, 2005; Rota, Morel, Saboul, Rogowski, & Hautier, 2014; Umehara et al., 2018). La majorité des études utilise un geste spécifique pour fatiguer le muscle d'intérêt (Corben et al., 2015; Martin et al., 2016; Mullaney et al., 2005; Rota et al., 2014). Cependant, les autres muscles de la chaîne cinétique peuvent être mobilisés conduisant à une fatigue moins ciblée (Umehara et al., 2018). Une autre approche couramment utilisée repose sur l'électrostimulation (Bdaiwi et al., 2015; Umehara et al., 2018).

L'électrostimulation est composée de deux électrodes placées aux extrémités du muscle transmettant un courant aux axones intramusculaires conduisant à la contraction du muscle (Maffiuletti, 2010; Maffiuletti, Roig, Karatzanos, & Nanas, 2013; Papaioordanidou, 2010). Cette procédure impose une forte demande métabolique conduisant à la diminution de la capacité du muscle à produire de la force (Maffiuletti, 2010; Maffiuletti et al., 2013; Papaioordanidou, 2010). Par son aspect localisé et sa capacité à solliciter fortement le muscle, cette procédure semble être pertinente afin de recréer la faiblesse d'un unique muscle (le trapèze inférieur) et d'observer son impact au cours de la réalisation du service.

Les pratiquants d'activités « overhead » présentent des muscles mobilisateurs huméraux (rotateurs internes) et scapulaires (trapèze supérieur, dentelé antérieur) développés dans une plus grande proportion que les muscles stabilisateurs (rotateurs externes, trapèze inférieur et moyen). À l'image des adaptations articulaires, ces adaptations musculaires favorisent la mobilité de l'épaule pour optimiser la vitesse de balle. Cependant, un trop fort déséquilibre entre ces muscles mobilisateurs et stabilisateurs semble mettre en péril le complexe articulaire de l'épaule. Evaluer la force des muscles est donc essentiel afin de mieux comprendre le rôle joué par le complexe articulaire de l'épaule dans une activité « overhead » et sa pathomécanique chez des jeunes joueurs de tennis pour qui peu d'informations sont à ce jour disponibles. Les muscles étant responsables de la cinématique articulaire, ces adaptations et maladaptations vont avoir une incidence sur le comportement glénohuméral et scapulothoracique.

c. Cinématique scapulaire

À la vue des adaptations osseuses, articulaires et musculaires, les sportifs « overhead » adultes présentent des modifications de leur cinématique scapulothoracique (Oyama et al., 2008; Struyf et al., 2014). Ainsi, leur épaule est généralement plus enroulée vers l'avant, avec un positionnement de la scapula en tilt antérieur, sonnette externe et rotation interne plus marquées au repos (Oyama et al., 2008; Struyf et al., 2014). Une première explication réside dans le raccourcissement du petit pectoral lié à sa sollicitation dans la phase d'accélération pour positionner la scapula en tilt antérieur, et rotation interne (Hodgins et al., 2017; Yeşilyaprak, Yüksel, & Kalkan, 2015). Le positionnement de la scapula au repos serait également la conséquence d'un développement moindre des muscles stabilisateurs de la scapula par rapport aux muscles mobilisateurs (Kibler et al., 2013; Wilk et al., 2016). Ces adaptations présentes au repos ont des conséquences lors de la réalisation du mouvement

(Borsa, Timmons, & Sauers, 2003; Hosseinimehr, Anbarian, Norasteh, Fardmal, & Khosravi, 2015). Ainsi, lors de l'élévation du bras, la scapula d'un sportif « overhead » présente plus de sonnette externe et de rotation interne du côté dominant par rapport au côté non-dominant (Borsa et al., 2003). L'augmentation de la sonnette externe lors de l'élévation du bras dominant conduit à un rythme scapulo-huméral plus faible du côté dominant par rapport au côté non-dominant chez les sportifs « overhead » asymptomatiques (Hosseinimehr et al., 2015). Le rythme scapulo-huméral évalue la contribution de la sonnette externe de la scapula par rapport à l'élévation de l'humérus lors de l'élévation du bras (Hosseinimehr et al., 2015; Inman, 1944; Robert-Lachaine, Allard, Godbout, Tetreault, & Begon, 2016). Le ratio moyen est généralement de 2:1 et toute altération augmenterait les risques de blessures (Hosseinimehr et al., 2015). Cependant, les sportifs « overhead » asymptomatiques présentent une valeur différente de la valeur référence (Hosseinimehr et al., 2015). Ainsi, ce ratio semble donc peu pertinent pour évaluer les sportifs « overhead ». Par ailleurs, les personnes avec des conflits sous-acromiaux présentent généralement un excès de rotation interne et de tilt antérieur de la scapula lors de l'élévation du bras dans le plan scapulaire, dans le plan frontal ou dans le plan sagittal (Ludewig & Reynolds, 2009). Ces changements dans la cinématique scapulaire semblent réduire l'espace sous-acromial et à terme risquent de détériorer les tendons de la coiffe des rotateurs (Hosseinimehr et al., 2015). Par ailleurs, lors des activités « overhead », cette dyskinésie scapulaire peut se révéler problématique (Kibler et al., 2013; Wilk et al., 2016). Ainsi, d'après une étude cadavérique, lorsque l'humérus est à 90° d'abduction et en rotation externe maximale, une diminution de la sonnette externe ou une augmentation de la rotation interne de la scapula accroît la pression et la surface de contact entre la tête de l'humérus et la glène de la scapula (Mihata et al., 2012). Ces altérations de la cinématique scapulaire pourraient, avec la répétition des gestes, détériorer la coiffe des rotateurs. Il est donc important de s'intéresser à la cinématique scapulaire. Cependant, les observations concernant le risque de blessures associé à la cinématique scapulaire sont issues soit d'études de mouvements analytiques (Ludewig & Reynolds, 2009) soit d'études cadavériques (Mihata et al., 2012). L'analyse de la cinématique scapulaire au cours du geste du service chez des joueurs ayant des problèmes d'épaule, permettrait d'identifier des facteurs de risque de blessures et mieux comprendre la pathomécanique.

La pratique d'une activité « overhead » comme le tennis engendre des adaptations osseuses articulaires et musculaires mises en avant par la comparaison du côté dominant avec le côté non-dominant. Ces adaptations semblent utiles à la performance en créant notamment un décalage de l'équilibre mobilité/stabilité en faveur de la mobilité (Borsa et al., 2008).

Cependant, si ces adaptations sont excessives et déséquilibrées, elles pourraient être la cause ou la conséquence de la blessure comme l'ont souligné les études comparant des populations avec antécédent ou développant un problème à l'épaule avec des populations asymptomatiques (Byram et al., 2010; Edouard et al., 2013; Moreno-Pérez et al., 2018; Moreno-Pérez et al., 2015; Trakis et al., 2008). Cependant, il est encore difficile de savoir si les caractéristiques de l'épaule associées à la blessure sont une cause ou une conséquence de cette dernière. Un suivi longitudinal des paramètres musculaires, d'amplitude articulaire et de cinématique pourrait éclairer cette question et tiendrait compte de l'aspect multifactoriel des pathologies de l'épaule. De plus, ces adaptations et ces situations à risques ont été identifiées dans des populations matures physiquement (Byram et al., 2010; Donatelli et al., 2000; Moreno-Pérez et al., 2018; Moreno-Pérez et al., 2015) et sont encore peu connues chez le jeune joueur de tennis. Or, la pratique du sport commence dès le plus jeune âge et l'anatomie et la physiologie d'un enfant présentent des spécificités qu'il faut prendre en compte. Une meilleure connaissance de la biomécanique de l'épaule du jeune joueur de tennis permettrait d'avoir des d'entraînement mieux ciblés qui optimiseraient la performance et la prévention des blessures.

V. L'épaule dans les activités « overhead » : influence de la croissance

La croissance est le processus physiologique amenant le corps à maturité. Elle se caractérise par un allongement des pièces osseuses, un développement de la masse musculaire et du système neuromusculaire (Baxter-Jones, Eisenmann, & Sherar, 2005; Leonard & Hutchinson, 2010). Le complexe articulaire de l'épaule est une des dernières régions à atteindre sa maturité puisque la scapula termine son ossification vers l'âge de 22-25 ans (Leonard & Hutchinson, 2010). Cette immaturité physique et ce processus biologique conduisent à des attitudes spécifiques face aux contraintes de l'activité. Particulièrement, les paramètres clés décrits dans la partie IV (p 57) à savoir l'amplitude articulaire, la force musculaire et la cinématique articulaire du complexe de l'épaule vont présenter des spécificités, liées à un organisme en croissance, qui sont détaillées dans cette partie.

a. Amplitude articulaire du jeune sportif « overhead »

L'os d'un enfant possède une plus grande capacité d'absorption d'énergie avant d'atteindre la fracture et est donc plus déformable (Mautner & Blazuk, 2015). Lors de la fin de la phase d'armer, des forces en rotation interne s'appliquent sur la partie proximale de l'humérus et

des forces de rotation externe s'appliquent sur la partie distale créant un énorme moment de force de rotation externe (Leonard & Hutchinson, 2010). Ces contraintes mécaniques favorisent la rétroversion de la tête humérale (Kurokawa et al., 2017). La rétroversion de la tête humérale chez un public non-sportif diminue à partir de 8 ans (Edelson, 2000). Or, chez les joueurs de baseball, la rétroversion de la tête humérale diminue bien du côté non-dominant mais, reste plus élevée du côté dominant (Kurokawa et al., 2017). Elle est également plus élevée que chez un public de non-pratiquants (Kurokawa et al., 2017). Cette adaptation est connue pour favoriser le gain d'amplitude de rotation externe et diminuer l'amplitude de rotation interne de l'articulation glénohumérale (Mautner & Blazuk, 2015). Ces modifications de l'arc de rotation de l'articulation glénohumérale sont spécifiques des activités « overhead » et sont visibles dès l'âge de 8 ans (Cools et al., 2014; Dwelly, Tripp, Tripp, Eberman, & Gorin, 2009; Kurokawa et al., 2017; Levine et al., 2006; Meister et al., 2005; Osbahr et al., 2002). Cependant, l'amplitude articulaire repose également sur les caractéristiques musculaires et ligamentaires. Ainsi, bien qu'ils présentent les adaptations d'amplitude articulaire observées chez l'adulte, les enfants et les adolescents présentent généralement une plus grande laxité ligamentaire due à une composition en fibres de collagène différente (Mautner & Blazuk, 2015). Cette plus grande laxité leur permet de mobiliser un plus grand arc de rotation pour donner de la vitesse à la balle et compenser leur manque de force musculaire (Mautner & Blazuk, 2015). Avec la croissance, cette laxité tend à diminuer du fait d'une réorganisation des ligaments et d'un meilleur contrôle musculaire expliquant la diminution observée des deux côtés de l'amplitude articulaire de rotation interne et externe entre 8 et 16 ans chez les joueurs de baseball (Mautner & Blazuk, 2015; Meister et al., 2005). Comme décrit dans la section IV.a.ii (p 59), une trop faible amplitude articulaire est associée au risque de blessures à l'épaule. Par leur plus grande amplitude articulaire, les jeunes joueurs ne sont pas pour autant protégés. Une trop grande flexibilité peut être le témoin d'une stabilité passive insuffisante pouvant conduire à des micro-instabilités et des conflits (Mautner & Blazuk, 2015). Cette stabilité passive insuffisante est généralement compensée par la stabilité active chez un public adulte (Borsa et al., 2008). Elle se met en place avec le développement du système neuromusculaire (Baxter-Jones et al., 2005; Beunen & Malina, 1988).

b. Force musculaire du jeune sportif « overhead »

Les enfants et adolescents ont un système musculaire en cours de développement expliquant leur plus faible capacité à développer de la force et leur plus faible stabilité active au niveau

de l'épaule qu'un adulte (Beunen & Malina, 1988; Mautner & Blazuk, 2015). En effet, ils présentent une plus faible masse musculaire et donc moins de fibres musculaires mobilisables. Avec la croissance, la masse musculaire augmente sous l'influence de l'augmentation de la sécrétion de l'hormone de croissance et de la testostérone (Beunen & Malina, 1988). Associée à ce gain de masse musculaire, la force va augmenter linéairement de 6 à 14 ans (Beunen & Malina, 1988). La force augmente de façon proportionnelle avec le gain de masse et de taille (Jaric, 2003; Jaric, Mirkov, & Markovic, 2005). Par ailleurs, l'augmentation de la masse musculaire semble devancer l'augmentation de la force (Beunen & Malina, 1988). Ceci s'explique par la mise en place des schémas moteurs, c'est-à-dire apprendre à mobiliser l'ensemble des fibres musculaires. En effet, la mise en place des schémas moteurs est connue pour être le premier responsable du gain de force devant l'hypertrophie (Beunen & Malina, 1988). Ce développement neuromusculaire va donc augmenter la force et le contrôle musculaire. Par conséquent, la stabilité active sera augmentée expliquant en grande partie la diminution de flexibilité observée au cours de la croissance. Au cours de la formation des sportifs, l'apprentissage et l'entraînement permettent de développer les bons schémas moteurs et les bonnes coordinations afin de développer une technique précise et efficace (Knudson, 2007). Ainsi, les jeunes sportifs « overhead » asymptomatiques présentent très tôt des adaptations musculaires spécifiques liées à leur pratique (Cools et al., 2014; Picha, Harding, & Bliven, 2016; Trakis et al., 2008). Ces jeunes sportifs présentent donc une hypertrophie du bras côté dominant par rapport au côté non-dominant et par rapport aux sportifs non « overhead » de leur âge (Rogowski, Ducher, Brosseau, & Hautier, 2008; Sanchis-Moysi, Idoate, Serrano-Sanchez, Dorado, & Calbet, 2012).

c. Cinématique articulaire du jeune sportif « overhead »

La cinématique articulaire repose sur le système neuromusculaire. Au vu de l'immaturité des systèmes neuromusculaire, squelettique et articulaire des jeunes sportifs, des différences dans le comportement scapulothoracique et glénohuméral peuvent apparaître (Dayanidhi et al., 2005). Une étude comparant la cinématique scapulaire entre des enfants et des adultes lors de l'élévation du bras dans le plan scapulaire a montré que leurs positions de repos étaient différentes. Les enfants présentent une rotation externe et un tilt antérieur de la scapula plus élevés ainsi qu'une élévation de la clavicule plus faible (Dayanidhi et al., 2005). Par ailleurs durant l'élévation du bras dans le plan scapulaire, les enfants augmentent leur rotation externe de la scapula au cours du mouvement alors que les adultes la diminuent légèrement

(Dayanidhi et al., 2005). De plus, les enfants mobilisent de façon plus importante la sonnette externe de la scapula entre 25 et 125° d'élévation du bras dans le plan scapulaire (Dayanidhi et al., 2005). Par conséquent, le rythme scapulo-huméral évaluant la contribution de la sonnette externe de la scapula et de l'élévation de l'humérus au cours de l'élévation du bras est modifié (1.3 :1 pour les enfants contre 2.4 :1 pour les adultes) (Dayanidhi et al., 2005). Ainsi, la contribution de l'articulation glénohumérale pour atteindre l'amplitude totale d'élévation du bras dans le plan scapulaire est plus faible chez les enfants (Dayanidhi et al., 2005; Struyf, Nijs, Baeyens, Mottram, & Meeusen, 2011). Ceci se confirme par une plus grande élévation de la clavicule pour les enfants au cours de cette élévation du bras dans le plan scapulaire (Dayanidhi et al., 2005). Cette différence peut s'expliquer par l'immatunité du système neuromusculaire de l'enfant conduisant à un manque de coordination et un manque de contrôle musculaire de la scapula au cours du mouvement.

La maturité physique influence la biomécanique du complexe articulaire de l'épaule et la capacité à supporter les contraintes d'une activité « overhead » (Darke et al., 2018; DiFiori et al.; DiFiori et al., 2016; Takagishi, 2017; Takagishi et al., 2017). Les effets de la pratique d'une activité « overhead » sur une épaule en pleine croissance ont été essentiellement considérés chez les lanceurs au baseball (Kurokawa et al., 2017; Meister et al., 2005; Osbahr et al., 2002; Picha et al., 2016). Ces études ont débouché sur des recommandations pour la formation du jeune joueur de baseball puisque des normes de prévention ont été définies en termes de nombre de matchs, de lancers et de périodes de repos par semaine et par saison (Darke et al., 2018; Takagishi, 2017; Takagishi et al., 2017). De telles considérations ne sont pas encore mises en place pour le jeune joueur de tennis par manque de connaissance des caractéristiques de leur épaule et des facteurs de risque potentiel. Cependant, ces différentes études n'ont considéré la maturité physique qu'au travers de l'âge chronologique. Or, l'âge chronologique s'avère être une approche peu précise lorsque l'on s'intéresse au jeune public. En effet, le rythme de croissance étant propre à chaque individu pour un même âge chronologique deux individus peuvent être à un stade de développement très différent (Baxter-Jones et al., 2005; Mirwald, Baxter-Jones, Bailey, & Beunen, 2002). Plusieurs méthodes plus appropriées peuvent ainsi être utilisées pour évaluer l'âge biologique ou la maturité physique : la radiographie, l'échelle de Tanner, ou l'âge estimé du pic de croissance (Baxter-Jones et al., 2005; Mirwald et al., 2002). La radiographie est la méthode la plus précise. Elle caractérise l'état du cartilage de croissance et le processus d'ossification, notamment au niveau des os du poignet (Demirjian, Buschang, Tanguay, & Patterson, 1985). Cependant, elle est ionisante et coûteuse puisqu'elle nécessite un matériel et une expertise

spécifique. L'échelle de Tanner se base sur des critères morphologiques et sexuels (Tanner & Whitehouse, 1976). Elle est composée de 7 stades (Tanner & Whitehouse, 1976). Elle est assez précise mais elle est intrusive et peut mettre un enfant mal à l'aise. L'âge prédit du pic de croissance présente l'avantage d'être non-intrusif et peu coûteux. Il se base sur une équation incluant la longueur des jambes, la taille, la masse et des coefficients dépendants du sexe (Mirwald et al., 2002). Cette méthode est fiable entre 4 ans avant et après le pic de croissance (Mirwald et al., 2002). Elle présente également l'avantage de fournir des valeurs continues. Par sa simplicité de mise en place et son aspect non-intrusif, cette méthode semble la mieux adaptée pour prendre la maturité physique en considération dans le cadre d'évaluation de jeunes joueurs de tennis.

VI. Objectifs

Ce travail de thèse a donc pour objectif d'étudier les adaptations spécifiques à la pratique du tennis et identifier des facteurs de risque de blessures à l'épaule. Cet objectif a été divisé en 3 sous-objectifs :

1. Caractériser l'épaule du jeune joueur de tennis (7-13 ans) en fonction de l'âge biologique en comparant les amplitudes articulaires glénohumérales mesurées avec un goniomètre et les forces de huit muscles de l'épaule mesurées avec un dynamomètre manuel (voir section IV.a.i (p 57) et IV.b.i (p 61)). D'après la section IV de notre revue de littérature, nous faisons l'hypothèse que dès le plus jeune âge, les jeunes joueurs de tennis présentent les adaptations classiques (voir section IV.a.ii (p 59) et IV.b.ii (p 63)) liées à la pratique.
2. Identifier des facteurs de risque de blessures en comparant des joueurs âgés de 8 à 17 ans présentant ou non un antécédent de douleur quant à leurs amplitudes articulaires glénohumérales et forces musculaires de l'épaule. Comme pour le sous-objectif précédent, les amplitudes articulaires ont été mesurées avec un goniomètre et les forces de huit muscles de l'épaule avec un dynamomètre. D'après les sections IV.a.ii (p 59) et IV.b.ii (p 63), nous émettons l'hypothèse que les joueurs avec antécédent de douleur présentent une plus petite amplitude de rotation interne, une faiblesse des rotateurs externes et des fixateurs de la scapula ainsi qu'un déséquilibre du ratio rotateurs externes/rotateurs internes. La cinématique humérale et scapulaire au cours d'un service mimé a également été comparée entre des joueurs avec et sans antécédent de douleur. Elle a été enregistrée à l'aide d'un système de capteurs électromagnétiques ce qui a contraint de réaliser un service mimé (voir section II.b.i (p 44)). Lors du service, par rapport aux joueurs

asymptomatiques, les joueurs avec antécédent de douleur devraient conserver leur cinématique humérale et présenter une augmentation de la rotation interne et du tilt antérieur de la scapula en fin de phase d'armer (voir section IV.c (p 66)). Afin de clarifier si les maladaptations décrites dans la section IV sont la cause ou la conséquence des pathologies de l'épaule, une approche longitudinale innovante a été mise en place et sera abordée dans un chapitre exploratoire.

3. Mieux comprendre la pathomécanique lors de la réalisation d'un service en lien avec la faiblesse du trapèze inférieur (IV.b.ii (p 63)). L'activité de 13 muscles a été mesurée par EMG de surface et intramusculaire (II.b.ii (p 44)) et la cinématique humérothoracique et scapulothoracique a été enregistrée à l'aide d'un système optoélectronique (II.b.i (p 44)) lors de la réalisation d'un service avant et après fatigue du trapèze inférieur générée par électrostimulation (IV.b.ii (p 63)). D'après les sections II.b (p 43), IV.b.ii (p 63) et IV.c (p 66) de la revue de littérature, avec la faiblesse du trapèze inférieur, les joueurs devraient présenter une sur-activation du trapèze supérieur et une scapula plus en rotation interne et en tilt antérieur lors de la phase d'armer et de décélération.

**CHAPITRE 2 : ADAPTATION DES
AMPLITUDES ARTICULAIRE ET DES
FORCES MUSCULAIRES DU COMPLEXE
ARTICULAIRE DE L'ÉPAULE CHEZ DES
JEUNES JOUEURS DE TENNIS**

(Gillet et al., 2017)

En préambule, je tiens à préciser que ce chapitre ainsi que les trois suivants reposent sur des études qui ont été réalisées au sein du Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité de l'Université Claude Bernard Lyon 1 en collaboration avec la Ligue du Lyonnais de Tennis (Bron) et sa commission médicale. Cette collaboration a permis de mettre en place de 2013 jusqu'à la fin de la thèse (2018), un suivi longitudinal des joueurs présents sur le site de la ligue afin de déterminer les facteurs de risque de blessures à l'épaule. Précisément, ce recueil de données comprenait une évaluation clinique, d'amplitude articulaire, de force musculaire et de cinématique du complexe articulaire de l'épaule. Ces mesures étaient réalisées annuellement pendant la période janvier-mars puisque cette période est un temps faible en termes de compétition. Les données recueillies ont débouché sur des travaux qui seront présentés dans ce chapitre et les trois suivants.

Ce chapitre se présente sous la forme d'un article précédé des détails des contributions des co-auteurs. Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, les joueurs de tennis sont détectés et impliqués dans une pratique intensive dès le plus jeune âge. Cependant, pour un tel public, peu d'informations sont disponibles sur les effets d'une telle pratique sur le complexe articulaire de l'épaule. Une telle connaissance serait très utile afin d'aider les préparateurs physiques et entraîneurs à prendre en charge cette catégorie de joueurs. Ceci aiderait également à mieux définir les attitudes à risque de blessures et celles qui ne le sont pas. Ainsi, en comparant l'épaule dominante à celle non-dominante de jeunes joueurs asymptomatiques, il sera possible de mettre en avant les adaptations de la pratique. De plus en comparant des joueurs asymptomatiques de maturités physiques différentes, il sera possible de comprendre comment ces adaptations évoluent. C'est ce travail qui sera présenté dans ce chapitre et qui vient répondre au sous-objectif 1 de la thèse à savoir : caractériser l'épaule d'un jeune joueur de tennis jouant en compétition.

Article 1:

Adaptive Alterations in Shoulder Range of Motion and Strength in Young Tennis Players. Benoit Gillet, Mickaël Begon, Violaine Sevrez, Christian Berger-Vachon, and Isabelle Rogowski (2017). Journal of Athletic Training, 52(2), 137-144.

<https://doi.org/10.4085/1062-6050.52.1.10>

I. Contribution des co-auteurs

Les co-auteurs de l'étude sont Benoit Gillet, Mickaël Begon, Violaine Sevrez, Christian Berger-Vachon, et Isabelle Rogowski. Ce travail de recherche a été mis en place lors de discussion entre Benoit Gillet, Isabelle Rogowski, Mickaël Begon et Christian Berger-Vachon. Le recueil de données a été réalisé par Benoit Gillet, Isabelle Rogowski et Violaine Sevrez à la Ligue du Lyonnais de Tennis à Bron. Le traitement et l'analyse des données ont été menés par Benoit Gillet et vérifiés par Isabelle Rogowski. L'article a été rédigé par Benoit Gillet, puis Isabelle Rogowski, Mickaël Begon, Christian Berger-Vachon et Violaine Sevrez ont effectué diverses corrections et ont fait part de leurs critiques.

Adaptive alterations in shoulder's range of motion and strength in young tennis players

Abstract

Context: Playing tennis requires the unilateral and intensive solicitation of the upper limb, which may lead to shoulder functional adaptations and increased risk of injury. Detection of future tennis talent starts at 5-6 years old. Therefore, highly skilled players practice intensively in their childhood. However it has not yet been established whether these functional changes occur during prepubertal years.

Objectives: To assess the changes in the glenohumeral rotation range of motion and strength of the shoulder complex muscles in prepubertal elite tennis players

Designs: Cross-sectional study

Setting: Tennis training sports facilities

Participants: Sixty-seven 7-13-year-old male tennis players, selected by a regional tennis center of excellence (Lyon, France) were divided into three biological age groups relative to the predicted age at peak height velocity, namely >4, 3-4 and 2 years before the age at peak height velocity.

Main Outcome Measures(s): The internal and external rotation ranges of motion of the glenohumeral joint were measured using a goniometer and the total arc of motion was calculated. Maximal isometric strength of eight shoulder muscles was measured using a handheld dynamometer. Strength values were normalized to the body weight and used to calculate four agonist-antagonist strength ratios.

Results: The total arc of motion of the glenohumeral joint decreased gradually with biological age ($p < 0.01$), explained by the decrease in internal rotation range of motion

($p < 0.001$). In parallel, absolute strength increased gradually with biological age ($p < 0.001$) but the relative strengths and the ratios remained similar.

Conclusions: These findings revealed that shoulder functional adaptations observed in adolescent and adult tennis players were also found in the prepubertal years in healthy players. This knowledge could help clinicians and coaches more effectively monitor shoulder adaptations to tennis practice during the prepubertal years.

Keywords: Scapular muscles; Glenohumeral joint; Internal rotation; Child; Overhead throwing athlete

II. Introduction

In tennis, the different strokes, specifically the serve, apply high loads on the vulnerable shoulder complex (Kibler et al., 2007), leading to increased risk for shoulder pain. In adolescent and adult overhead athletes, chronic shoulder pain is often associated with glenohumeral internal rotation deficit (Ellenbecker et al., 2002), rotator cuff weakness (Elliott et al., 2003), and scapular dyskinesia (Kibler et al., 2013). The major risk factor of these overuse injuries is the high training volume (DiFiori et al., 2014). Highly skilled tennis players commonly start to practice intensively at an early age. For example, the French Federation recommends that future French talent should begin to be scouted at 5-6 years old (Pestre, 2008). Nevertheless, the first years of intensive practice have not yet been the topic of many studies.

The unilateral, forceful and repetitive nature of tennis results in sport-specific adaptations in the dominant side, especially at the shoulder complex. Alterations in range of motion and strength have been documented in both adolescent (Cools et al., 2010; Cools et al., 2014; Ellenbecker & Roetert, 2003; Roetert, Ellenbecker, & Brown, 2000) and adult tennis players (Cools et al., 2014; Kibler, Chandler, Livingston, & Roetert, 1996; Kibler & Thomas, 2012). A gradual decrease in internal rotation range of motion (IROM) at the dominant glenohumeral joint is consistently reported with increase in both age and years of tennis practice (Kibler et al., 1996). Concerning the glenohumeral external rotation range of motion (EROM), some studies reported an increased EROM at the dominant side (Chandler et al., 1990; Cools et al., 2014), whilst others have observed no change (Couppe et al., 2014; Ellenbecker, Roetert, Piorkowski, & Schulz, 1996). The shoulder complex alterations in terms of maximal strength have been extensively characterized by the strength ratio between internal (IR) and external

(ER) rotator muscles (Couppe et al., 2014; Edouard et al., 2013; Ellenbecker & Roetert, 2003). The IR strength increases with practice in larger proportion than the ER on the dominant side, resulting in an unbalanced shoulder functional profile. As scapular positioning and motion alterations have been reported in tennis players (Myers, Laudner, Pasquale, Bradley, & Lephart, 2005; Silva, Hartmann, de Souza Laurino, & Biló, 2010), scapular muscle strength has also been assessed. In adolescent players, shoulder elevator as well as scapular internal and upward rotator muscles presented a larger strength in the dominant side as compared with the non-dominant side, while no bilateral differences were reported for the scapular external and posterior rotator muscle strength (Cools et al., 2010). All of these tennis-specific adaptations are shown in both adolescent and adult populations. However, to the best of our knowledge, the functional changes occurring at the shoulder joint during the prepubertal years remain to be documented.

When compared with the chronological age, young player's shoulder muscle strength gradually increases with both age and mass, except for the dominant internal rotator and upper trapezius muscles (Cools et al., 2014). However, grouping prepubertal boys by using their chronological age may bias the analysis (Jones, Hitchen, & Stratton, 2000; Sherar, Esliger, Baxter-Jones, & Tremblay, 2007). Indeed a large variability in biological and somatic growth exists for a given chronological age that could advantage or disadvantage some children in fitness tests, especially in strength assessment (Jones et al., 2000). In young boys, increased strength is related to increased mass and height, and also to increased level of androgens, particularly testosterone (Jones et al., 2000). Consequently, grouping young athletes based on their biological age seems to be a better-controlled condition (Lloyd, Oliver, Faigenbaum, Myer, & Croix, 2014; Philippaerts et al., 2006). The standard methods used to evaluate biological age are the assessment of skeletal age, dental age or secondary sex characteristics (Baxter-Jones et al., 2005). The assessment of skeletal and dental age requires X-ray equipment, while the secondary sex characteristics are obtained through direct visual observation (Baxter-Jones et al., 2005). Such methods are intrusive and hard to apply in sports facilities (Beunen, 1989). Somatic methods based on body proportions combined with chronological age give a nonintrusive and convenient alternative. One of these methods is the equation of Mirwald et al. (2002), which estimates the number of years to attain the predicted Age at Peak Height Velocity (APHV). Maturational classification based on APHV may provide a promising way to assess changes in the shoulder complex over time in young tennis players.

This study aimed to investigate adaptations in shoulder range of motion and strength in prepubertal, healthy, boy competitive tennis players according to their biological age. After taking into account the shoulder complex alterations in adult and adolescent tennis players, it was hypothesized that a reduced IROM and an increased EROM would be observed at the dominant shoulder compared with the contralateral one, and that these bilateral differences would be accentuated by the increase in biological age. The absolute strength of the shoulder and scapular muscles would be higher in the dominant side than in the non-dominant one, and should increase gradually with biological age. Finally, the normalized strength would be higher for the dominant side but no change was expected with the increase of biological age.

III. Methods

a. Participants

Sixty-seven healthy boys (age: 7 to 13 years old, height: 1.16 to 1.86 m, mass: 27 to 43 kg) practicing competitive tennis volunteered to participate in this study. The protocol was approved by the Ethics Committee ‘Sud-Est II’ (IRB 00009118). All players and legal guardians signed a written informed consent. Participants, recognized as elite players in their age category, were members of the regional tennis center of excellence (Lyon, France). No player had a history of shoulder injury and none practiced another sports activity.

Players supplied their tennis characteristics, namely years of tennis practice, weekly tennis and conditioning exposure, type of backhand, and ranking. French qualitative ranking (Federation, 2004) (see the reference for a table of correspondence between French ranking and the International Tennis Number) was transformed into a quantitative variable through association of an integer number as proposed by Lac and Pantelidis (1998). 0 corresponds to no ranking, 1 to ranking 40, 2 to ranking 30/5, etc. Players’ height, sitting height and body mass were measured and used together with the chronological age to estimate their biological age relative to their age of peak height velocity (APHV) according to the Mirwald et al. (2002).’s equation. Players were divided into three groups according to their biological age: players who were more than four years from their predicted APHV (APHV-4, n=26), players who were between 3 and 4 years from their APHV (APHV-3, n=21), and players who were around 2 years from their APHV (APHV-2, n=20).

b. Measurement Protocol

The study design consisted of two types of bilateral measures namely the glenohumeral rotation range of motion and the maximal isometric strength of shoulder complex muscles. To estimate the intra-rater reliability, each series of measures was made twice by the same experienced examiner. Prior to measurements, all players warmed up with rallies in the service boxes.

Glenohumeral range of motion: The passive internal and external ranges of motion of the glenohumeral joint (IROM and EROM, respectively) were bilaterally assessed using a bubble goniometer. The player was in a supine position with his humerus abducted to 90° and his elbow flexed to 90°. The fulcrum of the goniometer was set at the elbow's olecranon process. The branch with the bubble was placed vertically and the other branch followed the styloid process of the ulna. To evaluate only the glenohumeral range of motion, the examiner palpated the coracoid process with his thumb and the scapula spine with the other fingers to prevent scapula movement (Kibler, Sciascia, & Thomas, 2012). The evaluator moved the player's humerus at the maximal passive IROM and EROM while a second person set the goniometer and read the value. The examiner performed the series of measures twice. The mean value was used for the statistical analysis, as well as to calculate the Total Arc of Motion ($TAM = IROM + EROM$), and the side-to-side asymmetry in IROM (dominant minus non-dominant). The intraclass coefficients of correlation ICC[2,k] (Hopkins, 2000) and the standard errors of measurement (SEM) ranged between 0.81 and 0.87, and between 0.82° and 1.26°, respectively, indicating a good intra-rater reliability.

Isometric strength: The maximal isometric strength of eight shoulder complex muscles was assessed bilaterally using a hand-held dynamometer (HHD; microFET2; Hoggan Health Industries Inc, West Jordan, Utah, USA) as described in previous studies (Cools et al., 2010; Coupe et al., 2014) and summarized in Table 4. Each test was performed twice with 30-s rest period in-between (Coupe et al., 2014). The largest value of strength for each muscle was used for statistical analyses, and normalized to body weight (in Newton) then expressed as percentage for inter-individual comparison (Hurd, Morrey, & Kaufman, 2011). Finally, four strength ratios, namely external rotators/internal rotators, upper trapezius/lower trapezius, upper trapezius/latissimus dorsi and medium trapezius/serratus anterior used in previous studies, were calculated (Cools et al., 2010; Ellenbecker & Roetert, 2003). The intra-rater reliability of force measurement was good, as ICC[2,k] ranged between 0.81 and 0.95, and SEM between 0.75 N and 6.33 N.

Table 4 : Description of the player positions for testing the shoulder complex muscle strength against the examiner resistance

Muscle	Player position	HDD position	Exertion
Internal rotators (Couppe et al., 2014)	Supine position, humerus abducted to 90°, elbow flexed to 90°.	Ventral and proximal ulnar styloid process	Internal rotation
External rotators (Couppe et al., 2014)	Supine position, humerus abducted to 90°, elbow flexed to 90°.	Dorsal and proximal and distal ulnar styloid process	External rotation
Serratus anterior (Cools et al., 2010)	Supine position, humerus forward flexed to 90°, elbow extended	Palm hand	Protraction
Upper trapezius (Cools et al., 2010)	Sitting position. arm alongside the body with elbow maximal extended	Upper border of the acromion	Shoulder elevation
Middle trapezius (Cools et al., 2010)	Prone position, humerus abducted to 90° and in full external rotation, elbow in maximal extension,	Lateral aspect of the distal radius	Horizontal abduction
Lower trapezius (Cools et al., 2010)	Prone position, humerus abducted to 145° and maximal external rotate, elbow maximal extended	Lateral aspect of the distal radius	Horizontal abduction
Latissimus dorsi (Cools et al., 2010)	Prone position, humerus abducted to 45°, and in maximal external rotation, elbow full extended.	Lateral side of the wrist	Horizontal abduction
Rhomboids (Cools et al., 2010)	Prone position, arm in back, elbow flexed to 90°, head oriented in opposite side of arm in back.	Upper border of the scapula	Retract shoulder

c. Statistical Analysis

After testing for the homogeneity and homoscedasticity of the values, the comparison of demographic and tennis characteristic was made using analyses of variance (ANOVAs) with one inter-subject factor (*biological age*: APHV-4, APHV-3 and APHV-2). In case of significant difference, post hoc tests (Tukey's test) were applied to compare the three groups. For range of motion and strength outcomes, ANOVAs with one inter-subject factor (*biological age*) and one within factor (*laterality*: dominant vs non-dominant sides) were performed. In case of significant interaction effect, post-hoc tests, namely Turkey's and Student's t-test, were applied. When ANOVA revealed a biological age effect, post hoc tests, namely turkey's test, were also applied. In both cases, the Bonferroni's correction was applied. All statistical analyses were performed using SPSS 11.0 software (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). The level of significance was set at $P \leq 0.05$

IV. Results

As summarized in Table 5, ANOVAs revealed significant effects of *biological age* for chronological age, height, mass, APHV, tennis practice, weekly tennis exposure, weekly

conditioning exposure, and ranking (all $P \leq 0.001$). No significant effect was found for tennis starting age, laterality and type of backhand.

Chronological age, height, mass, years of tennis practice and APHV increased over all 3 biological age groups (Table 5). The average ranking of the three groups (APHV-4, APHV-3 and APHV-2) corresponded to the French ranking 40, 30/2 and 15, respectively. APHV-2 and APHV-3 displayed similar weekly tennis hours, but trained longer than APHV-4. APHV-2 participated in more weekly conditioning hours than APHV-3 and APHV-4.

Table 5 : Mean ($\pm$ standard deviation) Demographic and Tennis characteristics in the groups controlled for Biological Age, with APHV-4, APHV-3 and APHV-2, groups including players who were more than 4 years, between 3 and 4 years, and close to 2 years from their APHV, respectively

	APHV-4	APHV-3	APHV-2	
n	26	21	20	
Age (yr)	8.7 ± 0.7	10.3 ± 0.6	12.8 ± 1.4	aaa,bbb,ccc
Height (m)	1.32 ± 0.68	1.45 ± 0.57	1.59 ± 0.87	aaa,bbb,ccc
Mass (kg)	27.8 ± 3.8	34.7 ± 4.0	43.0 ± 8.2	aaa,bbb,ccc
Age from APHV (yr)	-4.6 ± 0.5	-3.5 ± 0.3	-1.7 ± 1.0	aaa,bbb,ccc
Tennis starting age (yr)	4.8 ± 1.0	5.1 ± 1.3	4.6 ± 1.0	
Tennis practice (yr)	4.1 ± 1.1	5.2 ± 1.5	9.0 ± 1.8	aaa,bbb,c
Weekly tennis exposure (h)	6.5 ± 2.3	8.1 ± 2.4	9.2 ± 2.1	a,bb,
Weekly conditioning exposure (h)	1.1 ± 1.2	1.5 ± 1.1	3.4 ± 1.8	bbb,cc
Ranking	0.7 ± 1.5	4.8 ± 3.0	12.6 ± 2.3	aaa,bbb,ccc
Laterality (Left/Right)	3/23	1/20	1/19	
Backhand (1 hand/2 hands)	4/22	3/18	3/17	

^a, ^{aa} and ^{aaa} are significant differences between groups APHV-4 and APHV-3, with $P < 0.05$, $P < 0.01$ and $P < 0.001$ respectively
^b, ^{bb} and ^{bbb} are significant difference between groups APHV-4 and APHV-2, with $P < 0.05$, $P < 0.01$ and $P < 0.001$ respectively
^c, ^{cc} and ^{ccc} are significant difference between groups APHV-3 and APHV-2, with $P < 0.05$, $P < 0.01$ and $P < 0.001$ respectively

Regarding the range of motion of the glenohumeral joint (Table 6), ANOVA reported no *interaction* effect but a significant effect of both *biological age* and *laterality* for IROM ($P < 0.001$ for both) and for TAM ($p = 0.01$ and $p = 0.001$, respectively). IROM was lower in the dominant than in the non-dominant side. Moreover, the IROM was lower in APHV-2 and APHV-3 than in APHV-4 ($P = 0.01$ and $p = 0.007$, respectively). The TAM was lower for the dominant shoulder than for the non-dominant one, and APHV-2 presented lower values than APHV-4 ($p = 0.01$). For EROM, ANOVA only revealed a significant *laterality* effect ($P = 0.03$). The EROM was higher in the dominant side as compared with the non-dominant one. Finally, no significant effect was found for the side-to-side asymmetry in IROM.

Table 6 : Mean ($\pm$ Standard Deviation) Range of motion (in Degrees) in Internal (IROM) and External (EROM) rotation, Total Arc of Motion (TAM) for the dominant (D) and non-dominant (ND) Glenohumeral joint, and side-to-side asymmetry in IROM in the groups controlled for Biological Age, with APHV-4, APHV-3 and APHV-2, groups including players who were at more than 4 years, between 3 and 4 years, and close to 2 years before their APHV, respectively.

		APHV-4	APHV-3	APHV-2	
IROM	D	78 $\pm$ 9	69 $\pm$ 9	66 $\pm$ 9	aa,bbb
	ND	81 $\pm$ 9	76 $\pm$ 9	74 $\pm$ 11	***
EROM	D	84 $\pm$ 9	85 $\pm$ 10	83 $\pm$ 10	
	ND	83 $\pm$ 6	83 $\pm$ 11	79 $\pm$ 12	*
TAM	D	161 $\pm$ 13	153 $\pm$ 15	149 $\pm$ 16	bb
	ND	163 $\pm$ 13	158 $\pm$ 15	154 $\pm$ 17	***
side-to-side asymmetry in IROM		5 $\pm$ 11	8 $\pm$ 9	8 $\pm$ 10	

^{aa} is significant difference between APHV-4 and APHV-3 groups, with $P < 0.01$

^{bb} and ^{bbb} are significant difference between APHV-4 and APHV-2 groups, with $P < 0.01$, and $P < 0.001$ respectively

* and *** are significant bilateral difference, with $P < 0.05$, and $P < 0.001$ respectively

Considering absolute strength values (Table 7), ANOVA showed no *interaction* effect but a significant effect of *laterality* for internal rotators ($p < 0.001$), external rotators ($p = 0.002$), latissimus dorsi ($p = 0.002$), middle trapezius ($p < 0.01$) and lower trapezius ($P = 0.001$) with a higher strength in the dominant side compared with the non-dominant one (Table 7). A significant effect of *biological age* for all the investigated muscles was also showed (all $p < 0.001$). Post hoc analyses of *biological age* effect revealed that strengths were significantly higher in APHV-2 than in both APHV-3 and APHV-4 for upper trapezius ($p < 0.001$ for both), internal rotators ($p = 0.001$ and $p < 0.001$, respectively), external rotators ($p = 0.002$ and $p < 0.001$, respectively), latissimus dorsi ($p = 0.03$ and $p < 0.001$, respectively), lower trapezius ($p < 0.001$ for both), serratus anterior ($p < 0.001$ for both), middle trapezius ($p = 0.014$ and $p < 0.001$, respectively), and rhomboids ($p = 0.001$ and $p < 0.001$, respectively) muscles. Post hoc analyses also showed that external rotators and middle trapezius muscles were significantly stronger in APHV-3 compared with APHV-4 ($p = 0.05$ and $p = 0.018$, respectively). When strengths were normalized to body weight (Table 7), a significant *laterality* effect was observed for internal

rotators ($p<0.001$), external rotators ($p=0.01$), LD ($p=0.005$), middle trapezius ($p=0.005$) and lower trapezius ($p=0.007$) muscles. The normalized strength was significantly higher in the dominant side when compared with the non-dominant one. Nevertheless, no significant effect was observed for upper trapezius, serratus anterior and rhomboids muscles. The strength ratios (

Table 8) showed no significant difference.

Table 7 : Mean ($\pm$ Standard Deviation) Absolute (in N) and Normalized Strength (in %) of the Shoulder and Scapular Muscles in the dominant (D) and non-dominant (ND) sides in the groups controlled for Biological Age, with APHV-4, APHV-3 and APHV-2, groups including players who were at more than 4 years, between 3 and 4 years, and close to 2 years before their APHV, respectively

		Absolute strength (N)			Normalized strength (%)			
		APHV-4	APHV-3	APHV-2		APHV-4	APHV-3	APHV-2
Upper trapezius	D	198 $\pm$ 28	224 $\pm$ 41	300 $\pm$ 73	bbb,ccc	73 $\pm$ 9	67 $\pm$ 16	72 $\pm$ 15
	ND	196 $\pm$ 36	216 $\pm$ 31	287 $\pm$ 54		72 $\pm$ 12	65 $\pm$ 13	69 $\pm$ 13
Internal rotators	D	91 $\pm$ 19	101 $\pm$ 21	134 $\pm$ 38	bbb,ccc	34 $\pm$ 7	30 $\pm$ 7	32 $\pm$ 6
	ND	85 $\pm$ 20	99 $\pm$ 17	123 $\pm$ 42	***	31 $\pm$ 7	30 $\pm$ 7	29 $\pm$ 7
External rotators	D	81 $\pm$ 15	93 $\pm$ 19	120 $\pm$ 33	a,bbb,cc	31 $\pm$ 5	29 $\pm$ 5	29 $\pm$ 7
	ND	80 $\pm$ 15	93 $\pm$ 19	113 $\pm$ 31	***	30 $\pm$ 6	28 $\pm$ 7	27 $\pm$ 6
Serratus anterior	D	162 $\pm$ 44	192 $\pm$ 24	271 $\pm$ 52	bbb,ccc	61 $\pm$ 14	58 $\pm$ 9	63 $\pm$ 9
	ND	174 $\pm$ 40	191 $\pm$ 35	250 $\pm$ 62		65 $\pm$ 12*	58 $\pm$ 12	59 $\pm$ 15
Latissimus dorsi	D	43 $\pm$ 10	52 $\pm$ 8	66 $\pm$ 19	bbb,c	16 $\pm$ 3	16 $\pm$ 3	15 $\pm$ 4
	ND	40 $\pm$ 10	49 $\pm$ 10	57 $\pm$ 18	***	15 $\pm$ 3	15 $\pm$ 4	13 $\pm$ 2
Middle trapezius	D	30 $\pm$ 6	39 $\pm$ 9	53 $\pm$ 15	a,bbb,c	11 $\pm$ 3	12 $\pm$ 3	12 $\pm$ 4
	ND	29 $\pm$ 7	37 $\pm$ 9	43 $\pm$ 11*	**	11 $\pm$ 3	11 $\pm$ 3	10 $\pm$ 2
Lower trapezius	D	27 $\pm$ 8	29 $\pm$ 5	42 $\pm$ 9	bbb,ccc	10 $\pm$ 3	9 $\pm$ 2	10 $\pm$ 2
	ND	25 $\pm$ 6	26 $\pm$ 6	36 $\pm$ 7	***	9 $\pm$ 2	8 $\pm$ 2	8 $\pm$ 2
Rhomboids	D	125 $\pm$ 23	146 $\pm$ 27	173 $\pm$ 45	bbb,ccc	46 $\pm$ 9	44 $\pm$ 11	41 $\pm$ 9
	ND	125 $\pm$ 26	138 $\pm$ 23*	178 $\pm$ 45		46 $\pm$ 9	41 $\pm$ 10*	42 $\pm$ 9

^a, ^{aa} and ^{aaa} are significant differences between groups APHV-4 and APHV-3, with $P<0.05$, $P<0.01$ and $P<0.001$ respectively

^{bbb} is significant difference between groups APHV-4 and APHV-2, with $P<0.001$

^c, ^{cc} and ^{ccc} are significant difference between groups APHV-3 and APHV-2, with $P<0.05$, $P<0.01$ and $P<0.001$ respectively

** and *** are significant bilateral difference, with $P<0.01$, and $P<0.001$ respectively

Table 8 : Mean ($\pm$ Standard Deviation) Strength Ratios of the Shoulder and Scapular Muscles in the dominant (D) and non-dominant (ND) sides in the groups controlled for Biological Age, with APHV-4, APHV-3 and APHV-2, groups including players who were at more than 4 years, between 3 and 4 years, and close to 2 years before their APHV, respectively

		APHV-4	APHV-3	APHV-2
External / internal rotators	D	0.93 $\pm$ 0.17	0.97 $\pm$ 0.15	0.91 $\pm$ 0.16
	ND	0.97 $\pm$ 0.16	0.95 $\pm$ 0.13	0.95 $\pm$ 0.11
Upper / lower trapezius	D	7.65 $\pm$ 2.05	7.61 $\pm$ 1.36	7.98 $\pm$ 2.48
	ND	7.99 $\pm$ 2.03	8.49 $\pm$ 1.94	8.60 $\pm$ 1.80
Upper trapezius / latissimus dorsi	D	4.66 $\pm$ 0.87	4.25 $\pm$ 0.60	4.88 $\pm$ 0.94
	ND	4.95 $\pm$ 1.70	4.48 $\pm$ 0.79	5.56 $\pm$ 1.47
Middle trapezius / serratus anterior	D	0.20 $\pm$ 0.05	0.21 $\pm$ 0.05	0.20 $\pm$ 0.06
	ND	0.17 $\pm$ 0.06	0.20 $\pm$ 0.06	0.18 $\pm$ 0.04

No significant difference was found

V. Discussion

This study aimed to assess the evolution of the glenohumeral internal/external rotation and the muscular isometric strength of the shoulder complex in prepubertal tennis players in relation to their biological age. Our main findings highlighted that the total arc of motion decreased with biological age due to a reduced internal range of motion. The strength of shoulder and scapular muscles increased with biological age, and was higher for the dominant shoulder, except for the upper trapezius, serratus anterior and rhomboid muscles. When strength values were expressed relative to body weight, only bilateral differences remained.

a. Biological age and laterality: two efficient parameters to compare prepubertal players

Large inter-individual variability was found in young athletes of the same chronological age due to timing and tempo variations in maturity processes (Baxter-Jones et al., 2005; Beunen & Malina, 1988). In the present study, the players were grouped according to their biological age rather than their chronological age. As all players started tennis practice at a similar chronological age (Table 5), the biological age groups differed in terms of both anthropometry and the number of years of tennis practice. Strength and range of motion alterations observed between groups may be consequently explained by the increase in both the biological age and training load accumulation. Since, our groups APHV-2 and APHV-3 presented similar weekly tennis exposure than Dutch (Pluim, Loeffen, Clarsen, Bahr, & Verhagen, 2015) (11-14 years old) and Swedish (Cools et al., 2014) (younger than 14 years)

elite players, findings may be generalized to young elite tennis players. In addition, previous comparisons between tennis and soccer players, as well as non-active subjects have highlighted that tennis practice generates larger alterations in the dominant upper limbs than biological age (Rogowski et al., 2008; Sanchis-Moysi et al., 2012). Furthermore, the tennis players' non-dominant arm remained similar to the control players' non-dominant arm (Rogowski et al., 2008; Sanchis-Moysi et al., 2012). Through its unilateral nature, tennis activity offers an interesting model to study the adaptations of the dominant arm to physical stress, using the non-dominant arm as a control. It is commonly admitted that bilateral comparison eliminates the confounding effects of genetic, hormonal and nutritional factors in cross-sectional studies (Kannus, Haapasalo, Sievänen, Oja, & Vuori, 1994; Sanchis-Moysi, Dorado, Olmedillas, Serrano-Sanchez, & Calbet, 2010). Bilateral comparison also offers an alternative approach to using a control group to investigate the effects of tennis practice on dominant arm adaptations. The strength and range of motion alterations observed in the dominant arm between groups, in this study, would most likely be the consequences of tennis practice.

b. The glenohumeral range of motion

The dominant glenohumeral joint of healthy adolescent and adult tennis players is characterized by a decrease in IROM (Ellenbecker et al., 2002). In the present study, we also showed that deficits in IROM at the dominant glenohumeral joint occurred early, before APHV, i.e. before adolescence. The deficits appeared between 4 and 3 years before the predicted APHV.

As more mature players had a higher amount of tennis practice, these alterations may be related to soft-tissue restrictions resulting from repetitive stress applied to the shoulder during tennis strokes (Cools et al., 2010). The expected decrease in dominant IROM between the APHV-3 and APHV-2 groups was not observed. These groups presented a similar tennis exposure that may explain the absence of difference in IROM. So, the decrease in IROM in the dominant side is probably due to the tennis practice and not the increase in biological age. It has been shown that a side to side asymmetry in IROM between 18-25°, as a glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) (Manske & Ellenbecker, 2013), places the overhead throwing athlete's shoulder at high risk for injury (Kibler et al., 1996). Our values between 5 and 8° remained largely lower than the values indicating risk of injury. So, while the range of motion

of the dominant glenohumeral joint may adapt early in the tennis player's career, these alterations do not increase the risk of injuries at this stage.

In parallel, EROM was higher in the dominant than in the non-dominant side, but this bilateral difference remains similar across the three groups. Increased EROM is reported to be primarily caused by osseous modeling of the immature skeleton, especially the humeral retroversion (Kibler et al., 2012). It seems logical to observe these changes in prepubertal elite players because the immature skeleton is more able to remodel and presents a higher ligamentous laxity than a mature one (Mautner & Blazuk, 2015). The immature skeleton is characterized by a greater bone plasticity as well as a greater capacity to absorb energy (Mautner & Blazuk, 2015). For this reason, the large external rotation moment of the glenohumeral joint involved in repeated tennis strokes leads to bone adaptations with humeral retroversion, and may explain the observed EROM bilateral differences (Kibler et al., 2012). The lack of increase in EROM through our biological age groups may be explained by the chronological age of our players. Indeed, Levine et al. (2006) has shown that this bony adaptation occurs mainly between the ages of 13 and 16 (Levine et al., 2006), whereas our players are 8 to 13 years old. This increase in EROM may also be related to the elongation of the anterior band of the inferior glenohumeral ligament due to the forced external rotation beyond the normal limits of passive external rotation (Mihata et al., 2004). Prepubertal elite players are characterized by a ligamentous laxity (Mautner & Blazuk, 2015). This adaptation may therefore occur later in the overhead athlete's career and may not be responsible for the observed increase in EROM. However, this increased EROM did not fully compensate for the decreased IROM, resulting in a deficit in TAM on the dominant compared with the non-dominant side for all groups. Such a compensatory mechanism enables a greater angular velocity during the acceleration phase of overhead throwing and was primarily observed in baseball players (Kibler et al., 2012). Although a larger EROM may contribute to improvements in tennis serve performance (Roetert et al., 2000), the mechanical advantage offered by the racket through its lever arm may minimize the importance of increased EROM to generate higher velocity (Couppe et al., 2014).

In view of our results which were the decrease in IROM as well as a lack of increase in EROM across biological age groups and the Levine et al. (2006)'s findings regarding EROM adaptations, we may think that changes in IROM predominate over changes in EROM during prepubertal years. Finally, our results show that the range of motion alterations observed in adolescent and adult tennis players due to the tennis practice are also observed in young players.

c. *The maximal isometric strength of the shoulder complex muscles*

In adolescent players (from 13 to 17 years old), the absolute isometric strength of the shoulder complex muscles increases significantly in both sides in relation to the increase in chronological age (Cools et al., 2014). Although the prepubertal players (from 8 to 13 years old) in our study were divided into three groups according to their biological age, our study highlights that this increase in strength already existed. Specifically, the tennis player presents a stronger dominant upper limb in comparison with the non-dominant one (Ellenbecker, 1989). In our study, similar results, with differences up to 23%, were found for the internal rotators, external rotators, latissimus dorsi, middle trapezius and lower trapezius muscles. This asymmetry could mainly be attributed to the repetitive unilateral muscular exertion required for tennis movements beginning in the first years of intensive practice, as the conditioning program of our population focused on strengthening and stretching both upper limbs. However, in contrast to previous studies in older players (Cools et al., 2010; Cools et al., 2014), upper trapezius and serratus anterior muscles displayed similar bilateral strength, which should be discussed. In previous studies, these muscles were stronger in the dominant side probably because of their role in the tennis stroke motion (Cools et al., 2010; Cools et al., 2014). During the tennis serve, the upper trapezius contributes to shoulder elevation while the serratus anterior muscle acts concentrically to posteriorly tilt and upwardly rotate the scapula during the cocking and acceleration phases (Kibler et al., 2007; Ryu et al., 1988). In children, the major contributor to arm elevation is the scapular upward rotation (Dayanidhi et al., 2005). This alternative motion may lead to a lower solicitation of the upper trapezius and may explain the absence of the expected bilateral difference for this muscle. Furthermore, serve performance correlates with tennis player height (Brechtbuhl, Tieche, & Frey, 2001). Due to their limited body height, the prepubertal players may not be able to hit powerful flat serves (Whiteside, Elliott, Lay, & Reid, 2013), hence limiting the strength development of the dominant serratus anterior muscle. In overhead athletes, rhomboids strength is similar in both sides (Corben et al., 2015). Our study highlighted similar results. The rhomboids strength was symmetrical, probably because its main function is to maintain the medial border of the scapula onto the thoracic wall with a small contribution in the scapular external rotation motion. Similarly to adolescent and adult tennis players, prepubertal players presented stronger muscles in the dominant upper limbs except for upper trapezius, serratus anterior, and rhomboids muscles.

The normalized strength is the expression of the absolute strength relative to the body weight. For 13 to 17 year old players grouped according to chronological age, normalized strength of the shoulder complex muscles remained similar through the adolescence period except for upper trapezius and internal rotators (Cools et al., 2014). Our results, with prepubertal players grouped according to biological age, were different. Indeed, all normalized strength of the shoulder complex muscles remained similar across the biological age. Muscular strength increased progressively with both mass and height (Jones et al., 2000). It seems logical to find no difference in normalized strength with the increase in biological age. Furthermore, the bilateral differences in internal rotators, external rotators, middle trapezius, lower trapezius and latissimus dorsi strength were maintained after the normalization. Bilateral differences undoubtedly resulted from the repeated unilateral muscular exertion required during tennis motions. This bilateral difference observed in all of our biological groups along with the lack of normalized strength difference between groups underlines that the strength alterations observed during the prepubertal period may be the consequence of intensive tennis practice.

Tennis practice is known to create an imbalance between mobilizer and stabilizer muscles (Cools et al., 2010; Ellenbecker & Roetert, 2003). The ratio between external and internal rotators has been extensively described in the literature, with the glenohumeral internal rotators being stronger than the external rotators (Edouard et al., 2013; Ellenbecker & Roetert, 2003). Furthermore, imbalance between agonist and antagonist muscles of the scapula is known to be a risk factor to develop a shoulder injury (Edouard et al., 2013; Kibler et al., 2013). Our players were healthy and presented no significant bilateral differences in strength ratios. The lack of difference in their strength ratio may reinforce the importance of developing the dominant side in symmetrical proportion to the non-dominant side to preserve the physical integrity (Rogowski, Creveaux, Genevois, et al., 2015). From an early age, the strength balance in the dominant rotator cuff and scapular muscles is crucial to maintain the congruence of the humeral head in the glenoid cavity when the arm moves to carry out tennis movements.

Some limitations of the present study warrant discussion. A first limitation lies in the sample of players: 7-13 year-old elite, boy players. Our results, which complement those of (Cools et al., 2014) using 13-17 year-old elite boy players, cannot however be generalized to tennis players of other skill-levels, sexes, or ages. A second limitation may concern the method to normalize the strength values. We chose to express strength values relative to bodyweight (Cools et al., 2010; Cools et al., 2014; Hurd et al., 2011), while other methods, such as the allometric one (Jaric et al., 2005), can offer a reliable alternative. Furthermore, isometric

torque instead of force measurement may reduce uncertainties due to sensor position and inter-subject variability in body segment lengths. Last limitation comes from the choice of an isometric contraction mode for the strength measurements. The isometric contraction might not reflect the actions of the shoulder and scapular muscles involved during tennis practice, which mainly requires concentric and eccentric contractions (Edouard et al., 2013) up to 2000°/s at the glenohumeral joint (Elliott, Marshall, & Noffal, 1995). Isokinetic measurements may be more appropriated, but take more time, and isokinetic dynamometer was not available in our tennis training sport facilities. However, this study was the first to focus on shoulder range of motion and strength in prepubertal players involved in intensive tennis practice. It contributed to the description of the adaptive mechanisms in shoulder range of motion and strength in healthy boy tennis players during the 4 years before the age of peak height velocity. Further studies are needed to compare the range of motion and strength adaptations between healthy and painful shoulders in young tennis players in order to provide useful information for shoulder rehabilitation.

VI. Conclusion

In healthy prepubertal elite tennis players, the IROM decreased in relation to biological age, which was not compensated by an increased EROM, and thus resulting in a decreased TAM at the dominant side compared with the non-dominant one. Overall, the dominate side was stronger than the non-dominant one for all biological ages. We also pointed out that an asymptomatic dominant shoulder presents an agonist/antagonist strength balance similar to the non-dominant one. These findings indicate that tennis-specific adaptations at the shoulder joint occurred early in childhood. This study presents new knowledge to clinicians and coaches so as to improve the monitoring of shoulder adaptations to tennis practice during prepubertal years, and to prevent the occurrence of inappropriate adaptations at the shoulder in young overhead throwing athletes.

**CHAPITRE 3 : AMPLITUDE ARTICULAIRE
ET FORCE MUSCULAIRE DU COMPLEXE
ARTICULAIRE DE L'ÉPAULE CHEZ DES
JEUNES JOUEURS ÉLITES DE TENNIS
AVEC ET SANS ANTECEDENT DE
PROBLEME A L'EPAULE**

(Gillet et al., 2018)

Ce chapitre se présente également sous la forme d'un article. Dans le chapitre 2, nous avons mis en avant que les jeunes joueurs de tennis élite présentent dès le plus jeune âge les adaptations classiques en termes d'amplitude articulaire et de force musculaire liées à la pratique du tennis ; à savoir une amplitude de rotation interne de l'articulation glénohumérale plus faible, une amplitude de rotation externe plus élevée ainsi que des muscles plus forts du côté dominant par rapport au côté non-dominant. Ils présentent toutefois un développement équilibré en termes de force musculaire comme l'attestait l'absence de différence significative sur les ratios de force. Une fois l'épaule du jeune joueur de tennis caractérisée, il devient intéressant d'identifier des facteurs de risque de blessures afin d'améliorer la prévention. C'est le deuxième sous-objectif spécifique de la thèse qui sera traité au cours de ce troisième chapitre.

Article 2:

**Shoulder range of motion and strength in young competitive tennis players with and without history of shoulder problems (2018). Benoît Gillet, Mickaël Begon, Marine Diger, Christian Berger-Vachon, and Isabelle Rogowski. *Physical Therapy in Sports*, 31, 22-28. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.01.005>.
https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1466853X17302924?_rdoc=1&_fmt=high&_origin=gateway&_docanchor=&md5=b8429449ccfc9c30159a5f9aeaa92ffb**

I. Contribution des co-auteurs

Cette étude a été réalisée par Benoit Gillet, Mickaël Begon, Marine Diger, Christian Berger-Vachon, et Isabelle Rogowski. Ce travail de recherche a été mis en place lors de discussion entre Benoit Gillet, Mickaël Begon, Christian Berger-Vachon et Isabelle Rogowski. Le recueil de données a été réalisé par Benoit Gillet et Marine Diger à la Ligue du Lyonnais de Tennis à Bron. Le traitement et l'analyse des données ont été menés par Benoit Gillet et vérifiés par Isabelle Rogowski et Mickaël Begon. L'article a été rédigé par Benoit Gillet, puis Isabelle Rogowski, Mickaël Begon, Christian Berger-Vachon et Marine Diger ont effectué diverses corrections et ont fait part de leurs critiques.

Shoulder range of motion and strength in young competitive tennis players with and without history of shoulder problems

Abstract

Objective: To assess the effect of a history of shoulder problems on the shoulder flexibility and strength in young competitive tennis players.

Design: Cross-sectional study

Participants: Ninety-one competitive and asymptomatic tennis players aged between 8 and 15 years old were divided into two groups according to the presence or absence of a history of shoulder problems

Outcome Measures: Glenohumeral joint ranges of motion and the strength of eight shoulder muscles were bilaterally assessed. Five agonist/antagonist muscle strength ratios were also reported. Ranges of motion, strengths and strength ratios were bilaterally compared between the two groups.

Results: Players with a history of shoulder problems presented a higher total arc of rotation for both glenohumeral joints ($p = 0.02$) and a lower external/internal glenohumeral rotator muscle strength ratio ($p = 0.02$) for both sides. They also presented stronger upper trapezius ($p = 0.03$) and dominant serratus anterior ($p = 0.008$) muscles than players without a history of shoulder problems.

Conclusion: Having a history of shoulder problems may alter the balance between mobility and stability within the shoulder complex suggesting that particular attention should be given to dominant and non-dominant shoulder functions by coaches and clinicians.

Keywords: Shoulder, Overhead sport, flexibility, strength

II. Introduction

In tennis, talented players begin participating in rigorous training sessions at 8-10 years old in order to maximize their progression and performance (Pestre, 2008). This early intensive training is known to be a major risk factor for injuries related to overuse (DiFiori et al., 2014). These injuries related to overuse, mainly located in the dominant shoulder, knees, and back (Pluim et al., 2015; Van der Sluis et al., 2016), are reported in 77% to 87% of elite tennis players, that of which are 12 years old and are training 11h/week (Van der Sluis et al., 2016). Specifically, the shoulder injuries related to overuse quickly cause functional limitations and

pain (DiFiori et al., 2014; Green, Taylor, Watson, & Ardern, 2013). They often affect the young player's lifestyle and future career (Myklebust, 2009). Shoulder injury prevention may then represent an effective solution when tailored to the precise characteristic associated with the target population. However, little information on shoulder functional limitations in young competitive tennis players is available.

The unilateral and repetitive nature of tennis activity generates functional and asymmetric adaptations of the immature skeleton (Cools et al., 2010; Cools et al., 2014; Gillet, Begon, Sevez, Berger-Vachon, & Rogowski, 2017). When compared with the non-dominant side, the dominant glenohumeral joint of healthy young players presents roughly a 10° decrease in internal rotation range of motion (IROM), and roughly a 4° increase in external rotation range of motion (EROM) resulting in a loss in the total arc of motion ($TAM = IROM + EROM$) (Cools et al., 2014; Gillet et al., 2017). Furthermore, in healthy prepubescent players, although the shoulder muscle is stronger in the dominant side than in the non-dominant one, the dominant agonist-antagonist muscular balance remains similar to those of the non-dominant side (Gillet et al., 2017). These adaptations in both flexibility and strength are thought to be crucial to protect the shoulder complex during the intensive overhead motions (Cools et al., 2010; Cools et al., 2014; Gillet et al., 2017). In contrast, poor and excessive adaptations are thought to be potentially injurious (Cools, Witvrouw, Declercq, Vanderstraeten, & Cambier, 2004; Ellenbecker & Roetert, 2003; Wilk et al., 2011). However, the threshold between protective and injurious adaptations remains unclear regarding the case of the young tennis population.

The upper arm acceleration and deceleration involved during tennis motions require passive and active mechanisms to ensure the congruence between the humeral head and the glenoid cavity (Burkhart et al., 2003). A repeated deceleration phase tightens the posterior capsule, resulting in a limited glenohumeral IROM, which may be critical for the shoulder integrity (Takenaga et al., 2015); such an alteration is observed in adult tennis players with a history of shoulder injury (Moreno-Pérez et al., 2015). However, in baseball, young players with a history of shoulder pain present similar flexibility when compared to their healthy counterparts (Trakis et al., 2008). Moreover, decreased contribution of the passive structures to stabilize the humeral head in the glenoid is known to increase the amount of loads on the rotator cuff muscles, resulting in a larger contribution of the active stabilizers of the shoulder during upper arm motions (Lippitt et al., 1993; Walton et al., 2002). However, alterations in the shoulder stabilizer muscles demonstrated by a weakness in dominant middle trapezius and also by an imbalance in glenohumeral rotator muscle strength are related to a history of

shoulder pain in young baseball players (Trakis et al., 2008). Identifying alterations in active stabilizers and shoulder flexibility in young tennis players may help to prevent the likelihood of shoulder injuries.

The aim of this retrospective study was to assess the effect of a history of shoulder problems on the shoulder flexibility and strength in young competitive tennis players. It was hypothesized that young tennis players with a history of shoulder problems would not present with a limitation in the glenohumeral range of motion, but rather a strength deficit in the middle trapezius and an imbalanced strength ratio between the external/internal rotator muscles when compared with players without a history of shoulder problems.

III. Methods

Ninety-one competitive male tennis players (age: 8 to 15 years old, height: 124 to 184 cm, mass: 24 to 72 kg) volunteered to participate in this study, approved by the Ethics Committee ‘Sud-Est II’ (IRB 00009118). Their legal guardians signed the written consent form. Participants were recognized as the best players in their age category in France and were members of the regional tennis center of excellence (Lyon, France).

Players provided various information regarding their tennis careers, including their years of tennis practice, their weekly tennis and conditioning exposure, and their French ranking (Federation, 2004); page 44 for a table correspondence between French ranking and the International Tennis Number). For the statistical analysis, the French Ranking (qualitative variable) was transformed into a quantitative variable as proposed by Lac and Pantelidis (1998): zero corresponds to no ranking, 1 to ranking 40, 2 to ranking 30/5, etc. Each player’s height, sitting height and mass were measured and used with the chronological age in accordance with Mirwald et al. (2002) ’s equation to estimate each player’s biological age. As in Green et al. (2013)’s study, players were divided into two groups according to the answer given to the closed question about their history regarding shoulder issues: “Have you had any problems in your dominant shoulder during the last 12 months that have affected your tennis practice?”: The players’ answers were confirmed by their parents’ and coaches’ answers as well as the information in the player’s health record, in which each health intervention is noted by private practitioners. Sixty-one players gave a negative answer (NHSP for No History of Shoulder Problems), while thirty players gave a positive response (HSP for a history of shoulder problems).

Impingements, instabilities, rotator cuff tendinopathies, and laxity were assessed with 13 shoulder clinical tests performed by an experienced sports physician (Table 9). Four possibilities were defined as potential outcomes for the test results: bilaterally negative, positive in the dominant side while negative in the non-dominant side, negative in the dominant side while positive in the non-dominant side or bilaterally positive.

Table 9 : Presentation of the thirteen clinical tests and the frequency (%) of response status to the laxity tests in young competitive tennis players with a history of shoulder problems (HSP) and without a history of shoulder problems (NHSP) with s1 bilaterally negative, s2 positive in the dominant side and negative in the non-dominant side, s3 positive in the non-dominant side and negative in the dominant side, s4 bilaterally positive

Target	Tests	Positive	Status	HSP	NHSP
Impingements	Neer's test	Pain occurred	s1	100	100
	Yocum's test				
	Hawkins's test				
Instabilities	Apprehension test	Apprehensive feeling	s1	100	100
	Relocation test				
Rotator cuff tendinopathies	Jobe's test	Pain occurred	s1	100	100
	Gerber's test	Could not achieve the movement			
	Yergason test				
	Belly press test				
	Palm up test, Patte's test				
Laxity	Sulcus sign	Sulcus appear in a subacromial area	s1	6.7%	47.6%
			s2	0	0
			s3	26.7%	0
			s4	66.7%	52.4%
	Drawer test	Movement between fixed scapula and movable humerus is considered too large by the physician. Audible click	s1	40%	52,4%
			s2	0	0
			s3	46.7%	38.1%
			s4	13.3%	9.5%

The passive Internal rotation Range Of Motion (IROM) and External rotation Range Of Motion (EROM) of the glenohumeral joint were bilaterally measured twice, using a bubble

goniometer as fully described in Gillet et al. (2017) (Figure 15). Values for both repetitions were averaged, and then used to calculate both the Total Arc of Motion (TAM), and the bilateral difference in IROM (side-to-side asymmetry = dominant - non-dominant). The intra-rater reliability of the shoulder joint rotation range of motion was good (intraclass coefficients of correlation, $ICC[2,k] = 0.81-0.87$, the Standard Errors of Measurement, $SEM = 0.82-1.26^\circ$, the Minimum Detectable Change at 95% confident interval, $MDC_{95\%} = 2.30-3.53^\circ$ (Gillet et al., 2017).



IROM



EROM

Figure 15 : Assessment of the Internal (IROM) and External (EROM) rotation Range of motion of the glenohumeral joint

The maximal isometric strength of eight shoulder muscles (*i.e.*, internal rotators, external rotators, upper trapezius, middle trapezius, lower trapezius, serratus anterior, latissimus dorsi, rhomboids) was bilaterally assessed using a hand-held dynamometer (HHD; microFET2; Hoggan Health Industries Inc, West Jordan, Utah, USA), as previously described in Gillet et al. (2017) (Figure 16). Each test was performed twice under vocal encouragement with a 30-s rest period in-between. The intra-rater reliability of strength measurement was good ($ICC[2,k] = 0.81-0.95$ and $SEM = 0.75-6.33$ N, $MDC_{95\%} = 2.10$ N-17.72 N) (Gillet et al., 2017). As recommended by Jaric et al. (2005), the highest strength value for each muscle was allometrically normalized such that the maximal strength was divided by the player's body mass to the power 2/3 ($SEM=0.09-0.56$, $MDC_{95\%}=0.24-1.52$). Indeed, the muscle strength increases in a non-linear manner with the increase in body size (Jaric et al., 2005). Five strength ratios, namely external/internal rotators, upper/lower trapezius, upper trapezius/latissimus dorsi, middle trapezius/serratus anterior and upper trapezius/serratus

anterior were then computed ($ICC[2,k] = 0.88-0.98$, $SEM=0.01-0.37$, $MDC_{95\%}=0.03-1.03$) (Cools et al., 2010; Cools et al., 2014).

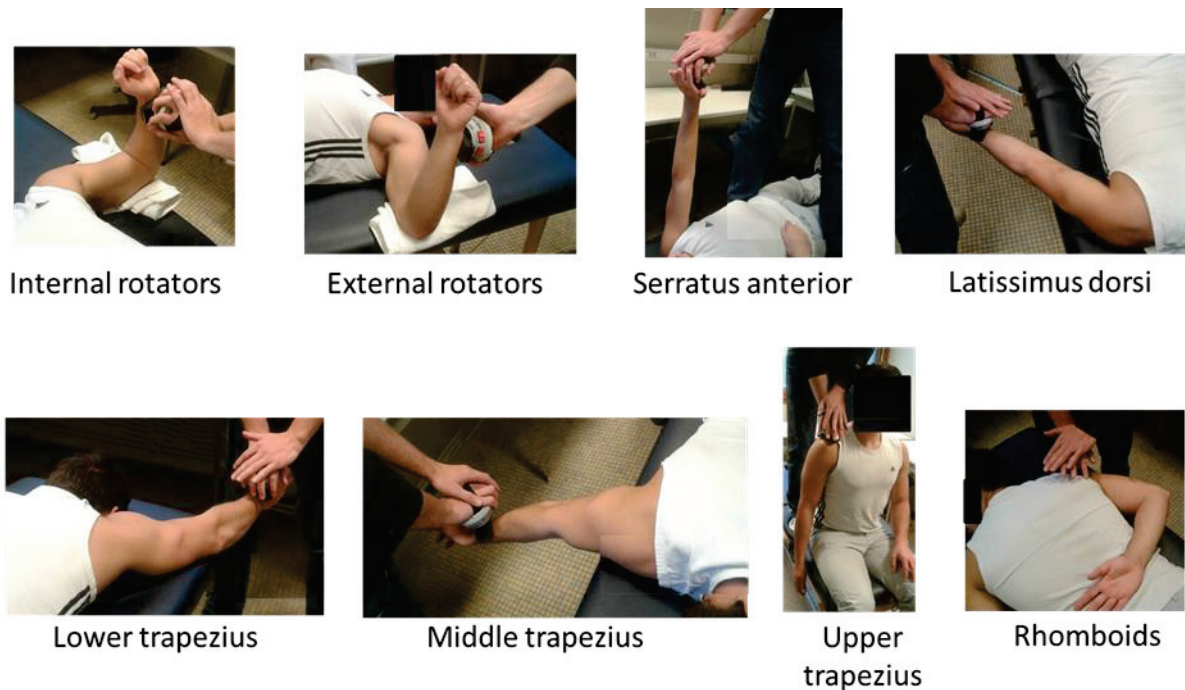


Figure 16 : Photos of the shoulder muscle strength evaluation.

After testing for the normality and homoscedasticity of the values, Student t-tests for independent samples were used to compare demographic and tennis-related characteristics. The relationship between the groups and the clinical test outcomes was assessed using Chi-Squared tests. ANOVAs with one inter-subject factor (*history*: NHSP vs HSP) and one within factor (*laterality*: dominant vs non-dominant sides) were performed on range of motion and strength outcomes. In case of significant interaction effect, post-hoc tests, namely Student t-tests, were applied with the Bonferroni's correction. All statistical analyses were performed using SPSS 11.0 software (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). The level of significance was set at $P \leq 0.05$.

IV. Results

For the demographic and tennis-related characteristics, Student t-tests revealed no significant difference between the NHSP and HSP groups ($p > 0.05$ for all; Table 10).

Table 10 : Mean ($\pm$ standard deviation) demographic and tennis characteristics between the groups with a history of shoulder problems (HSP) and without a history of shoulder problems (NHSP)

	HSP	NHSP	<i>p</i> -values
n	30	61	
Age (year)	11.5 $\pm$ 2.0	11.2 $\pm$ 1.8	0.25
Height (cm)	150.3 $\pm$ 14.5	148.8 $\pm$ 12.0	0.31
Mass (kg)	38.8 $\pm$ 10.2	37.8 $\pm$ 9.0	0.32
Age from APHV (year)	-2.6 $\pm$ 1.5	-2.9 $\pm$ 1.3	0.21
Tennis practice (year)	6.1 $\pm$ 2.5	6.2 $\pm$ 2.2	0.43
Weekly tennis exposure (hours)	8.6 $\pm$ 2.8	8.3 $\pm$ 2.5	0.31
Weekly conditioning exposure (hours)	2.5 $\pm$ 1.6	2.4 $\pm$ 1.7	0.45
Ranking (Qualitative ranking French ranking)	8 $\pm$ 5 15/5	7 $\pm$ 5 30	0.23

In both groups, all clinical tests were negative except for the sulcus sign test. For the sulcus sign test (Table 9), the Chi-Squared test demonstrated a lower proportion of a bilateral negative test and a higher proportion of a test which was positive in the non-dominant side while simultaneously negative in the dominant side for the HSP group when compared to the NHSP group ($p = 0.002$). Both groups presented a similar proportion of the bilaterally positive test.

For glenohumeral ROM, no interaction effect (*history* $\times$ *laterality*) was found. However, ANOVAs (Table 11) showed a tendency of a *history* effect for IROM and EROM ($F_{1,91} = 2.73$ $p = 0.06$ and $F_{1,91} = 2.15$. $p = 0.07$, respectively) and a significant *history* effect for TAM ($F_{1,91} = 3.73$; $p = 0.02$); all values were higher for HSP players. Furthermore, ANOVAs revealed a significant *laterality* effect for IROM ($F_{1,91} = 25.46$; $p = 0.001$), EROM ($F_{1,91} = 3.09$; $p = 0.04$) and TAM ($F_{1,91} = 9.07$; $p = 0.001$). In both groups, IROM and TAM were lower in the dominant side, while EROM was higher. Overall, no significant effect was found for side-to-side asymmetry in IROM.

Table 11 : Mean ($\pm$ standard deviation) of range of motion (in degrees) in internal (IROM), external (EROM) rotation and total arc of motion (TAM) for the dominant (D) and non-dominant (ND) glenohumeral joint and side-to-side asymmetry in IROM between the groups with a history of shoulder problems (HSP) and without a history of shoulder problems (NHSP)

		HSP	NHSP	
IROM	D	75 $\pm$ 10	72 $\pm$ 10	**
	ND	80 $\pm$ 8	77 $\pm$ 10	
EROM	D	86 $\pm$ 8	83 $\pm$ 9	*
	ND	85 $\pm$ 8	82 $\pm$ 10	
TAM	D	162 $\pm$ 12	155 $\pm$ 15	**, [†]
	ND	165 $\pm$ 13	159 $\pm$ 16	
side-to-side asymmetry in IROM		-5 $\pm$ 7	-5 $\pm$ 9	

*and ** are a significant laterality effect with $p < 0.05$ and $p < 0.01$, respectively

[†] is a pain effect with $p < 0.05$

For the allometric normalized strength, ANOVAs (Table 12) showed only an interaction effect for the serratus anterior ($F_{1,91} = 3.20$; $p = 0.03$). Post hoc analyses revealed that the dominant side was stronger only with the HSP group ($p = 0.008$) and the dominant serratus anterior tended to be stronger in the HSP group than in the NHSP group ($p = 0.057$). ANOVAs also revealed a *history* effect for the upper trapezius ($F_{1,91} = 3.22$; $p = 0.03$), which was bilaterally stronger in the HSP group. In addition, ANOVAs showed a significant *laterality* effect for internal rotators ($F_{1,91} = 13.20$; $p = 0.001$), external rotators ($F_{1,91} = 6.15$; $p = 0.008$), upper trapezius ($F_{1,91} = 6.80$; $p = 0.005$), middle trapezius ($F_{1,91} = 10.01$; $p = 0.001$), lower trapezius ($F_{1,91} = 16.24$; $p = 0.001$), and latissimus dorsi ($F_{1,91} = 14.73$; $p = 0.001$). Those were stronger in the dominant side when compared to the non-dominant side. Finally, no statistical difference was found for rhomboids.

For the strength ratios (Table 12), ANOVA revealed no interaction effect, but a *history* effect for the external/internal rotator ratio ($F_{1,91} = 3.99$; $p = 0.02$, $MDC_{95\%} = 0.04$), which was lower in HSP players.

Table 12 : Mean ($\pm$ standard deviation) of allometric normalized isometric strength and strength ratio of the shoulder complex muscles for the dominant (D) and non-dominant (ND) side between the groups with a history of shoulder problems (HSP) and without a history of shoulder problems (NHSP)

		HSP	NHSP	
Maximal strength (%)				
Internal rotators	D	10.58 ± 1.74	10.43 ± 2.36	**
	ND	10.22 ± 1.66	9.66 ± 2.25	
External rotators	D	8.90 ± 1.56	9.26 ± 1.88	**
	ND	8.78 ± 1.31	8.77 ± 1.87	
Upper trapezius	D	23.99 ± 3.79	22.56 ± 4.17	**,†
	ND	23.04 ± 3.82	21.63 ± 3.75	
Middle trapezius	D	2.61 ± 1.58	2.33 ± 1.89	**
	ND	2.46 ± 1.53	2.10 ± 1.66	
Lower trapezius	D	2.31 ± 1.44	1.84 ± 1.48	**
	ND	2.06 ± 1.23	1.67 ± 1.31	
Serratus anterior	D	16.43 ± 9.90**	12.92 ± 9.98	
	ND	14.67 ± 9.06**	12.68 ± 9.81	
Latissimus dorsi	D	3.95 ± 2.30	3.26 ± 2.54	**
	ND	3.68 ± 2.16	2.99 ± 2.33	
Rhomboids	D	13.94 ± 3.24	13.45 ± 2.94	
	ND	14.37 ± 3.39	13.29 ± 2.88	
Strength ratio				
External / internal rotators	D	0.85 ± 0.14	0.91 ± 0.16	†
	ND	0.87 ± 0.14	0.92 ± 0.13	
Upper / lower trapezius	D	8.21 ± 1.56	8.40 ± 1.95	
	ND	8.58 ± 1.76	8.75 ± 1.78	
Upper trapezius / latissimus dorsi	D	4.70 ± 0.80	4.61 ± 0.78	
	ND	4.76 ± 0.92	4.87 ± 1.18	
Middle trapezius / serratus anterior	D	0.17 ± 0.05	0.18 ± 0.05	
	ND	0.17 ± 0.03	0.17 ± 0.03	
Upper trapezius/ serratus anterior	D	1.18 ± 0.32	1.16 ± 0.17	
	ND	1.20 ± 0.29	1.14 ± 0.24	

** is a significant laterality effect with $p < 0.01$

† means a significant effect of a history of shoulder problems with $p < 0.05$

V. Discussion

This study aimed to evaluate the effect of a history of shoulder problems (HSP) on both the glenohumeral joint range of motion and on the shoulder complex muscles' strength in young competitive tennis players. Our main findings were that players with a history of shoulder

problems presented with a large glenohumeral total arc of rotation as well as a strength imbalance of rotator muscles. These players also presented with a stronger upper trapezius in both sides than players without a HSP.

Our population, from the Lyon center of excellence, involved 33% of players having had a HSP and 67% of players without a HSP and trained 11 ± 4 hours per week, was an adequate representation of a young elite tennis population. Indeed, in the national high performance program of the Royal Dutch Lawn Tennis Association, tennis players aged between 11 and 14 years old practice between 9 to 12 hours per week (Pluim et al., 2015; Van der Sluis et al., 2016). Such a rigorous training schedule is known to lead to shoulder injuries (DiFiori et al., 2014). Epidemiological studies have commonly reported that shoulder injury occurs in 20-50% of junior and adult competitive tennis players (Kovacs, Ellenbecker, Kibler, Roetert, & Lubbers, 2014; Pluim et al., 2006). Although only one group had a history of shoulder problems, all players had no symptomatic shoulders at the time of the experiment, as highlighted by the negative responses to the clinical tests. Only the laxity test presented positive answers but the rate of these positive answers in our groups altogether was similar to the 54% reported in the asymptomatic adolescent athletic population (Snyder, 2015). Moreover, both of our groups of players presented similar demographic characteristics and tennis experience. We then assumed that the differences in range of motion and strength outcomes observed between both our groups are most likely primarily the consequence of the history of shoulder problems.

In tennis players, the increase in EROM remains lower than the decrease in IROM, resulting in a reduced TAM in the dominant arm when compared with the non-dominant one (Ellenbecker et al., 2002; Gillet et al., 2017). Our two groups of players presented these classical tennis adaptations and were therefore similarly influenced by the tennis-playing. However, our IROM values were larger than in previous studies on tennis players (Cools et al., 2014; Ellenbecker et al., 2002). These differences may be explained by the age of the tennis players (children in our study vs junior and adult players in Ellenbecker et al., 2002; Cools et al., 2014, respectively), and the plane for ROM assessment plane (scapular in our study vs frontal in other studies (Cools et al., 2014; Ellenbecker et al., 2002). This adaptation in EROM is mainly due to osseous alterations (Crockett et al., 2002), while this decrease in IROM is mainly the consequence of the stiffening of the shoulder capsule posterior aspect (Takenaga et al., 2015). An excessive decreased IROM and TAM are commonly present in players with shoulder injuries (Moreno-Pérez et al., 2015; Wilk et al., 2011). Thus, loss of IROM ($>18^\circ$) and TAM ($>5^\circ$) in the dominant side when compared with the non-dominant

side has been defined as a risk factor of shoulder injuries (Wilk et al., 2011). As shown by the side-to-side asymmetry in IROM, both of our groups were largely below these thresholds. Surprisingly, players with a HSP presented a higher TAM in both sides than those without a HSP. This difference between groups may suggest an innate laxity, which could be a risk factor. Despite similar antero-posterior laxity in both our groups, 94% of players with a HSP presented with inferior laxity, while this figure decrease to merely 50% of players in the group without a HSP. A wide range of flexibility is normal in a young population (Mautner & Blazuk, 2015), but excessive shoulder laxity on the dominant side can result in an imbalance between mobility and stability (Borsa et al., 2008). When passive anatomical structures cannot fulfil their stability function, rotator cuff muscles should actively compensate to preserve the integrity of the shoulder (Lippitt et al., 1993; Walton et al., 2002). The wide range of flexibility observed in our player with a HSP could then lead to the overuse of the rotator cuff muscles.

The tennis players' glenohumeral muscles are commonly stronger in the dominant side than in the non-dominant side in response to tennis playing (Ellenbecker & Roetert, 2003; Gillet et al., 2017). As expected, both of our groups had stronger dominant internal and external rotator muscles than non-dominant ones. Due to their implication in the acceleration phase, the dominant internal rotator muscles become stronger in a larger proportion than the dominant external rotator muscles, which are involved in the arm-racket complex deceleration and in the humeral head stabilization during the follow-through phase (Elliott et al., 2003; Kibler et al., 2007). Our players with a HSP tend to have stronger internal rotator muscles and weaker external rotators, thus resulting in a lower strength ratio than players without a HSP. The strength ratio between external and internal rotator muscles is generally viewed as an indicator of the glenohumeral stability (Edouard et al., 2013; Ellenbecker & Roetert, 2003). An imbalance of this ratio is usually related to an external rotator weakness, which might not be able to withstand the effect of the internal rotator muscle contraction (Edouard et al., 2011; Edouard et al., 2013) and could lead to excessive humeral head translation. The imbalance in glenohumeral rotator muscle strength observed in our young competitive players with a HSP may compromise the glenohumeral joint stability during tennis motions, and may therefore related to shoulder injuries.

Scapular muscles are also stronger in the dominant side because of unilateral tennis motion repetitions (Cools et al., 2010; Gillet et al., 2017). As expected, both our groups had stronger dominant scapular muscles than the non-dominant ones. Indeed, the upper trapezius and the serratus anterior rotate the scapula according to the humerus motion during the acceleration

phase, whereas the middle and the lower trapezius act in synergy to stabilize the scapula during the follow-through phases (Kibler et al., 2007). As the scapula plays a crucial role in the shoulder biomechanics (Burkhart et al., 2003; Kibler et al., 2007), its function is commonly assessed using scapular muscle strength ratios, particularly between upper/lower trapezius; upper trapezius/serratus anterior and middle trapezius/serratus anterior (Cools et al., 2004; Smith et al., 2009). An imbalance of these ratios is thought to increase the risk of shoulder injuries, such as impingement syndrome (Cools et al., 2004; Smith et al., 2009). Although these strength ratios were similar between our groups, players with a HSP presented stronger upper trapezius and stronger dominant serratus anterior than players without a HSP. Such an excessive strength may increase scapular internal rotation, leading to an increase in the postero-superior contact pressure between the humeral head and the glenoid cavity when the humerus is abducted to 90° and maximally externally rotated (Mihata et al., 2012). Moreover, as previously reported by Cools et al. (2007), an upper trapezius with an excessive amount of strength could alter the balance between the scapular muscles and may induce shoulder problems. As suggested by Kibler et al. (2007), the co-activation of the upper trapezius and serratus anterior provides a stable platform required for the activation of the rotator cuff muscles. The balance between the glenohumeral internal and external rotators may thus be jeopardized by the alteration in upper trapezius and serratus anterior strength amongst players having a history of shoulder problems. Even if scapular muscle strength is influenced by tennis-playing, an excessive amount of strength of the upper trapezius or a lack of change in the amount of strength of the scapular stabilizer muscles could alter the optimal shoulder function in young tennis players.

Our study presents some limitations, which need discussion. The first limitation lies on the shoulder and scapular muscle assessment. Similar to previous studies (Cools et al., 2014; Coupe et al., 2014), our strength values were isometric. These values were not fully representative of muscle involvement in tennis where concentric and eccentric contractions are required (Elliott et al., 2003). Moreover, for the serratus anterior isometric strength test, Gillet et al. (2017) and Cools et al. (2014) find a good reliability ($ICC > 0.81$, $n = 61$ and $n = 59$, respectively), while Donatelli et al. (2000) find a very weak reliability ($ICC = 0.26$, $n = 43$). The serratus anterior strength remains difficult to assess, since four different tests can determine the serratus anterior maximum activation (Dal Maso et al., 2016). Lastly, as in Green et al. (2013) and Moreno-Pérez et al. (2015)'s studies, our study is retrospective regarding the history of shoulder problems reported by players. The potential recall bias (Gabbe, Finch, Bennell, & Wajswelner, 2003) was minimized with the help of players'

parents, coaches and health record. The rehabilitation programs were neither controlled nor investigated and may partially also explain the observed differences. By including only 8- to 15-year-old competitive male tennis players, our results cannot also be generalized to another population. Future studies then need to confirm our results with tennis players of different age or sex, and have to consider the rehabilitation program and the precise medical condition when the shoulder problem occur. The observed differences could also be either the direct consequence or the cause of the history of shoulder problems. A prospective study may help clarify this dilemma.

VI. Conclusion

This study was the first to compare young competitive tennis players with and without a history of shoulder problems. It contributes to the description of the shoulder outcomes associated with the previous shoulder problems. The history of shoulder problems in young competitive tennis players was related to a wide range of flexibility at the dominant glenohumeral joint, an imbalanced strength ratio of glenohumeral rotator muscles and an excessive strength of the upper trapezius. These could alter the crucial balance between mobility and stability at the shoulder complex. This information may be useful to improve shoulder injury monitoring as well as prevention programs for young competitive tennis players.

**CHAPITRE 4 : ÉTUDE LONGITUDINALE
DES AMPLITUDES ARTICULAIRES ET DES
FORCES MUSCULAIRES DE L'ÉPAULE
CHEZ DES JEUNES JOUEURS DE TENNIS
ÉLITES : APPORTS METHODOLOGIQUES.**

Dans le chapitre 2, les adaptations spécifiques du jeune joueur de tennis liées à la pratique ont été mises en avant. Les joueurs présentent dès le plus jeune âge (i.e., 4 ans avant le pic de croissance ; soit environ 9 ans) les adaptations liées à la pratique des sports « overhead ». Ils présentent du côté dominant une plus faible amplitude de rotation interne et une plus grande amplitude de rotation externe de l'articulation glénohumérale par rapport au côté non-dominant. L'amplitude totale est conservée. Ils possèdent également une force brute et normalisée des muscles de l'épaule plus élevée du côté dominant. De plus, en comparant des joueurs d'âges biologiques différents, nous avons observé que les amplitudes de rotation interne et totale de l'articulation glénohumérale diminuent avec l'augmentation de l'âge biologique alors que les forces musculaires brutes augmentent. Cependant, une fois normalisée par le poids de corps de l'individu, la force reste constante. Par ailleurs, le chapitre 3 a décrit des caractéristiques du complexe articulaire de l'épaule pouvant être associées aux problèmes d'épaule. Les joueurs avec antécédent de douleur présentent une plus grande amplitude de rotation de l'articulation glénohumérale, un plus faible ratio de force des muscles rotateurs externes/internes de l'articulation glénohumérale, et des plus forts muscles mobilisateurs de la scapula (suggérant des muscles stabilisateurs insuffisamment développés) que les joueurs asymptomatiques et sans antécédent de douleur. Cependant, il reste difficile de déterminer si ces maladaptations sont la cause ou la conséquence de l'antécédent de blessure à l'épaule et un suivi longitudinal permettrait de clarifier cette situation.

I. Introduction

Les études longitudinales et prospectives en biomécanique sont rares. Bien qu'elles soient les plus pertinentes pour décrire les spécificités physiques d'un sportif, comprendre son évolution et mettre en avant les facteurs de risque de blessures, les études longitudinales sont difficiles à mettre en place dans le milieu sportif. En effet, elles sont chronophages et nécessitent le sérieux et l'engagement soutenu des participants et des entraîneurs sur plusieurs années. D'après plusieurs études, un suivi de trois ans minimum est rapporté (Fleisig et al., 2017; Habechian, Malderen, Camargo, & Cools, 2018; Roetert et al., 2000). De plus, dans les centres de formation des jeunes sportifs, le roulement des joueurs est important puisque des joueurs sont exclus de ces programmes lorsqu'ils n'atteignent pas la progression espérée et parfois ils abandonnent. Par exemple, dans les travaux de Fleisig et al. (2017), sur les 51 joueurs qui ont débuté l'étude longitudinale de 7 ans, seulement 35 ont participé au moins à 3 années de mesures. Pour contourner cette contrainte temporelle, des études transversales sont

réalisées afin de montrer l'évolution physique des joueurs liée à la pratique, en évaluant et en comparant des joueurs de catégories d'âge différentes (Cools et al., 2014; Gillet et al., 2017; Meister et al., 2005). Cependant, ce type de comparaison peut introduire un biais dans l'analyse puisque l'exposition à la pratique (volume, méthode, etc.) n'est pas prise en compte. Par exemple, les joueurs âgés de 15 ans peuvent ne pas avoir connu la même pratique lorsqu'ils avaient 12 ans que les joueurs d'aujourd'hui du groupe de 12 ans, les profils physiques et adaptations peuvent alors différer. Ainsi, l'évolution des critères physiques en lien avec la pratique peut être sous-estimée ou surestimée.

Les études longitudinales en biomécanique utilisent généralement des approches statistiques peu adaptées comme l'ANOVA (Habechian et al., 2018; Roetert et al., 2000) qui multiplient les comparaisons et ainsi augmentent les chances de trouver une différence significative. Une autre approche plus adaptée a récemment été utilisée en biomécanique, les modèles linéaires à effets mixtes (Fleisig et al., 2017). Cependant, cet outil demande un traitement variable par variable. Il se révèle donc peu pertinent pour tenir compte de l'aspect multifactoriel des blessures à l'épaule et définir des profils à risque de blessures dans les activités « overhead ». Pour les analyses multifactorielles et longitudinales, les sciences humaines et sociales utilisent depuis récemment les analyses de transitions des profils latents (ATPL) afin de d'identifier des profils d'individus (Martinent, Gareau, Lienhart, Nicaise, & Guillet-Descas, 2018; Martinent & Nicolas, 2017; Nylund, 2007). Cet outil statistique pourrait être une approche innovante et prometteuse en biomécanique pour mettre en avant des profils de joueurs à risque de blessures dans les activités physiques.

L'ATPL est fondée sur l'hypothèse qu'à partir d'un ensemble de variables, il existe différentes classes (profils) sous-jacentes d'individus. Au cours du temps, un individu peut passer d'une classe à une autre ce qui permet d'examiner l'évolution de profil d'un individu au cours du temps. Cette analyse est composée de trois étapes. La première étape consiste à définir pour chaque temps de mesure le nombre de classes d'individus. Le modèle retenu est celui qui présente les valeurs les plus faibles des indicateurs *Bayesian Information Criterion* (BIC), *Akaike Information Criterion* (AIC) et *loglikelihood* (Martinent & Decret, 2015; Nylund, 2007). L'étape suivante consiste à décrire les changements de classes des individus au cours du temps. Afin de définir les classes, il est possible d'aiguiller le modèle à l'aide de co-variables. Enfin la dernière étape consiste à interpréter, en lien avec notre question de recherche, les profils d'évolution et les classes de joueurs définis par ATPL (Martinent & Decret, 2015; Nylund, 2007). À noter qu'il est possible d'exporter l'appartenance aux classes des individus sur les différents temps de passation pour utiliser alors des outils statistiques

plus traditionnels. Ainsi, l'ATPL semble pertinente pour identifier des variables discriminantes pour l'appartenance à une classe ou à un profil d'évolution ce qui permettrait de mettre en avant des profils de joueurs de tennis et des facteurs de risque de blessures à l'épaule.

L'objectif de ce chapitre est de définir des profils de joueurs à risque de blessures à l'épaule par ATPL afin d'identifier des facteurs de risque de blessures.

II. Méthodes

De 2013 à 2018, 113 joueurs et joueuses de la Ligue du Lyonnais de Tennis ont été évalués. Plus précisément, 48 ont été évalués une fois, 30 deux fois, 17 trois fois, 12 quatre fois, 4 cinq fois, et 2 six fois. Ils étaient âgés de 8 à 19 ans. Cette évaluation comprenait des mesures bilatérales d'amplitude de rotation de l'articulation glénohumérale (rotation interne, externe et totale), des mesures de forces de huit muscles ou groupes musculaires de l'épaule (les rotateurs internes, externes, les trois faisceaux du trapèze, le grand dorsal, les rhomboïdes, le dentelé antérieur), et de cinématique scapulaire (scaption, flexion, service). Les joueurs renseignaient leurs problèmes d'épaule dans l'année écoulée. Dans le cadre du suivi longitudinal, seules les mesures d'amplitude articulaire et de force musculaire ont été analysées par ATPL.

Les mesures d'amplitude de rotation de l'articulation glénohumérale ont été réalisées de façon passive à l'aide d'un goniomètre manuel comme décrit dans la revue de littérature (chapitre 1.IV.a.i (p 57) et dans Gillet et al. (2017). Précisément, le joueur était allongé sur le dos avec le bras à 90° d'abduction et le coude fléchi à 90°. L'expérimentateur amenait le bras en rotation interne puis externe alors qu'un deuxième examinateur relevait la valeur. Chaque mesure était réalisée deux fois de chaque côté. L'amplitude totale était connue en additionnant l'amplitude de rotation interne et externe alors que le GIRD était calculé par la soustraction de l'amplitude de rotation interne des côté non-dominant et dominant. Les moyennes étaient retenues pour l'analyse statistique.

Les mesures de force maximale isométrique de 8 muscles de l'épaule ont été réalisées à l'aide d'un dynamomètre manuel comme décrit dans la revue de littérature (chapitre 1.IV.b.i (p 61)) et dans Gillet et al. (2017). Chaque mesure a été réalisée deux fois de chaque côté et la valeur maximale était conservée. Les forces étaient ensuite normalisées par le poids de corps de l'individu ($\text{masse} \times 9.81$). Des ratios de forces des muscles agonistes et antagonistes ont également été calculés (rotateurs externes/rotateurs internes, trapèze supérieur/moyen, trapèze

supérieur/inférieur, trapèze supérieur/dentelé antérieur, trapèze moyen/dentelé antérieur, trapèze inférieur/dentelé antérieur). Les valeurs de forces brutes, normalisées et de ratios ont été utilisées pour l'approche statistique.

Au cours de ces trois ans de doctorat, plusieurs modèles ont été testés. Notamment, les amplitudes articulaires, les forces musculaires brutes du côté dominant, les forces normalisées des deux côtés, les forces normalisées du côté dominant, les ratios de forces et les différences bilatérales pour les valeurs de forces brutes et d'amplitudes articulaires ont respectivement servi de variables d'entrée d'une ATPL où le temps de mesure était l'âge biologique ou l'âge chronologique (Tableau 13). Ces paramètres ont été choisis pour leur importance dans la performance et pour leur lien présumé avec les blessures à l'épaule. À chaque âge biologique ou chronologique, les classes de joueurs ont été déterminées à partir de ces différentes variables d'entrée, puis l'évolution des joueurs au sein de ces classes au cours du temps a été examinée. Des co-variables (sexe, âge biologique et douleur à l'épaule) ont également été utilisées afin d'orienter les modèles. Pour comprendre l'origine de ces classes et profils d'évolution, un parallèle entre les classes, les profils d'évolution et le statut de douleur à l'épaule a été réalisé.

Tableau 13 : Présentation des différents modèles ATPL réalisés au cours de ce doctorat

variables d'entrée	temps de mesure	nombre de temps de mesure	co-variables	nombre de joueurs
amplitudes articulaires	âge biologique	4		50 vus 1 fois/20 vus 2 fois/10 vus 2 fois
amplitudes articulaires	âge biologique	3		6 vus 2 fois/10 vus 3 fois
forces musculaires brutes dominantes	âge biologique	5		30 vus 1 fois/24 vus 2 fois/14 vus 3 fois/3 vus 4 fois
forces musculaires brutes dominantes	âge chronologique	7	douleur sexe âge biologique	42 vus 1 fois/15 vus 2 fois/20 vus 3 fois/7 vus 4 fois/1 vus 5 fois
forces musculaires normalisées dominantes et non-dominantes	âge biologique	6		59 vus 1 fois/25 vus 2 fois/16 vus 3 fois/7 vus 4 fois
forces musculaires normalisées dominantes	âge biologique	4		53 vus 1 fois/26 vus 2 fois/12 vus 3 fois/2 vus 4 fois
forces musculaires normalisées dominantes	âge biologique	4		27 vus 2 fois/12 vus 3 fois/2 vus 4 fois
forces musculaires normalisées dominantes	âge biologique	4	Douleur	27 vus 2 fois/12 vus 3 fois/2 vus 4 fois
ratio de force	âge biologique	4		2 vus 1 fois/25 vus 2 fois/12 vus 3 fois/2 vus 4 fois
amplitudes articulaires et forces musculaires glénohumérales	âge biologique	6		52 vus 1 fois/28 vus 2 fois/17 vus 3 fois/9 vus 4 fois/2 vus 5 fois
Amplitudes articulaires et forces musculaires glénohumérales	âge biologique	5		23 vus 2 fois/14 vus 3 fois/3 vus 4 fois
amplitudes articulaires et forces musculaires glénohumérales	âge biologique	3		6 vus 2 fois/10 vus 3 fois
amplitudes articulaires et forces musculaires glénohumérales	âge biologique	3	Douleur	6 vus 2 fois/10 vus 3 fois
différences bilatérales forces brutes et amplitudes articulaires	âge biologique	4		53 vus 1 fois/26 vus 2 fois/12 vus 3 fois/2 vus 4 fois
différences bilatérales forces brutes et amplitudes articulaires	âge chronologique	7	douleur sexe âge biologique	42 vus 1 fois/15 vus 2 fois/20 vus 3 fois/7 vus 4 fois/1 vus 5 fois

Note : L'effectif des échantillons varie car le nombre de joueurs impliqués a augmenté avec les années d'évaluation. L'effectif diminue lorsque le choix de garder des joueurs observés un minimum de fois a été fait

Un focus sera fait sur le modèle défini à partir des forces brutes pour illustrer les différentes étapes de l'analyse et les difficultés rencontrées (Figure 17 et ligne en gris dans le Tableau 13). Dans cette exploration, 71 joueurs étaient impliqués sur cinq temps de mesure définis à partir de l'âge biologique calculé à l'aide de l'équation de Mirwald et al. (2002) (4 ans, 3 ans, 2 ans, 1 an avant l'âge prédit du pic de croissance, et à l'âge prédit du pic de croissance). Sur cette tranche d'âge, 30 joueurs ont été vus une fois, 24 deux fois, 14 trois fois et 3 quatre fois. Les variables d'entrée étaient les forces brutes des muscles rotateurs internes et externes de l'articulation glénohumérale, des trois faisceaux du trapèze, du dentelé antérieur, du grand dorsal et des rhomboïdes. Aux âges où les joueurs n'ont pas été évalués, les valeurs de force musculaire manquantes sont estimées par l'algorithme de l'ATPL. En effet, l'implémentation des valeurs manquantes par un algorithme maximum de vraisemblance permet d'obtenir des résultats plus fiables qu'une stratégie consistant à exclure les participants avec des valeurs manquantes (Enders, 2010).

III. Résultats

Pour le modèle utilisant les forces brutes comme variables d'entrée, la première étape de l'analyse a défini qu'à chaque temps de mesures, il y avait deux classes de joueurs (Figure 17). Plus précisément, le modèle à deux classes de joueurs par temps de mesure était à privilégier selon les indicateurs de l'ATPL (BIC, AIC, et loglikelihood) en comparaison des modèles avec plus de classes.

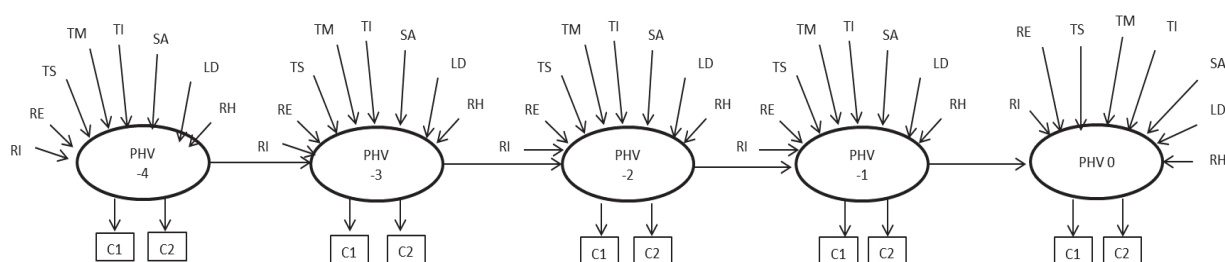


Figure 17 : Exemple d'un modèle ATPL avec RI : rotateurs internes ; RE : rotateurs externes ; TS : trapèze supérieur ; TM : trapèze moyen ; TI : trapèze inférieur ; LD : grand dorsal ; SA : dentelé antérieur ; RH : Rhomboïdes et C1 et C2 pour classe de joueurs 1 et classes de joueurs 2 définies par ATPL

A l'issue de la deuxième étape, sept profils d'évolution différents ont émergé de l'analyse ATPL, dont deux profils majoritaires comprenant respectivement 47 et 14 joueurs (Tableau 14). À titre informatif, le Tableau 15 présente les valeurs de force des deux profils les plus représentés. Toutes les forces musculaires étaient significativement discriminantes ($P < 0.05$) pour la répartition des joueurs dans les différents profils. Pour chacun des profils, la force des différents muscles augmentait avec l'augmentation de l'âge biologique (Tableau 15).

Au sein du premier profil (P1), sur les 47 joueurs, 16 ont été évalués au 1^{er} temps de mesures, 22 au 2^{ème} temps, 17, au 3^{ème} temps, 15 au 4^{ème} temps et 10 au 5^{ème} temps (Tableau 14). Ce profil était également composé de 8 joueurs déclarant une douleur sur l'ensemble des temps de mesures, de 5 joueurs déclarant une douleur à un certain temps de mesures et de 3 joueurs déclarant une douleur à un temps de mesures mais redevenant asymptomatiques par la suite (Tableau 14). Cette hétérogénéité des comportements rendait difficile le parallèle entre la survenue de la douleur et la variable d'entrée (ici les forces musculaires brutes).

Au sein du deuxième profil, sur les 14 joueurs, 14 ont été observés sur le premier temps de mesures, 5 sur le 2^{ème} temps, 1 au 3^{ème} temps, et aucun sur les 4^{ème} et 5^{ème} temps de mesures (Tableau 14). Parmi les joueurs de ce profil, un déclarait une douleur au cours du temps et 2 ont déclaré une douleur et sont redevenus asymptomatiques (Tableau 14). Le manque de continuité dans ce profil (0 joueur évalué sur les temps 4 et 5) rendait l'interprétation délicate.

Tableau 14 : Parallèle entre les profils d'évolution définis par ATPL et les douleurs à l'épaule avec N pour le nombre de joueurs; P1 à 7 pour les profils d'évolution, C1 et C2 pour classe de joueurs 1 et classes de joueurs 2 définies par ATPL, T1 à T5 pour le temps d'évaluation.

Profil	N (%échantillon)	N évalués/temps de mesures	N blessés connus /temps de mesure	N blessés à tous les temps	N qui se blessent au cours du temps	N qui redeviennent sain au cours du temps
P1 C2C1C2C1C2	47 (58.8%) 27 garçons 20 filles	T1 : 16 T2 : 22 T3 : 17 T4 : 15 T5 : 10	T1 : 2 T2 : 7 T3 : 4 T4 : 7 T5 : 6	8	5	3
P2 C1C1C2C1C2	14 (17.5%) 8 garçons 6 filles	T1 : 14 T2 : 5 T3 : 1 T4 : 0 T5 : 0	T1 : 2 T2 : 1 T3 : 0 T4 : 0 T5 : 0	0	1	2
P3 C2C1C1C1C2	7 (8.8%) 4 garçons 3 filles	T1 : 1 T2 : 3 T3 : 7 T4 : 5 T5 : 4	T1 : 1 T2 : 0 T3 : 2 T4 : 1 T5 : 1	0	2	4
P4 C2C1C2C2C1	7 (8.8%) 5 garçons 2 filles	T1 : 0 T2 : 0 T3 : 2 T4 : 6 T5 : 3	T1 : 0 T2 : 0 T3 : 1 T4 : 3 T5 : 1	2	1	1
P5 C2C2C1C1C2	3 (3.8%) 2 garçons 1 fille	T1 : 1 T1 : 3 T1 : 1 T1 : 1 T1 : 0	T1 : 1 T2 : 1 T3 : 1 T4 : 1 T5 : 0	1	0	0
P6 C2C1C2C2C2	1 (1.3%) 1 garçon	T1 : 0 T2 : 0 T3 : 0 T4 : 1 T5 : 1	T1 : 0 T2 : 0 T3 : 0 T4 : 0 T5 : 1	0	1	0
P7 C2C1C1C2C1	1 (1.3%) 1 garçon	T1 : 0 T2 : 0 T3 : 1 T4 : 1 T5 : 0	T1 : 0 T2 : 0 T3 : 1 T4 : 1 T5 : 0	1	0	0

Tableau 15 : Moyenne ($\pm$ erreur standard) des forces brutes des muscles de l'épaule pour les deux profils d'évolution définis par ATPL les plus représentés avec RI : rotateurs internes ; RE : rotateurs externes ; TS : trapèze supérieur ; TM : trapèze moyen ; TI : trapèze inférieur ; LD : grand dorsal ; SA : dentelé antérieur ; RH : Rhomboïdes

profil	Temps	RI	RE	TS	TM	TI	LD	SA	TH
C2C1C2C1C2	1	112.0 $\pm$ 4.5	98.6 $\pm$ 2.9	231.7 $\pm$ 6.4	35.8 $\pm$ 1.4	28.8 $\pm$ 1.1	48.8 $\pm$ 1.8	199.5 $\pm$ 11.3	143.1 $\pm$ 7.2
	2	105.1 $\pm$ 3.0	90.0 $\pm$ 2.6	241.1 $\pm$ 6.1	34.1 $\pm$ 1.3	28.2 $\pm$ 0.94	50.3 $\pm$ 1.3	202.6 $\pm$ 5.8	148.0 $\pm$ 3.7
	3	110.9 $\pm$ 4.4	95.9 $\pm$ 3.9	241.8 $\pm$ 11.5	36.0 $\pm$ 1.9	29.9 $\pm$ 2.0	48.0 $\pm$ 1.3	214.7 $\pm$ 9.5	137.7 $\pm$ 6.2
	4	128.5 $\pm$ 4.4	102.3 $\pm$ 3.0	282.5 $\pm$ 10.6	37.7 $\pm$ 1.4	31.8 $\pm$ 1.2	54.3 $\pm$ 2.0	242.3 $\pm$ 8.8	149.8 $\pm$ 9.2
	5	151.6 $\pm$ 3.9	112.0 $\pm$ 4.8	318.9 $\pm$ 12.1	42.0 $\pm$ 2.3	34.3 $\pm$ 1.6	67.3 $\pm$ 2.8	272.9 $\pm$ 14.0	149.8 $\pm$ 9.7
C1C1C2C1C2	1	81.6 $\pm$ 4.0	72.1 $\pm$ 2.6	188.6 $\pm$ 9.8	26.4 $\pm$ 1.3	23.5 $\pm$ 1.8	38.7 $\pm$ 1.3	149.9 $\pm$ 6.2	117.5 $\pm$ 6.5
	2	105.1 $\pm$ 3.0	90.0 $\pm$ 2.6	241.1 $\pm$ 6.1	34.1 $\pm$ 1.3	28.2 $\pm$ 0.9	50.3 $\pm$ 1.3	202.6 $\pm$ 5.8	148.0 $\pm$ 3.7
	3	110.9 $\pm$ 4.4	95.9 $\pm$ 3.9	241.8 $\pm$ 11.5	36.0 $\pm$ 1.9	29.9 $\pm$ 2.0	48.0 $\pm$ 1.3	214.7 $\pm$ 9.5	137.7 $\pm$ 6.2
	4	128.5 $\pm$ 4.4	102.3 $\pm$ 3.0	282.5 $\pm$ 10.6	37.7 $\pm$ 1.4	31.8 $\pm$ 1.2	54.3 $\pm$ 2.0	242.3 $\pm$ 8.8	149.8 $\pm$ 9.2
	5	151.6 $\pm$ 3.9	112.0 $\pm$ 4.8	318.9 $\pm$ 12.1	42.0 $\pm$ 2.3	34.3 $\pm$ 1.6	67.3 $\pm$ 2.8	272.9 $\pm$ 14.0	149.8 $\pm$ 9.7

IV. Discussion

Cette approche prospective et longitudinale par ATPL avait pour objectif d'identifier des facteurs de risque de blessures en faisant un parallèle entre les profils de joueurs définis à partir des variables d'amplitudes articulaires et de forces musculaires isométriques de l'épaule et les douleurs déclarées par les joueurs. Cependant, les différentes classes et profils d'évolution de joueurs ne semblaient pas reliés à l'information de douleur à l'épaule renseignée par les joueurs.

Le modèle détaillé dans ce chapitre a pris comme temps d'évaluation l'âge biologique et les variables d'entrée étaient les forces maximales isométriques de huit muscles de l'épaule. La force de ces muscles se révélait discriminante pour l'appartenance à une classe ou un profil. Comme précédemment défini dans la littérature (Beunen & Malina, 1988) et observé dans l'article présenté dans le chapitre 2, lorsque l'âge biologique augmente, la force musculaire brute augmente également. Ce résultat était observé pour l'ensemble de ces profils. Lorsque l'on s'attarde sur la composition des sept profils définis par ATPL, on constate que trois profils sont composés de moins de 5% de l'échantillon, qui est le seuil pour considérer ou non un profil comme représentatif et interprétable (Nylund, 2007). Ainsi, ces trois profils ont dû être exclus de l'analyse. Concernant les quatre derniers profils, leurs nombres de représentants étaient trop différents (7, 14 et 47 joueurs, Tableau 14) pour permettre des analyses statistiques et des interprétations pertinentes. De plus, aucun profil ne semblait être caractérisé par la blessure. Par exemple, le profil 1 (Tableau 14) était composé de huit joueurs déclarant une douleur à chaque temps de mesures, de cinq joueurs déclarant une douleur à un certain temps de mesure, et trois joueurs déclarant une douleur et redevenant asymptomatiques au cours des années. Cette hétérogénéité au sein d'un profil rend presque impossible leur interprétation alors que les variables d'entrée sont bien significatives pour leur définition. Ainsi, les profils définis par ATPL ne semblaient pas être reliés à la douleur à l'épaule (en prospective ou rétrospective) reportée par les joueurs. Ce constat était valable pour les différents modèles testés (Tableau 13) au cours des trois ans de doctorat et même lorsque la douleur était utilisée comme co-variable afin d'orienter le modèle.

L'origine de ces classes était d'autant plus difficile à déterminer que les différents profils et classes définis par ATPL sont marqués par le manque de continuité. Par exemple, le profil 2 est composé de 14 joueurs. L'ensemble de ces 14 joueurs a été évalué au premier temps de mesure mais seulement un joueur a été évalué au 3^{ème} temps de mesure et aucun sur les temps de mesure 4 et 5. Par ailleurs, le profil 1 est composé de 47 joueurs mais aucun temps de mesure ne présentait 47 joueurs évalués. Bien que l'algorithme de l'ATPL prévoie d'estimer

les valeurs manquantes, ceci rendait l'interprétation compliquée. En effet, pour un joueur où, sur un temps de mesure, les valeurs d'amplitude articulaire et de force étaient estimées, l'information de blessure restait inconnue. Ceci rendait l'interprétation des profils définis par ATPL extrêmement complexe. Deux approches cherchant à minimiser au maximum les valeurs manquantes ont été testées, mais le nombre de joueurs impliqués devenait trop restreint (16 joueurs). En effet, Martinent and Decret (2015) ont conduit ce type d'analyse avec 141 participants et Nylund (2007) avec 1900 participants. Ainsi, une des explications dans la difficulté à analyser nos classes et profils obtenus est le manque de continuité dans l'évaluation de nos participants. L'ATPL, bien qu'elle puisse estimer les valeurs manquantes, semble efficace avec un grand nombre de personnes avec une évaluation continue. Notre base de données était certes conséquente (113 joueurs), mais manquait de continuité puisque peu de joueurs étaient évalués au moins deux fois consécutivement sur une même tranche d'âge. Cette limite pourrait expliquer les difficultés rencontrées malgré la multiplication des approches testées.

Une autre explication reposerait sur le manque de spécificité des informations utilisées. En effet, les forces musculaires utilisées dans nos approches sont isométriques. Or, comme précisé dans notre revue de littérature, les muscles de l'épaule sont sollicités de façon concentrique et excentrique au cours des gestes du tennis. Par exemple, le ratio fonctionnel des muscles rotateurs externes excentriques et rotateurs internes concentriques est très suivi pour prévenir la survenue des blessures (Edouard et al., 2013; Ellenbecker & Roetert, 2003). Cependant, ce type de mesure demande un matériel spécifique (ergomètre isocinétique) qui représente un coût non négligeable et qui semble peu adapté pour l'évaluation des enfants (Chapitre 1.IV.b.i (p 61)). De plus, l'information rapportée sur la douleur à l'épaule est très générale. Une meilleure définition de la douleur (tendinite, conflit, contracture, etc.) et des variables d'entrée plus proches de l'activité affinaient l'analyse en orientant le modèle pour définir les classes et les profils. Il serait alors peut être plus simple d'émettre des hypothèses sur l'origine de la répartition des joueurs par ATPL.

L'ATPL est principalement utilisée dans les sciences humaines et sociales (Martinent & Decret, 2015; Martinent et al., 2018; Martinent & Nicolas, 2017; Nylund, 2007). Les entrées du modèle sont des variables quantitatives discrètes issues de questionnaires. Dans le cadre de ce doctorat, une approche ATPL a été conduite sur les caractéristiques de raquette (Gillet, Begon, Martinent, Franoux, & Rogowski, 2016). Contrairement aux approches cherchant à identifier des facteurs de risque de blessures, cette approche s'est révélée concluante pour comprendre comment les joueurs choisissent leur raquette en fonction de leur maturité

physique (Gillet et al., 2016). La raquette étant un objet, il représente un cadre d'étude plus contraint et moins variable qu'un individu. Ainsi, cette étude se rapproche plus du cadre d'une étude sociologique ou psychosociologique où le cadre du questionnaire est restreint et précisément défini. Afin d'identifier des facteurs de risque de blessures, l'ATPL a été utilisée avec des variables quantitatives continues et dans un cadre plus large et aléatoire. En effet, une blessure à l'épaule peut avoir différentes causes (chapitre 1.III (p 51)). Ainsi, le type de variable et le cadre de l'étude pourraient expliquer le manque d'efficacité de l'ATPL pour définir des profils à risque de blessures à partir des amplitudes articulaires et des forces musculaires de l'épaule.

Ce travail avait pour objectif d'identifier à l'aide d'un suivi longitudinal et prospectif des facteurs de risque de blessures à l'épaule à partir des amplitudes articulaires et des forces musculaires en s'appuyant sur une approche novatrice en biomécanique, l'ATPL. Cette approche, bien que prometteuse au vu de l'étude menée sur les raquettes, s'est révélée peu concluante, notamment à cause du manque de continuité de la base de données ou du manque de spécificité des variables (isométrique au lieu de dynamique, manque de précision de la douleur). Afin de mettre en avant des profils de joueurs à risque de blessures, cette approche mérite d'être poursuivie en évaluant de façon plus constante un nombre de joueurs conséquent sur une même tranche d'âge. Idéalement, le suivi devra commencer avec des joueurs du même âge. Dans ce contexte, si l'ATPL se révèle toujours peu efficace pour définir des profils de joueurs à risque de blessures, il faudra envisager d'autres approches comme l'apprentissage machine. L'apprentissage machine, comme l'ATPL, définit à partir des jeux de données des patrons (LeCun, Bengio, & Hinton, 2015). Pour définir ces patrons, cette méthode, reposant sur l'intelligence artificielle, utilise son expérience (apprentissage) issue d'informations préalablement présentées (LeCun et al., 2015). L'apprentissage machine est basé sur le savoir et le vécu fournis et acquis par le modèle alors que l'ATPL est fondée sur la simple hypothèse qu'il existe des classes sous-jacentes au sein d'un jeu de données. L'apprentissage machine semble donc être une approche plus complète et plus concrète puisqu'il est possible d'orienter fortement le modèle par l'apprentissage. Les patrons définis seront alors probablement plus facilement explicables que ceux issus de l'ATPL. Ainsi, en entrant les caractéristiques d'amplitude articulaire et de force musculaire de joueurs blessés ou ayant connu des problèmes d'épaule, l'apprentissage machine pourra prédire à partir d'un nouveau jeu de données les sportifs à risque de blessures. Cette approche pourrait alors permettre d'identifier des facteurs de risque de blessures à l'épaule mais également les facteurs spécifiques selon le type de blessures.

**CHAPITRE 5 : ALTÉRATIONS DE LA
CINÉMATIQUE SCAPULOTHORACIQUE
ET HUMEROTHORACIQUE PENDANT LA
RÉALISATION DU SERVICE CHEZ DES
JEUNES JOUEURS DE TENNIS ÉLITES
AVEC ET SANS ANTÉCEDENT DE
PROBLEME A L'ÉPAULE**

(Gillet et al., 2018)

Ce chapitre se présente également sous la forme d'un article. Dans le chapitre 3, nous avons mis en avant les caractéristiques d'amplitude articulaire et de force musculaire des jeunes joueurs de tennis liées aux blessures de l'épaule. Notamment, les joueurs avec un antécédent de douleur présentent une plus grande amplitude de rotation de l'articulation glénohumérale, un plus faible ratio de force des muscles rotateurs externes/internes, et des plus forts muscles mobilisateurs de la scapula (sous-entendant des muscles stabilisateurs insuffisamment développés) que les joueurs sans antécédent. De telles adaptations pourraient avoir une influence sur la cinématique du complexe articulaire de l'épaule. Comme souligné dans la revue de littérature, l'altération de la cinématique scapulothoracique est souvent reliée aux blessures. Par ailleurs, le service est le geste du tennis le plus fréquent et le plus traumatique pour l'épaule. Cependant, la cinématique du complexe articulaire de l'épaule au cours d'un tel geste a été très peu étudiée que ce soit chez une jeune population ou chez une population ayant connu des problèmes d'épaule. Une telle étude permettrait de mettre en avant des facteurs de risque de survenue de blessures et de mieux comprendre la pathomécanique de l'épaule dans le tennis. L'objectif de ce chapitre est d'identifier, lors de la réalisation d'un service, des cinématiques humérales et scapulaires pouvant être à l'origine de problèmes d'épaule en comparant des jeunes joueurs avec et sans antécédent de douleur. Ce chapitre vient compléter le chapitre 3 dans l'identification de caractéristiques associées à la survenue des blessures à l'épaule chez les jeunes joueurs de tennis élités et répond au sous-objectif 2 de la thèse. Il répond également sous-objectif 3 visant à mieux comprendre la pathomécanique de l'épaule en lien avec la pratique du tennis.

Article 3:

Alterations in scapulothoracic and humerothoracic kinematics during the tennis serve in adolescent players with a history of shoulder problems (2018). Benoît Gillet, Mickaël Begon, Marine Diger, Christian Berger-Vachon, and Isabelle Rogowski. Sports Biomechanics. DOI: 10.1080/14763141.2018.1526963.

I. Contribution des co-auteurs

Cette étude a été réalisée par Benoît Gillet, Mickaël Begon, Marine Diger, Christian Berger-Vachon, et Isabelle Rogowski. Ce travail de recherche a été mis en place lors de discussions entre Benoît Gillet, Mickaël Begon, Christian Berger-Vachon et Isabelle Rogowski. Le recueil de données a été réalisé par Benoît Gillet, Marine Diger et Isabelle Rogowski. Le traitement et l'analyse des données ont été menés par Benoît Gillet et vérifiés par Isabelle

Rogowski et Mickaël Begon. L'article a été rédigé par Benoit Gillet, puis Isabelle Rogowski, Mickaël Begon, Christian Berger-Vachon et Marine Diger ont effectué diverses corrections et ont fait part de leurs critiques.

Alterations in scapulothoracic and humerothoracic kinematics during the tennis serve in adolescent players with a history of shoulder problems

Abstract

The tennis serve generates high musculoskeletal loads at the shoulder complex, making athletes particularly vulnerable to pain and chronic injuries, especially adolescent players. Chronic injuries are commonly related to altered scapular kinematics. This study explored the effects of a history of shoulder problems involving humerothoracic and scapulothoracic kinematics during the tennis serve at low speed in adolescent competitive players with and without a history of dominant shoulder problems. Twenty-eight adolescent tennis players (8-17 years old) were split into two groups, those with and those without a history of shoulder problems. Data on humeral and scapular kinematics relative to the thorax were collected using an electromagnetic system during slow velocity serves lasting about 3 s. The two groups' humerothoracic and scapulothoracic 3D joint angles were compared both at the end of the cocking phase and at the end of the acceleration phase of the tennis serve. At the end of the cocking phase, the players with a history of shoulder problems showed less humeral abduction ($-102.76 \pm 13.85^\circ$ vs $-121.44 \pm 14.81^\circ$; $p=0.001$) and external rotation ($-82.58 \pm 17.73^\circ$ vs $-92.93 \pm 13.30^\circ$; $p=0.025$) and more scapular upward rotation ($-36.12 \pm 12.13^\circ$ vs $-26.69 \pm 11.16^\circ$; $p=0.02$). This group also showed less humeral abduction at the end of the acceleration phase ($-112.79 \pm 13.85^\circ$ vs $-127.91 \pm 15.08^\circ$; $p=0.005$). Players with a history of shoulder problems adapted their humerothoracic and scapulothoracic orientations to preserve shoulder integrity during the tennis serve.

Keywords: overhead, racket sport, motion analysis, humerus, scapula

II. Introduction

Highly skilled tennis players engage in intensive training during childhood, with a view to rapidly increasing their ranking (Pestre, 2008). However, their musculoskeletal immaturity makes adolescent players vulnerable to overuse injuries (DiFiori et al., 2014), particularly in the dominant shoulder complex (Kovacs et al., 2014; Pluim et al., 2015; Van der Sluis et al.,

2016). Yet despite shoulder discomfort, adolescent players commonly continue playing (Green et al., 2013). Thus, they risk worsening their long-term physical fitness and jeopardising a professional career, as well as reducing their ability to cope with normal daily activities (DiFiori et al., 2014). This points to the need for a tailored prevention program; however, little data is available on shoulder biomechanics for adolescent competitive tennis players.

The tennis serve is the starting and predominant stroke in the game, accounting for 45 to 60% of total strokes (Johnson et al., 2006). To maximise ball velocity, this explosive motion requires an efficient kinetic chain allowing transfer of linear momentum from the foot to the arm-racket complex (Abrams et al., 2011; Elliott et al., 2003; Kibler & Thomas, 2012). As the shoulder is the link between the trunk and the arm-racket complex, it plays a key role in the kinetic chain (Burkhart et al., 2003; Kibler & Thomas, 2012). A kinetic chain deficit, such as insufficient leg drive, is known to increase the risk of upper limb injuries (Abrams et al., 2011; Arora & Doshi; Kibler & Thomas, 2012). In this case, an increased shoulder contribution is needed to achieve the same ball velocity (Arora & Doshi, 2017; Burkhart et al., 2003; Kibler & Thomas, 2012). Furthermore, shoulder efficiency relies on coordination between the humerus and the scapula (Kibler & Thomas, 2012). During the cocking phase of the tennis serve, the scapula posteriorly tilts from 0 to 27°, slightly externally rotates from 6° to 9° and maintains its upward rotation (-32°) to reach the humeral maximum external rotation (138°) (Konda, Yanai, & Sakurai, 2010). The end of the cocking phase is also considered critical because of the physiological contact between the greater tuberosity of the humeral head and the posterosuperior and superior region of the glenoid (Walch et al., 1992). Numerous repetitions of this contact during tennis competitions and training may lead to rotator cuff tendinopathy (Charbonnier et al., 2015). A shoulder with rotator cuff tendinopathy due to an internal impingement exhibits excessive scapular internal rotation, decreased scapular upward rotation and decreased scapular posterior tilt during arm elevation in the scapular plane (Ludewig & Reynolds, 2009). Clearly, therefore, an improved knowledge of scapular movements during the tennis serve could help prevent shoulder injury in adolescent tennis players, and might also reduce their likelihood of later suffering from degenerative conditions of the shoulder.

The kinematics of high-speed motion, as in the tennis serve, is commonly recorded via optoelectronic systems from 300 to 500 fps (Rogowski, Creveaux, Sevrez, et al., 2015; Tubez et al., 2017). However, such systems are expensive and time-consuming, and are mainly used in laboratories. Electromagnetic devices are more affordable and easier to use; being portable,

they are suitable for sports and clinical facilities, but often limited to fundamental movements like arm elevations in different planes or arm rotations. Electromagnetic sensors can reliably detect bilateral differences due to sports adaptations (Oyama et al., 2008; Seitz, Reinold, Schneider, Gill, & Thigpen, 2012) or between asymptomatic and symptomatic persons (Lawrence et al., 2014; Struyf et al., 2011). Only a few electromagnetic sensor studies have focused on more complex movements like a baseball throw (Meyer et al., 2008; Oliver & Weimar, 2015). Since the wired sensors have a limited sampling rate (up to 100 fps), movements are often performed slowly (Meyer et al., 2008; Wassinger et al., 2011), which means that the joint kinematics during sports movement can be described even when players are injured or in pain (McKenzie, Galea, Wessel, & Pierrynowski, 2010; Selfe et al., 2011). Analysing fundamental and slow sports movements using electromagnetic devices could help clinicians and coaches improve shoulder injury prevention by monitoring tennis players' shoulder complex kinematics. To the best of our knowledge, slow or mimicked tennis serves have never previously been studied.

Here, we assessed mimicked tennis serves, seeking to shed light on how a history of dominant shoulder problems affects humerothoracic and scapulothoracic 3D kinematics in adolescent competitive players. It was hypothesised that for similar humerothoracic kinematics, the scapula of players with a history of shoulder problems would exhibit less posterior tilt and less upward rotation than the scapula of healthy players.

III. Methods

a. Participants

Twenty-eight right-handed male tennis players (age = 12.1 ± 2.5 years; height = 1.53 ± 0.17 m; mass = 41.5 ± 10.9 kg; tennis playing experience = 7.4 ± 2.7 years; current weekly tennis training = 9.2 ± 2.9 hours; current weekly conditioning training = 2.9 ± 1.9 hours; Lac and Pantelidis' ranking = 8 ± 7 , International Tennis Number (ITN) = 3 to 6; International Tennis Federation, 2004, <http://www.tennisplayandstay.com/media/131802/131802.pdf>) volunteered to participate in this study, which was approved by the Lyon teaching hospital (*Hospices civils de Lyon*) Protection of Persons Committee 'Sud-Est II' (IRB 00009118). In line with Lac and Pantelidis (1998), the ITN ordinal ranking was converted into a continuous scale for statistical analysis. Players and their legal guardians signed an informed consent form. All players were asymptomatic at time of measurement. Nevertheless, they were asked

about their history of shoulder problems, as follows: ‘Have you had any problems with your dominant shoulder in the last 12 months that have affected your training or tennis playing?’. Depending on whether they answered yes or no, they were assigned to the group with (HSP) or to the group without (NHSP) a history of shoulder problems (Gillet, Begon, Diger, Berger-Vachon, & Rogowski, 2018; Green et al., 2013). The players’ answers were confirmed with their parents and coaches and checked against their health records, which contain notes on each health intervention and diagnosis by private sports physicians. All players in the HSP group had tendinopathies 5 ± 3 months (from 1 to 12 months) before measurements were taken. Demographic characteristics and tennis expertise for both groups are presented in Table 16.

b. Clinical Evaluation

Each player was checked by a sports physician (MD-ISM) with 5 years of experience in sports medicine, particularly with adolescent overhead athletes. She performed thirteen common clinical shoulder tests on the dominant side (positive or negative response). Jobe’s test, Gerber’s test, Yergason’s test, belly press test, Palm up test and Patte test were used to assess for rotator cuff tendonitis (Bajwa & Pearsall, 2017), and were considered positive if players felt pain or could not complete the movement. Neer’s test, Yocum’s test and Hawkins’s test were used to assess for subacromial impingement, and were considered positive if pain occurred (Bajwa & Pearsall, 2017). Shoulder laxity was assessed using the sulcus sign test, positive when a sulcus appeared in subacromial area, and the drawer test, positive when the translation of the humeral head over the scapular rim was considered too large by the physician (Bajwa & Pearsall, 2017). Finally, shoulder instability was assessed by the apprehension and relocation test, which were considered positive when players showed signs of experiencing apprehension (Bajwa & Pearsall, 2017).

c. The passive range of motion measurement

The passive Internal rotation Range Of Motion (IROM) and External rotation Range Of Motion (EROM) of the glenohumeral joint were bilaterally measured twice in the scapular plane, using a bubble goniometer as fully described in Gillet et al. (2017). The two measurements were averaged, and these values were used to calculate both the Total Arc of Motion (TAM), and the Glenohumeral Internal Rotation Deficit (GIRD = IROM dominant – IROM non-dominant).

d. Instrumentation and Set-up

Players were equipped with five 6-degrees-of-freedom electromagnetic sensors (trakSTAR, Ascension Technology Corporation, Chicago, IL, USA) fixed with double-sided hypoallergenic adhesive on the incisura jugularis (IJ), the flat portion of the right and left acromion, and the distal portion of the right and left humerus. This set of electromagnetic sensors is known to provide good accuracy (Karduna, McClure, Michener, & Sennett, 2001). A sixth sensor was attached to a stylus used to digitise the bony landmarks as per Wu et al. (2005), namely T8, processus xiphoideus, C7, IJ, and bilaterally, the angulus acromialis, trigonum scapulae, angulus inferior, humeral medial and lateral epicondyles. The latter were used to transform sensor data from a technical coordinate system into anatomically-based local coordinate systems (Wu et al., 2005). The glenohumeral joint centre was estimated from the following: hands on shoulders and elbows flexed, players performed four complete shoulder rotations with the humerus abducted to 90° (Veeger, 2000).

e. Procedure

Each player was instructed to mimic two tennis serves at slow velocity, keeping their movements as realistic as possible. Scapular and humeral kinematics data were collected during the serves, using the electromagnetic device at 100 Hz. Each serve lasted about 3 s, five times longer than a normal serve (Kibler et al., 2007). Slow velocity was chosen to avoid the cable movement artefacts caused by changes in direction of humeral motion (Meyer et al., 2008). Slow velocity also limits the magnitude of changes in humeral position between measured samples (Meyer et al., 2008).

f. Data Reduction

Raw kinematics data were filtered using a low-pass fourth-order Butterworth filter (10 Hz). Humeral and scapular 3D joint angles with respect to the thorax were determined from the anatomically-based local coordinate systems. Humerothoracic rotations (Figure 18) were defined as the sequence of abduction(-)/adduction(+), extension(-)/flexion(+) and external(-)/internal(+) (Bonnetfoy-Mazure et al., 2010). Scapulothoracic rotations (Figure 18) were defined as the sequence of external (-)/internal(+) rotation, upward(-)/downward(+) rotation and anterior(-)/posterior(+) tilt (Wu et al., 2005).

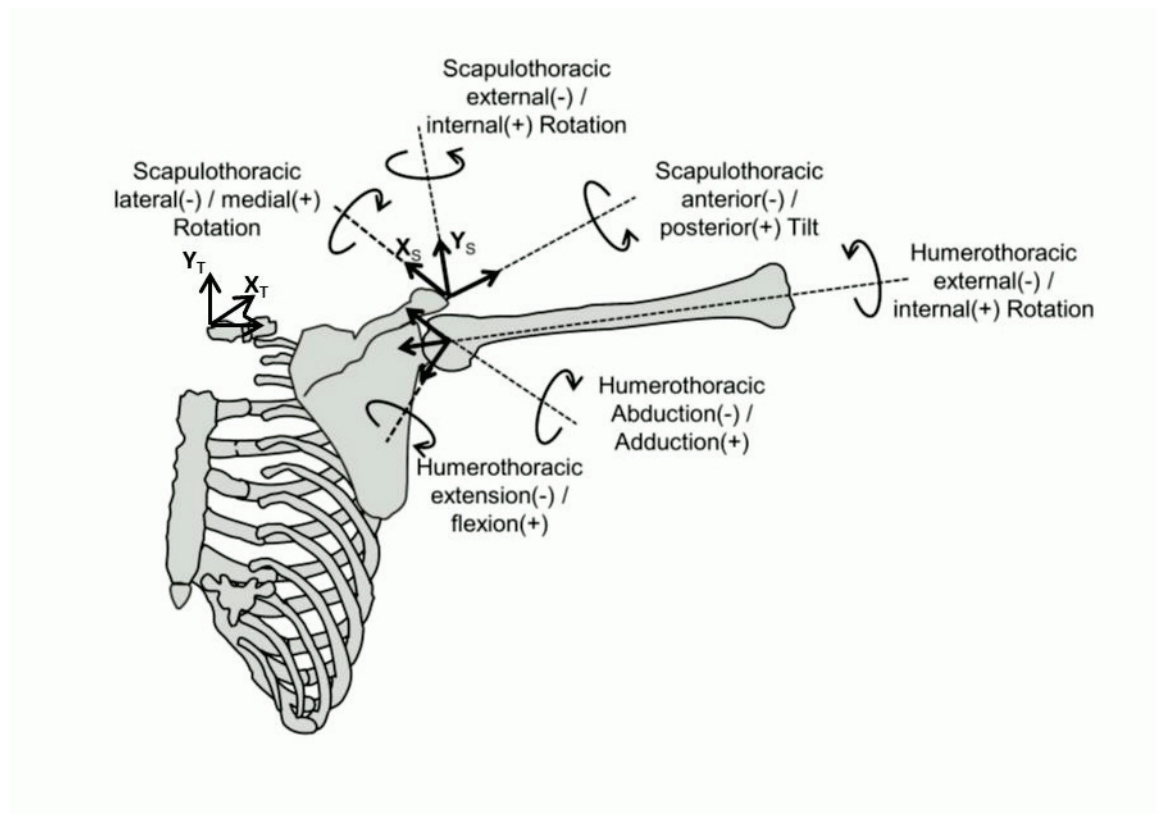


Figure 18 : Representation of scapulothoracic and humerothoracic 3D-angles

Of the four key events of the tennis serve described by Rogowski, Creveaux, Sevez, et al. (2015), only the two defined as critical events were analysed: (1) the end of the cocking phase represented by the maximum humeral external rotation (2) the end of the acceleration phase represented by the maximum humeral abduction, which coincides with time of impact (Kovacs & Ellenbecker, 2011; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015). After visual examination of the joint-angle time histories, only trials without artefacts were kept for subsequent analysis. The dominant humerothoracic and scapulothoracic 3D angles at each key event are reported hereunder and were used for statistical analyses.

g. Data Analysis

All data are presented in mean $\pm$ standard deviation. A Chi-Squared test was performed to assess the relationship between group and clinical test status. After testing homogeneity and homoscedasticity, student t-tests for independent samples were performed to compare range of motion and dominant humerothoracic and scapulothoracic 3D angles (ends of the cocking and acceleration phases) between groups with and without a history of shoulder problems,

using SPSS version 11.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). The level of significance was fixed at $p \leq 0.05$.

IV. Results

For the demographic data, the Student t-test for independent samples showed no significant difference between groups (Table 16)

Table 16 : Mean ($\pm$ standard deviation) demographic characteristics and tennis expertise for the groups of players with (HSP) and without (NHSP) a history of dominant shoulder problems

	NHSP	HSP	Effect size	P
n	13	15		
Age (year)	11.3 ± 2.3	12.7 ± 2.6	0.628	0.065
Height (m)	1.48 ± 0.14	1.57 ± 0.18	0.668	0.068
Mass (kg)	38.9 ± 9.1	43.8 ± 12.2	0.541	0.121
Tennis playing experience (year)	6.6 ± 2.0	8.0 ± 3.1	0.671	0.093
Current weekly tennis training (hour)	8.2 ± 3.0	10.0 ± 2.8	0.600	0.056
Current weekly conditioning training (hour)	2.3 ± 1.9	3.4 ± 1.7	0.541	0.077
Lac and Pantelidis' Ranking	6 ± 7	10 ± 7	0.644	0.052
ITN	3 to 6	3 to 6		

All clinical tests were negative expect for the sulcus sign test (Table 17). However the Chi-Squared test showed no difference in positive and negative test rates between our two groups (Table 17).

Table 17 : Number and percentage of players per laxity test status of the dominant side, for groups of players with (HSP) and without (NHSP) a history of dominant shoulder problems

	NHSP	HSP
Sulcus sign		
Positive	6 (46%)	10 (67%)
Negative	7 (54%)	5 (33%)
Drawer test		
Positive	1 (8%)	3 (20%)
Negative	12 (92%)	12 (80%)

The dominant IROM and TAM was significantly lower for the HSP group than for the NHSP group (effect size = 1.234, large effect, $p = 0.003$ and effect size = 0.867, large effect, $p = 0.010$, respectively) (Table 18). No difference was found for the GIRD (effect size = 0.548, medium effect, $p = 0.070$).

Table 18 : Mean ($\pm$ standard deviation) glenohumeral internal, external and total range of motion (in degrees) for groups of players with (HSP) and without (NHSP) a history of dominant shoulder problems. IROM for Internal Range Of Motion, EROM for External Range Of Motion, TAM for Total arc of Motion, GIRD for Glenohumeral Internal Rotation Deficit, D for dominant side and ND for non-dominant side.

	NHSP	HSP	
IROM D	84.6 $\pm$ 5.7	77.5 $\pm$ 6.4	*
IROM ND	85.3 $\pm$ 7.2	81.34 $\pm$ 5.5	
EROM D	85.9 $\pm$ 7.8	82.5 $\pm$ 5.2	
EROM ND	86.3 $\pm$ 7.8	81.2 $\pm$ 5.2	
TAM D	170.6 $\pm$ 12.2	160.0 $\pm$ 10.0	*
TAM ND	171.6 $\pm$ 12.2	162.6 $\pm$ 8.0	
GIRD	-0.6 $\pm$ 5.9	3.8 $\pm$ 5.1	

* is a significant difference between group with $p < 0.05$

At the end of the cocking phase, the players with a history of shoulder problems showed significantly less humeral abduction (effect size = 1.262, large effect, $p = 0.001$) and external rotation (effect size = 0.771, large effect; $p = 0.050$), as well as significantly more scapular upward rotation (effect size = 0.845, large effect, $p = 0.021$) than the healthy group (Figure 19). At the end of the acceleration phase, the players with a history of shoulder problems showed significantly less humeral abduction (effect size = 0.956, large effect, $p = 0.005$; Figure 19) than the healthy group.

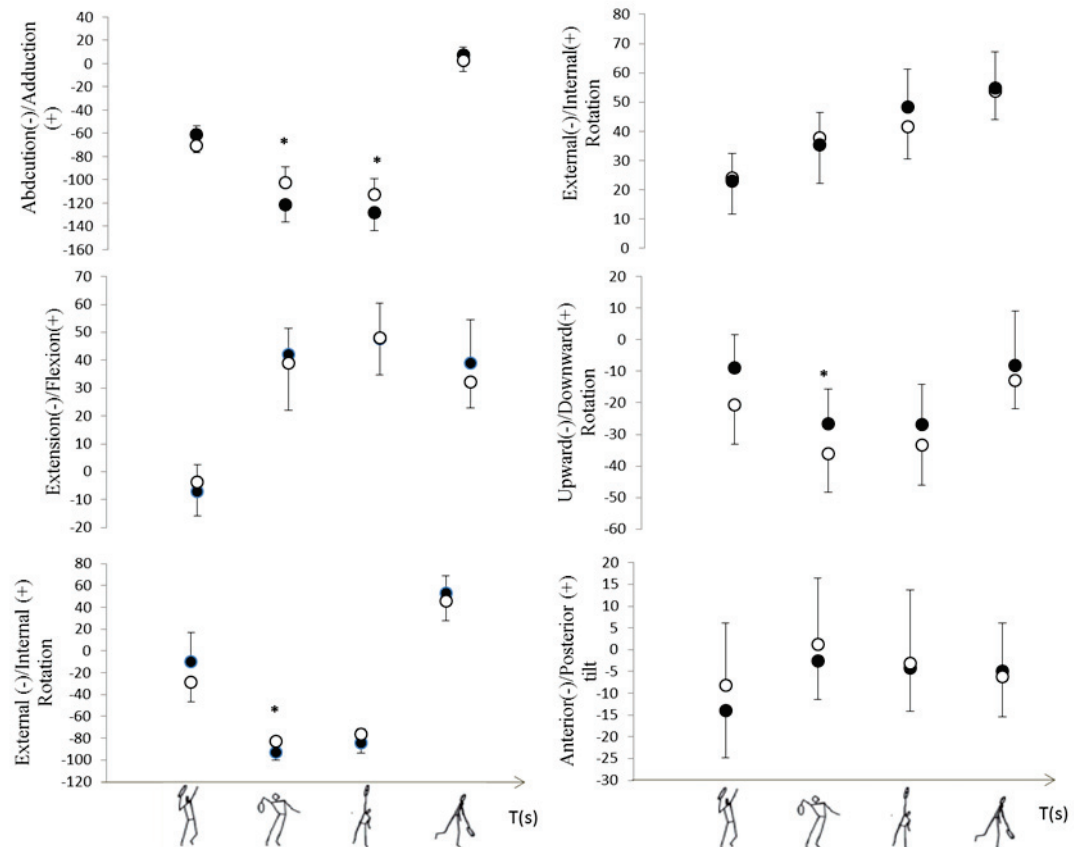


Figure 19 : Means ($\pm$ standard deviation) humerothoracic and scapulothoracic angles (in degrees) at the ball release, at the end of the cocking phase, at the end of the acceleration phase and at the end of the movement for players with (white dot) and without (black dot) history of shoulder problems

V. Discussion and Implications

We set out here to determine whether, by recording the tennis serve at slow velocity with an electromagnetic device, we could highlight the effect of a history of dominant shoulder problems on humerothoracic and scapulothoracic kinematics in adolescent competitive players. We found that the players with a history of shoulder problems exhibited less humeral abduction, less humeral external rotation and more scapular upward rotation at the end of the cocking phase, as well as less humeral abduction at the end of the acceleration phase, than players with no shoulder problem history.

In previous epidemiological studies (Kovacs et al., 2014; Pluim et al., 2015), 20% to 50% of tennis players reported shoulder injuries. We found a similar prevalence, with 46% of players reporting a history of shoulder problems. However, the negative results on clinical tests assessing rotator cuff tendonitis, impingement and instability showed that all our players were asymptomatic at the time of the experiment. Laxity tests yielded similar rates of positive response for both groups. These tests are known to be reliable principally for the adult population, and may yield artificially positive results for children due to the composition of the ligament (Snyder, 2015). Indeed, 69% of asymptomatic collegiate overhead athletes previously tested positive in the sulcus sign test and 10% in the drawer test (Bahk et al., 2007), which is consistent with our reported proportions. The asymptomatic status of our players was confirmed by the GIRD in both groups (NHSP: -0.6° ; HSP: -3.83°), which was nearly non-existent and far from the clinical threshold (-18°) (Wilk et al., 2011). Moreover, no significant difference was found between the groups. However, recent studies showed that the GIRD is weakly associated with shoulder injury or a history of shoulder pain, and that low TAM and/or IROM in both shoulders may be better indicators (Keller et al., 2018; Moreno-Pérez et al., 2015). Our players with a history of shoulder problems had lower IROM and TAM in both shoulders than those without a history of shoulder problems. ROM values were higher here than those previously presented in tennis studies (Ellenbecker et al., 2002), probably due to differences in the players' age (children vs junior) and the plane used for ROM assessment (scapular vs frontal). Since our two groups had similar demographic characteristics and tennis expertise (Table 16), the differences between them in humerothoracic and scapulothoracic angle values may largely result from their differing shoulder problem histories.

Similar to the baseball throw in Meyers et al. (2008), we recorded tennis serve kinematics with an electromagnetic device at slow velocity due to wire constraints and a limited sampling rate. Electromagnetic devices are commonly used to characterise shoulder complex

kinematics in symptomatic populations (Lawrence et al., 2014; Struyf et al., 2011), and we believe that applying them to the mimic serve reliably illustrates the differences in shoulder complex kinematics in players with and without a history of pain. Here, the kinematics differences between our groups at the two critical events of the mimic tennis serve were clear. Repeatedly assuming critical tennis serve positions, such as maximum humeral external rotation at the end of the cocking and high humeral abduction at impact, makes the shoulder region vulnerable to pain and chronic injuries (Kibler & Safran, 2000). In particular, the end of the cocking phase is characterised by a posterosuperior internal impingement of the rotator cuff tendons, when the humerus is maximally externally rotated and abducted at least to 90° (Charbonnier et al., 2015). At this event, our players with a history of shoulder problems showed greater scapular upward rotation that could limit the contact. Indeed, decreasing upward rotation increases contact pressure (Mihata et al., 2012), which may lead to shoulder injuries like rotator cuff tendinopathies or tears (Kibler et al., 2013). Furthermore, for the same humeral abduction, excessive upward rotation has also been reported to decrease the subacromial space and increase the risk of internal impingement (Karduna, Kerner, & Lazarus, 2005; Kibler et al., 2013). At the end of the cocking phase, contrary to our initial hypothesis, our players with a history of shoulder problems also exhibited less humeral abduction and external rotation. A deficit in humeral abduction or external rotation can be compensated by scapular upward rotation to reach maximal arm elevation (Kibler et al., 2013). Hence, players with a history of shoulder problems may have increased their upward rotation to compensate for their decreased humeral abduction and external rotation, and to limit the contact between the humeral head and the scapular glenoid. This could be an adaptation strategy to protect the rotator cuff at the end of the cocking phase of the tennis serve. In addition, at the end of the acceleration phase, the humerus is abducted from 100° to 120° (Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015), which may decrease the subacromial space (Forthomme et al., 2008). Decreasing humeral abduction at the end of the acceleration phase, for players with a history of shoulder problems, may be another adaptation strategy to limit the decrease in subacromial space and protect the anatomical structures. Thus, players with a history of shoulder problems may adapt their humerothoracic and scapulothoracic kinematics strategies at crucial tennis serve events so as to preserve shoulder integrity and continue to perform the tennis serve.

The current study presents some limitations that warrant discussion. Firstly, our player sample means that our results may not be applicable to female tennis players or players of other skill levels or ages. A second limitation is the retrospective nature of this study. Hence, our

outcomes could be either the cause or the consequence of a history of shoulder problems or a rehabilitation programme. A third limitation concerns the results of the clinical tests, which should be interpreted with caution. The tests used may lack sensitivity (Malanga & Nadler, 2006) and may yield false positive results in an adolescent population, especially the sulcus sign test (Malanga & Nadler, 2006). However, these tests are commonly used by sports physicians for a simple, inexpensive evaluation of the shoulder functions and for the detection of rotator cuff pathologies, impingement and instabilities. Despite these limitations, this study is the first to focus on scapular motion during the tennis serve in adolescent competitive players. In so doing, it yields valuable information on alterations in scapular orientation in adolescent players with a history of shoulder problems. Further studies would be warranted from a clinical diagnosis point of view, to determine whether such alterations can be detected from bilateral comparisons of scapular motion during analytical tasks. Such studies could also determine whether altered scapular motion patterns observed in players with a history of dominant shoulder problems are contributory or compensatory factors in the development of the problems.

VI. Conclusion

Adolescent tennis players with a history of shoulder problems exhibited less humeral abduction and external rotation and more scapular upward rotation at the end of the cocking phase of a mimic serve than those with no shoulder problem history. This could be an adaptive strategy enabling players with a history of shoulder problems to perform the tennis serve and preserve shoulder integrity. These findings provide new insights into scapular motion during the tennis serve in adolescent competitive tennis players with a history of shoulder problems. Clinicians and coaches can use such insights to enhance prevention, diagnosis and rehabilitation of the dominant shoulder in adolescent overhead throwing athletes.

**CHAPITRE 6 : INFLUENCE DE LA
FAIBLESSE DU TRAPEZE INFÉRIEUR SUR
LA BIOMÉCANIQUE DU COMPLEXE
ARTICULAIRE DE L'ÉPAULE DURANT LA
RÉALISATION D'UN SERVICE**

(Gillet et al., soumis en 2018)

Ce chapitre se présente également sous la forme d'un article. Dans le chapitre 5, la cinématique glénohumérale et scapulothoracique lors d'un service réalisé par des jeunes joueurs de tennis avec et sans antécédent de douleur a été décrite et a mis en avant des adaptations pensées comme protectrices. Notamment à la fin de la phase d'armer, l'humérus est moins en abduction et moins en rotation externe alors que la scapula est plus en sonnette externe chez des joueurs avec antécédent de douleur. De plus, pour ces mêmes joueurs, au moment de l'impact, l'humérus est moins en abduction. Par ailleurs, dans la revue de littérature et dans le chapitre 3, l'implication de la faiblesse du trapèze inférieur dans les blessures à l'épaule a été soulignée. Cependant, l'influence de cette faiblesse lors de la réalisation d'un service n'a jamais été étudiée et une telle analyse permettrait de mieux comprendre la pathomécanique chez les sportifs « overhead ». L'objectif de ce chapitre est de décrire les adaptations du complexe articulaire de l'épaule en termes de cinématique et d'activation musculaire en lien avec la faiblesse du trapèze inférieur lors de la réalisation d'un service. Ce chapitre répond au sous-objectif 3 de la thèse visant à décrire la mécanique à l'origine des blessures dans les activités « overhead » comme le tennis.

Article 4:

Lower trapezius weakness and shoulder complex biomechanics during the tennis serve.

Benoît Gillet, Isabelle Rogowski, Elodie Monga-Dubreuil and Mickaël Begon. Soumis dans *Medecine & Science in Sport & Exercise* en septembre 2018

I. Contribution des co-auteurs

Cette étude a été réalisée par Benoit Gillet, Isabelle Rogowski, et Mickaël Begon. Ce travail de recherche a été mis en place par Benoit Gillet, Mickaël Begon, et Isabelle Rogowski. Le recueil de données a été réalisé par Benoit Gillet et Elodie Monga-Dubreuil. Le traitement et l'analyse des données ont été menés par Benoit Gillet. L'article a été rédigé par Benoit Gillet, puis Isabelle Rogowski, et Mickaël Begon ont effectué plusieurs corrections et ont fait part de leurs commentaires.

Lower trapezius weakness and shoulder complex biomechanics during the tennis serve

Abstract:

PURPOSE: This study aimed to assess the effect of the lower trapezius (LT) weakness on the humeral and scapular kinematics and shoulder muscle activity during the tennis serve.

METHODS: Fifteen competitive male tennis players (age: 23.8 ± 3.4 years; height: 182.8 ± 6.7 cm; mass: 76.6 ± 8.7 kg; tennis experience: 15.6 ± 4.9 years) performed two tennis serves before and after a selective fatigue of LT (25-min electric muscle stimulation). During each tennis serve, the racket, humeral and scapular kinematics and the activity of 13 shoulder muscles were recorded using an optoelectronic system synchronized with indwelling and surface electromyography. The serve was split into five phases, i.e., early and late cocking, acceleration, early and late follow-through. **RESULTS:** The selective fatigue led to a $22.5 \pm 10.4\%$ strength decrease but unaltered the maximal racket speed and the humerothoracic kinematics. However, an increased scapular upward rotation in the acceleration ($p=0.02$) and early follow-through ($p=0.01$) phases was observed. Decreased muscular activity was observed during the early cocking phase for the LT ($p=0.01$), during the acceleration phase for the LT ($p=0.01$), anterior deltoid ($p=0.03$), pectoralis major ($p=0.04$) and subscapularis ($p=0.03$), and during the early follow-through phase for the anterior deltoid ($p=0.03$) and LT ($p=0.04$). **CONCLUSION:** A weakness in LT altered neither the serve velocity nor the humerothoracic kinematics, while impairing the scapulothoracic kinematics and anterior shoulder muscle activation. Such alterations may reduce the subacromial space and jeopardize the humeral head stability. These findings bring new knowledge on the consequence of the lower trapezius weakness and emphasize the importance to monitor and strengthen this muscle in overhead athletes.

Key words: overhead sport, muscle activity, glenohumeral, scapulothoracic

II. Introduction

With a 20 to 50% prevalence in junior and adult players, shoulder chronic injuries are frequent in tennis population (Kovacs et al., 2014; Pluim et al., 2006). They commonly involve scapular dyskinesis, which is an alteration of the physiological movement or positioning of the scapula (Kibler et al., 2013). The weakness, fatigue or delay in activation of the lower trapezius muscle (LT) would be a primary cause of the scapular dyskinesis (Kibler et al., 2013). However, the influence of such alterations during tennis skills remains unclear. The fatigue is defined as a physiological process, which decreases the muscle ability to produce force and alters its contraction timing (Gandevia, 2001). Most of the fatigue studies use a specific task to target one muscle or one muscle group (Ebaugh, McClure, & Karduna, 2006; Mullaney et al., 2005; Plummer & Oliver, 2016). However, such tasks also fatigue the surrounding muscles due to the co-contraction and synergistic processes as well as the other

muscles involved in the kinetic chain (Kibler et al., 2007). To better target a unique muscle, the electric muscle stimulation is often preferred (Bdaiwi et al., 2015; Doguet et al., 2016; Umehara et al., 2018). With the electrodes placed close to the muscle tendons, the stimulation acts on the intramuscular axons triggering the contraction (Maffiuletti, 2010). Such contractions require a high metabolic demand leading to peripheral fatigue responsible for the decrease in the muscle ability to produce force (Maffiuletti, 2010). The electric muscle stimulation seems to be an adequate manner to produce muscle weakness and thus observe its influence during a tennis skill.

The tennis serve is the most representative skill during a game with 45 to 60% of the total strokes (Johnson et al., 2006). During the cocking phase of the tennis serve, the LT acts concentrically to posteriorly tilt and externally rotate the scapula, (Kibler et al., 2007; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015), while the humerus is abducted to 90° and maximally externally rotated (Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015). During the follow-through phase, the LT also acts eccentrically to restrain the scapular anterior tilt and internal rotation (Kibler et al., 2007; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015). The tennis serve is also known to be at high risk of shoulder injury because of : (i) the physiological contact between the greater tuberosity of the humeral head and the posterosuperior part of the scapular glenoid at the end of the cocking phase (Charbonnier et al., 2015; Walch et al., 1992); and (ii) the high constraint required, to stabilize the shoulder complex when the upper-limb/racket motion is decelerated, *i.e.* during the follow-through phase (Kovacs & Ellenbecker, 2011). Overhead athletes with an impingement sign present a decrease in LT activation and increase the upper trapezius activation (Cools et al., 2007; Wilk et al., 2016). Such intramuscular imbalance may limit the scapular external rotation and posterior tilt (Kibler et al., 2013; Wilk et al., 2016). Performing a tennis serve, while the LT is weak may then affect the scapular kinematics that may increase the pressure of the tuberosity-glenoid contact (Mihata et al., 2012), and the anterior translation of the humeral head (Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015). However, to the best of our knowledge, the effects of the LT weakness on the shoulder complex biomechanics have never been studied during the tennis serve. Such knowledge could help to better understand the shoulder pathomechanics in line with LT weakness and to improve injury prevention in tennis.

This study aimed to analyze the influence of the LT weakness on the humeral and scapular kinematics and shoulder muscle activity during a tennis serve. We hypothesized that, after the selective fatigue of the LT, tennis players would present a decreased LT activity and an

increased upper trapezius activity, which would impair the scapular internal rotation and posterior tilt during the cocking and follow-through phases.

III. Methods

a. Participants

Fifteen competitive male tennis players (age: 23.8 ± 3.4 years; height: 182.8 ± 6.7 cm; mass: 76.6 ± 8.7 kg; tennis practice: 15.6 ± 4.9 years; weekly tennis training: 4.4 ± 1.8 hours, Canadian ranking: 4 to 6; International Tennis Number: 2 to 4; International Tennis Federation (2004)) agreed to participate in this study, which was approved by the ethics committee of the 'Université de Montréal' (16-165-CERES-D). Inclusion criteria were being adult, competitive player and having an International Tennis Number less than 6. Exclusion criteria were having shoulder problems in the last six months or heart problems.

b. Experimental design

The experiment was structured into two sessions at least 48h apart for full recovery: 1) familiarization session to the electric muscle stimulation on the dominant LT to determine the maximum intensity tolerable by each player for the fatigue task and 2) testing session. During the testing session, participants performed two sets of 13 maximal voluntary isometric contractions (MVIC), a static position and two tennis serves. Players then achieved the fatigue task targeted the dominant LT, and just after performed a second set of two tennis serves.

c. Kinematics

Players were equipped with 33 reflective skin markers (pelvis: 4; thorax: 6; clavicle: 2; scapula: 5; arm: 4; forearm: 4; wrist: 4; hand: 4) placed according to Jackson et al. (2012) kinematics model (Figure 20). This marker set included anatomical markers put on bony landmarks for the biomechanical model definition and technical markers put on skin areas that minimize soft tissue artifacts. Six additional markers were attached on the racket-head and one marker on the non-dominant hand to determine the performance and the beginning of the serve motion, respectively. The reflective marker positions were recorded by an 18-camera motion analysis system (VICON T20S & T40S, Oxford, UK) at 300 Hz during the static position and tennis serves. Before and after the selective fatigue of the dominant LT,

participants performed two flat serves without the ball (for safety reason in the lab) at maximum speed, with the instruction to reproduce their technique used on the tennis court.

A 28 degree-of-freedom (DOF) kinematics model was personalized using the static trial: global-pelvis and thoracopelvic joints (6 DoF each), sternoclavicular and acromioclavicular (3 DoF each), glenohumeral (3 DoF), scapulothoracic (3 DoF) joints, elbow and wrist (2 DoF each). The centers of rotation of wrist joint and between the pelvis and the thorax were located using SCoRE algorithm (Ehrig, Taylor, Duda, & Heller, 2006) and elbow flexion and supination axes using SARA algorithm (Ehrig, Taylor, Duda, & Heller, 2007), while the sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral joint centers were defined according to anatomical bony landmarks (Michaud, Jackson, Arndt, Lundberg, & Begon, 2016). Finally, according to Michaud et al. (2017), the scapulothoracic joint was modelled as thorax-sized ellipsoid with the center of mass being the contact point coinciding with the barycenter of the Angulus Acromialis, the Angulus Inferior and Trigonum Spinae markers (Michaud et al., 2017). The ellipsoid was scaled based on the thoracic geometrical landmark and the center of the ellipsoid coincided with the origin of the thorax system of coordinate (Michaud et al., 2017).

The Cardan angles decomposition was used to define the joint rotation axes with X being the antero-posterior direction, Y being the lateral direction and Z the infero-superior direction. The humerothoracic rotations were the abduction(-)/adduction(+), flexion(+)/extension(-) and internal(+)/external(-) rotation and were defined using the rotation sequence YXZ (Bonnetfoy-Mazure et al., 2010). The scapulothoracic rotations were internal(+)/external(-) rotation, upward(-)/downward(+) rotation and anterior(-)/posterior(+) tilt, and were defined using the rotation sequence ZYX (Wu et al., 2005).

d. Electromyography

The supraspinatus, infraspinatus and subscapularis activities were measured using indwelling electromyography (EMG) sampled at 2000 Hz (Figure 20). Under sterile conditions, the intramuscular paired hook fine-wire electrodes (30 mm x 27 ga, Natus Neurology, Middleton, WI, USA) were inserted according to Kadaba et al. (1992) and Morris et al. (1998). The anterior, posterior and middle deltoids, biceps, triceps, pectoralis major, upper and lower trapezius, latissimus dorsi, and the serratus anterior activities were recorded using surface EMG sampled at 2000 Hz. After shaving and cleaning the skin with alcohol, the sensors (Delsys Trigno Wireless EMG, Natick, MA, USA) were placed according to the SENIAM

recommendations over the muscle belly (Figure 20). Thirteen maximal voluntary isometric contractions (MVIC) were performed to assess the maximal voluntary activation of each muscle (Dal Maso et al., 2016). Participants performed two 5-s contractions for each MVIC with 30 s rest between contractions. The raw EMG signal was filtered using a 4th order Butterworth bandpass filter (15- 500 Hz for the surface EMG and 15- 800 Hz for the indwelling EMG). The Root Mean Square value was calculated using a 250 ms sliding window for the MVIC and a 50 ms sliding window for the serve. For each muscle, the RMS values were normalized by the maximal muscle voluntary activation obtained among the two repetition of 13 MVIC tests (Dal Maso et al., 2016). The RMS values of each muscle were integrated (iEMG) over each phase duration (i.e., early and late cocking, acceleration and early and late follow-through ;see section *serve analysis*) to evaluate the muscular activation.

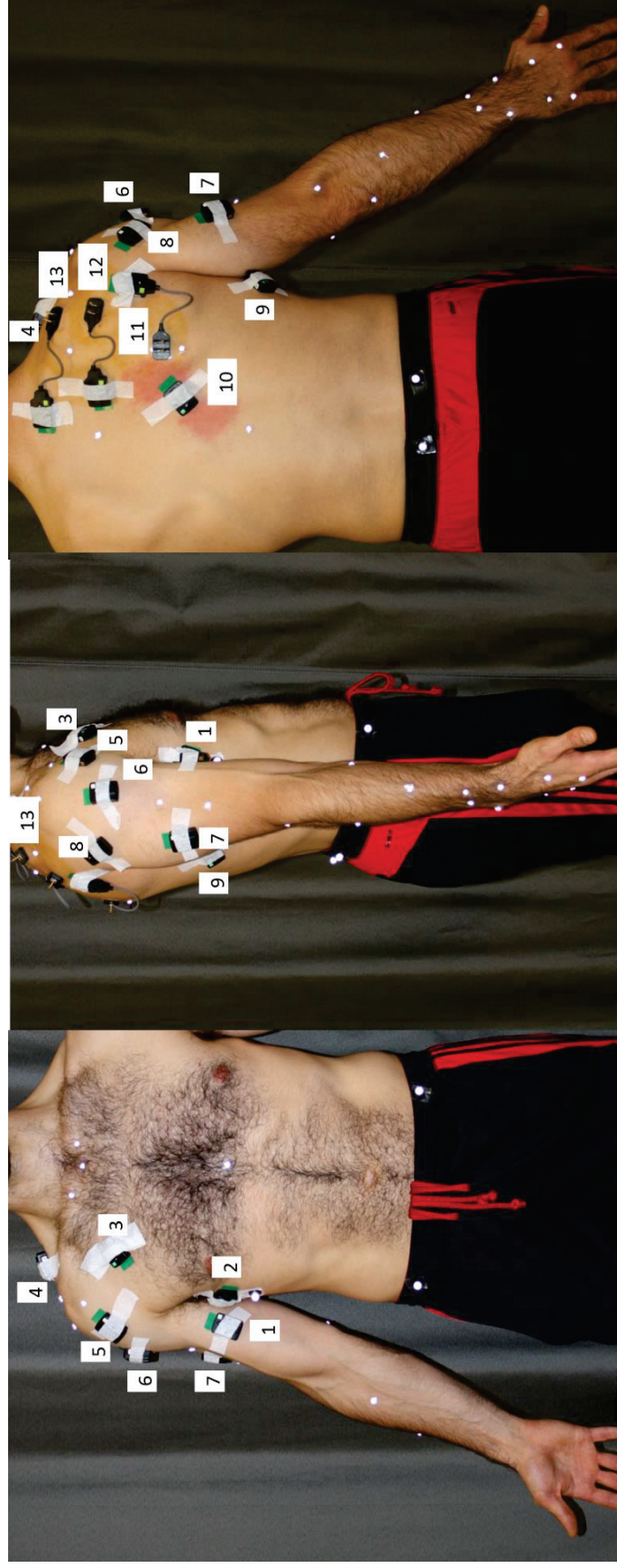


Figure 20 : Set-up of the 33 reflective markers and the electromyography electrodes with (1) biceps, (2) serratus anterior, (3) major pectoralis, (4) upper trapezius, (5) anterior deltoid, (6) middle deltoid, (7) triceps, (8) posterior deltoid, (9) latissimus dorsi, (10) lower trapezius, (11) subscapularis, (12) infraspinatus, and (13) supraspinatus muscles.

e. Fatigue Task

The fatigue task was performed after the first set of serves. We used a musculoskeletal electric stimulator (Compex mi-Sport; DJO Global, Vista, CA) aimed to generate a decrease in LT strength due to the peripheral fatigue. Participants were in supine position with the humerus abducted at 140° and maximally externally rotated. Bipolar electrodes (5 cm x 5 cm) were put on the skin over the extremities of the LT, close to the lateral side of the seventh thoracic spinous process and close to the medial part of the inferior angle of the scapula in line with Bdaiwi et al. (2015). The current width pulse was 300 μ s, and the frequency was 40 Hz. The session lasted 25 minutes. The current intensity was increased every two minutes during the first half of the session. Once the maximum intensity tolerable by the players, determined in the first session, was reached, the current intensity was sustained. The mean intensity was 79.5 ± 60.5 mA (48 to 120 mA). To monitor the strength decrease, players performed, in the same position, one repetition of a lower trapezius isometric strength test (Gillet et al., 2017) before and after the fatigue task. The strength was measured using a hand-held dynamometer (HHD; microFET2; Hoggan Health Industries Inc, West Jordan, Utah, USA), placed on the lateral aspect of the distal radius, while the players exerted extension against the resistance of the experimenter.

f. Serve analysis

The barycenter of the six markers of the racket head, coinciding with its center, was computed and used to calculate the racket head velocity throughout the tennis serve. The pre-impact maximal velocity of each serve was defined as the performance factor (Rogowski, Creveaux, Cheze, Mace, & Dumas, 2014). Four key-events of the tennis serve were determined based on the joint kinematics: 1) the beginning of the motion corresponded to the time when the non-dominant hand was at the same height than the xiphoid process; 2) the end of the cocking phase was defined as the maximal humeral external rotation; 3) the impact ($T_{\text{impact}}=0$ s) was defined as the maximal racket elevation; and 4) the end of the movement corresponded to the minimal humeral adduction (Rogowski, Creveaux, Sevrez, et al., 2015). The humerothoracic and scapulothoracic rotations at each key event were reported for the subsequent analysis. According to these four events, three phases were defined: the cocking phase from the beginning of the motion to the maximal humeral external rotation, the acceleration phase from the maximal humeral external rotation to the impact and the follow-through phase from the

impact to the end of the movement. The cocking phase and the follow through phases were also divided into two subphases according to Morris et al. (1989): the early (0-75%) and late (75-100%) cocking; the early (0-25%) and late (25-100%) follow-through. In summary, the tennis serve was divided into 5 phases according to 6 events (4 key-events and 2 relative events). For each phase, the duration, the iEMG, the minimal and maximal humerothoracic and scapulothoracic rotations and the timing of these extreme rotations were calculated and used for the data analysis.

g. Data reduction

Data of two players were removed from the analysis because the EMG signal recording failed after the fatigue task. Finally, data of 13 players were retained for the analysis, including 11 players with indwelling EMG since two players did not accept it.

h. Statistical analysis

After testing for the normality and homoscedasticity of the values, paired t-tests were applied to compare the outcome measures before and after the selective fatigue of the lower trapezius. The effect size (ES) was calculated and interpreted according to Cohen (1988) (small: 0.2, medium: 0.5, and large: 0.8), and level of significance was set at $p \leq 0.05$. All statistical analyses were performed using SPSS 11.0 software (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA).

IV. Results

For the LT strength values (Table 19), the paired t-test showed a significant decrease by 22.5 ± 10.4 % after the electric muscle stimulation (effect size = 1.26, large effect; $p=0.001$). No significant differences were found for the serve duration and performance (Table 19) before and after the LT selective fatigue.

Table 19 : Mean $\pm$ standard error of the maximal isometric strength of the lower trapezius strength, duration of serve phases and maximum racket speed before (pre) and after (post) the selective fatigue of the lower trapezius

	Pre	Post	
Lower trapezius strength (N)	44.8 $\pm$ 4.9	34.3 $\pm$ 3.2	***
Duration of the serve (s)	1.28 $\pm$ 0.05	1.24 $\pm$ 0.05	
Duration of the early cocking phase (s)	0.64 $\pm$ 0.03	0.65 $\pm$ 0.03	
Duration of the late cocking phase (s)	0.21 $\pm$ 0.01	0.22 $\pm$ 0.01	
Duration of the acceleration phase (s)	0.09 $\pm$ 0.01	0.08 $\pm$ 0.01	
Duration of the early follow-through phase (s)	0.08 $\pm$ 0.01	0.08 $\pm$ 0.01	
Duration of the late follow-through phase (s)	0.25 $\pm$ 0.02	0.23 $\pm$ 0.02	
Maximum racket speed (km/h)	84.6 $\pm$ 4.2	82.7 $\pm$ 5.1	

Note: ***represents a significant difference before and after fatigue task ($p < 0.001$)

The humerothoracic and scapulothoracic kinematics during the tennis serve of a representative participant before and after fatigue is available in Appendix 1 (Figure 22). At the impact, the humerus relative to the thorax were more flexed (ES = 0.63, medium-to-large effect; $p = 0.02$) after the fatigue task (Table 20). At the end of the motion, the humerus relative to the thorax was less internally rotated (ES = 0.71, medium-to-large effect; $p = 0.01$) while, the scapula relative to the thorax was more downwardly rotated (ES = 0.71, medium-to-large effect; $p = 0.01$) in post-fatigue condition. No other significant differences were found for humerothoracic and scapulothoracic rotations at the tennis serve key-event (Table 20). The extreme values of the shoulder joint kinematics (Table 21) were affected following fatigue. Indeed, the humerus with respect to the thorax was significantly more flexed during the acceleration (ES = 0.60, medium-to-large effect; $p = 0.03$) and the early follow-through phase (ES = 0.59 and medium; $p = 0.03$), while the scapula with respect to the thorax was significantly more upwardly rotated (ES = 0.59, medium effect; $p = 0.02$ and ES = 0.67, medium-to-large effect; $p = 0.01$, respectively). Concerning the timing of the extreme values of the shoulder kinematics (Table 21), no significant difference were found.

Table 20 : Mean $\pm$ standard error of the orientations (in degrees) of the humerothoracic (HT) and scapulothoracic (ST) joints before (pre) and after (post) the selective fatigue of the lower trapezius at the six serve events with bold for a significant difference at $p < 0.05$

		Beginning of the motion		Beginning of Late cocking		MER ¹	Impact	End of Early follow-through	End of motion
HT	Abduction(-)/adduction(+)	Pre	-50.1 ± 4.6	-77.3 ± 4.7	-97.5 ± 5.1	-93.1 ± 6.3	-74.4 ± 11.1	17.1 ± 3.8	
		Post	-48.1 ± 4.8	-76.4 ± 4.8	-98.0 ± 5.1	-94.4 ± 6.8	-76.2 ± 9.9	15.9 ± 4.5	
	Flexion(+)/extension(-)	Pre	14.6 ± 5.7	0.5 ± 4.6	36.1 ± 4.8	39.9 ± 5.1	50.8 ± 2.9	34.3 ± 4.7	
		Post	15.2 ± 4.9	2.6 ± 4.3	39.3 ± 4.7	43.6 ± 5.0	53.6 ± 3.8	35.1 ± 5.7	
	Internal(+)/external(-) rotation	Pre	25.9 ± 6.9	-64.1 ± 4.9	-125.5 ± 6.8	-72.5 ± 10.9	18.2 ± 12.9	105.1 ± 10.2	
		Post	27.6 ± 8.5	-66.8 ± 6.0	-123.9 ± 6.8	-67.6 ± 12.6	16.9 ± 10.8	99.9 ± 9.6	
ST	Internal(+)/external(-) rotation	Pre	28.8 ± 3.1	21.1 ± 2.9	26.9 ± 2.9	33.1 ± 2.6	37.9 ± 2.9	40.9 ± 3.5	
		Post	29.3 ± 2.7	20.6 ± 2.5	28.3 ± 2.7	33.3 ± 3.0	39.1 ± 2.6	41.6 ± 3.3	
	Upward(-)/downward(+) rotation	Pre	-8.9 ± 3.1	-27.2 ± 3.5	-31.1 ± 3.4	-28.9 ± 3.3	-21.8 ± 3.6	-3.4 ± 3.2	
		Post	-9.0 ± 3.2	-26.3 ± 4.1	-32.2 ± 2.7	-29.2 ± 3.0	-23.8 ± 3.5	0.2 ± 3.2	
	Anterior(-)/posterior(+) tilt	Pre	-7.9 ± 2.3	-10.8 ± 2.3	3.9 ± 2.9	5.6 ± 2.5	6.2 ± 3.9	8.2 ± 4.1	
		Post	-7.0 ± 2.2	-10.4 ± 2.4	4.4 ± 3.1	5.8 ± 2.7	6.8 ± 3.5	6.2 ± 4.6	

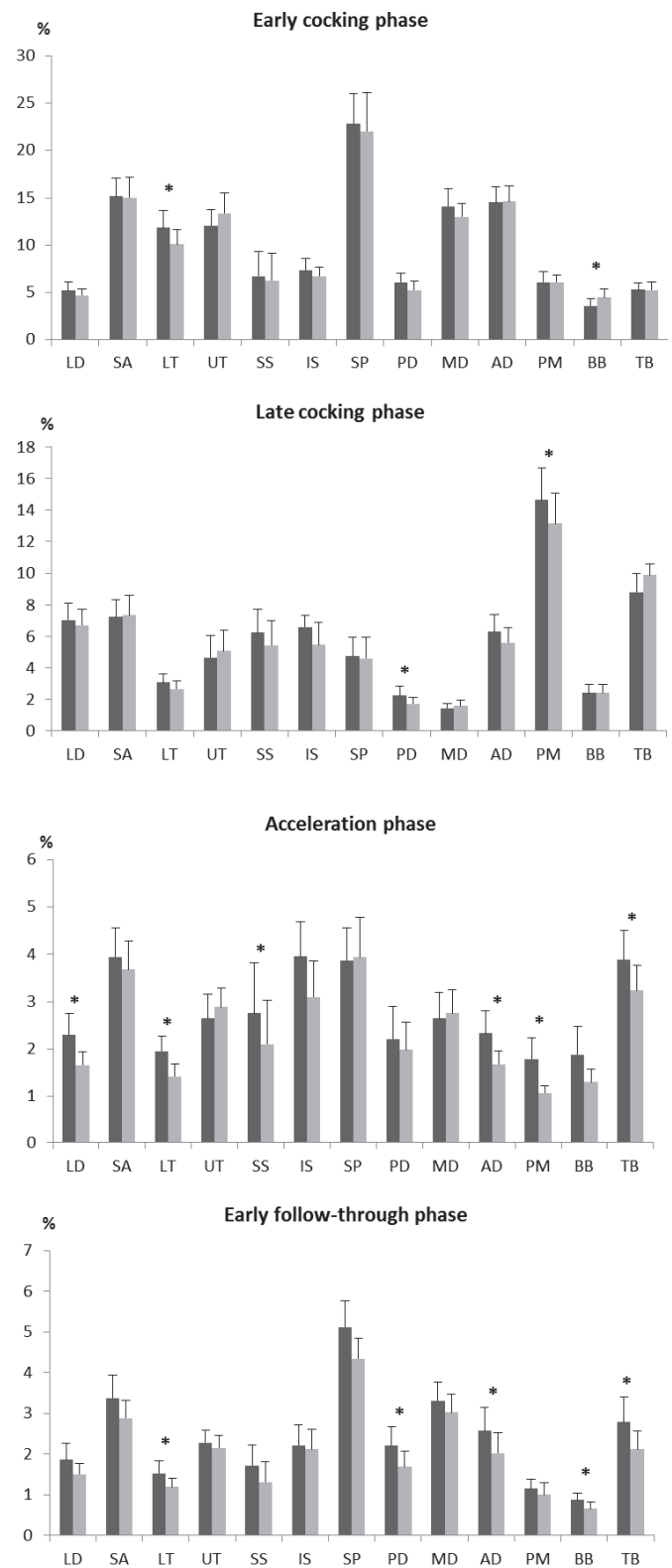
Note: ¹MER for humeral Maximal External Rotation

Table 21 : Mean $\pm$ standard error of the extreme orientations (in degrees) of the humerotheracic (HT) and scapulotheracic (ST) and their timing (in seconds relative to the impact time=0 s) in the different tennis phases before (pre) and after (post) the selective fatigue of the lower trapezius with bold for a significant difference before and after fatigue at $p < 0.05$. Note: *the time resolution was 0.003 s

Phases		Maximal value		timing (s)		Minimal value		timing (s)*	
Late cocking	HT	Abduction(-)/adduction(+)	Pre	-71.8 ± 4.1	-0.24 ± 0.02	-100.4 ± 4.5	-0.12 ± 0.02		
			Post	-71.5 ± 4.7	-0.24 ± 0.01	-98.8 ± 5.1	-0.12 ± 0.02		
		Flexion(+)/extension(-)	Pre	36.1 ± 4.8	-0.09 ± 0.01	0.0 ± 4.6	-0.29 ± 0.01		
			Post	39.3 ± 4.7	-0.09 ± 0.01	2.4 ± 4.3	-0.25 ± 0.03		
		Internal(+)/external(-) rotation	Pre	-64.1 ± 4.9	-0.29 ± 0.01	-125.5 ± 6.8	-0.09 ± 0.01		
			Post	-66.5 ± 5.9	-0.29 ± 0.01	-123.9 ± 6.8	-0.12 ± 0.03		
	ST	Internal(+)/external(-) rotation	Pre	27.7 ± 2.9	-0.13 ± 0.02	18.9 ± 2.7	-0.23 ± 0.01		
			Post	29.1 ± 2.8	-0.11 ± 0.01	19.3 ± 2.7	-0.23 ± 0.02		
		Upward(-)/downward(+) rotation	Pre	-22.8 ± 4.4	-0.23 ± 0.02	-34.4 ± 3.2	-0.16 ± 0.02		
			Post	-22.9 ± 4.5	-0.23 ± 0.02	-34.3 ± 2.7	-0.14 ± 0.02		
Acceleration		Anterior(-)/posterior(+) tilt	Pre	5.2 ± 2.8	-0.11 ± 0.01	-11.7 ± 2.5	-0.27 ± 0.01		
			Post	4.8 ± 3.1	-0.10 ± 0.01	-11.0 ± 2.4	-0.27 ± 0.01		
	HT	Abduction(-)/adduction(+)	Pre	-88.8 ± 6.3	-0.03 ± 0.01	-102.7 ± 4.8	-0.05 ± 0.01		
			Post	-87.9 ± 6.9	-0.03 ± 0.01	-104.9 ± 3.9	-0.05 ± 0.01		
		Flexion(+)/extension(-)	Pre	42.4 ± 4.7	-0.02 ± 0.01	34.7 ± 4.9	-0.06 ± 0.01		
			Post	45.3 ± 4.8	-0.02 ± 0.01	37.8 ± 4.8	-0.06 ± 0.01		
		Internal(+)/external(-) rotation	Pre	-72.2 ± 10.8	-0.00 ± 0.00	-125.5 ± 6.8	-0.08 ± 0.01		
			Post	-67.6 ± 12.6	-0.00 ± 0.00	-123.9 ± 6.8	-0.09 ± 0.01		
	ST	Internal(+)/external(-) rotation	Pre	36.5 ± 2.6	-0.03 ± 0.01	24.8 ± 2.3	-0.05 ± 0.01		
			Post	36.8 ± 2.6	-0.02 ± 0.01	26.0 ± 2.5	-0.06 ± 0.01		
Follow-through		Upward(-)/downward(+) rotation	Pre	-24.9 ± 3.4	-0.03 ± 0.01	-34.9 ± 2.8	-0.06 ± 0.01		
			Post	-27.5 ± 2.8	-0.03 ± 0.01	-34.7 ± 2.6	-0.05 ± 0.01		
		Anterior(-)/posterior(+) tilt	Pre	9.0 ± 2.7	-0.04 ± 0.01	1.1 ± 2.8	-0.06 ± 0.01		
			Post	9.4 ± 2.6	-0.03 ± 0.01	1.5 ± 3.1	-0.06 ± 0.1		
	HT	Abduction(-)/adduction(+)	Pre	-71.2 ± 10.3	0.06 ± 0.01	-98.8 ± 6.6	0.03 ± 0.01		
			Post	-73.7 ± 9.3	0.06 ± 0.01	-98.5 ± 7.1	0.03 ± 0.01		
		Flexion(+)/extension(-)	Pre	53.0 ± 3.6	0.07 ± 0.01	36.9 ± 4.9	0.02 ± 0.01		
			Post	55.4 ± 3.8	0.07 ± 0.01	41.0 ± 5.0	0.02 ± 0.01		
		Internal(+)/external(-) rotation	Pre	19.0 ± 13.1	0.08 ± 0.01	-72.7 ± 11.1	0.00 ± 0.00		
			Post	17.1 ± 10.8	0.08 ± 0.01	-67.6 ± 12.6	0.00 ± 0.00		
ST	Internal(+)/external(-) rotation	Pre	40.9 ± 2.4	0.06 ± 0.01	29.2 ± 2.8	0.03 ± 0.01			
		Post	41.3 ± 2.6	0.05 ± 0.01	29.6 ± 2.9	0.03 ± 0.01			
	Upward(-)/downward(+) rotation	Pre	-18.3 ± 3.5	0.06 ± 0.01	-31.4 ± 3.4	0.02 ± 0.01			
		Post	-21.1 ± 3.4	0.06 ± 0.01	-31.6 ± 3.1	0.02 ± 0.01			
	Anterior(-)/posterior(+) tilt	Pre	11.9 ± 3.4	0.05 ± 0.01	-0.2 ± 2.9	0.04 ± 0.01			
		Post	11.3 ± 3.3	0.04 ± 0.01	0.9 ± 2.9	0.04 ± 0.01			

The EMG pattern of a representative participant before and after fatigue is available in Appendix 2 (Figure 23). During the early cocking phase (Figure 21), the iEMG of the LT (ES = 0.53, medium effect; $p=0.04$) were significantly lower, while the biceps was significantly more activated (ES = 0.58 medium effect; $p=0.04$) in post-fatigue condition. During, the late cocking phase (Figure 21), the iEMG values were significantly decreased for posterior deltoid (ES = 0.67, medium-to-large effect; $p=0.04$) and pectoralis major (ES = 0.64, medium-to-large effect; $p=0.02$) after fatigue. During, the acceleration phase (Figure 21), the iEMG values were significantly decreased for the LT (ES = 0.98, large effect; $p=0.01$), the latissimus dorsi (ES = 0.53, medium effect; $p=0.04$), the subscapularis (ES = 0.87, large effect; $p=0.03$), the anterior deltoid (ES = 0.62, medium-to-large effect; $p=0.03$), the pectoralis major (ES = 0.54, medium effect; $p=0.04$) and the triceps (ES = 0.68, medium-to-large effect; $p=0.03$) after fatigue. During the early follow-through phase (Figure 21), the iEMG values were significantly decreased for the LT (ES = 0.51, medium effect; $p=0.04$), the posterior deltoid (effect size = 0.66, medium-to-large effect; $p=0.04$), the anterior deltoid (effect size = 0.63, medium-to-large effect; $p=0.03$), the biceps (ES = 0.82, large effect; $p=0.01$), and the triceps (ES = 0.68, medium-to-large effect; $p=0.03$) after fatigue. No differences were found for the other muscles.

Figure 21 : Mean $\pm$ standard error of the normalized integrated electromyography signal (in %) of the latissimus dorsi (LD), serratus anterior (SA), lower trapezius (LT), upper trapezius (UT), subscapularis (SS), infraspinatus (IP), supraspinatus (SP), posterior deltoid (PD), middle deltoid (MD), anterior deltoid (AD), major pectoralis (PM), biceps (BB), and triceps (TB) during the early (duration: 0.65 ± 0.03 s) and late cocking (0.22 ± 0.01 s) phase, acceleration (0.09 ± 0.01 s) and early follow-through (0.08 ± 0.01 s) phase of the tennis serve before and after LT selective fatigue with * for significant difference before and after fatigue at $p < 0.05$



V. Discussion

This study aimed to investigate the effect of LT weakness, generated by electric muscle stimulation, on the scapular and humeral kinematics and shoulder muscle activity during the tennis serve. Our findings were that LT weakness unaltered the serve performance, the humerothoracic and scapulothoracic joint rotations at the key-event and humerothoracic kinematics during the motion but decreased the LT activation resulting in an inappropriate scapulothoracic kinematics as well as a decrease in anterior shoulder muscle activation during the acceleration and follow-through phases.

Competitive tennis players commonly serve with a maximum racket speed close to 80 km/h (Rogowski et al., 2014). In the laboratory condition without the ball, our competitive players served with a similar racket speed (84 km/h). Our first set of tennis serves presented similar humeral and scapular kinematics and electromyographic pattern (Table 20, Figure 21, Figure 22) to those described in the literature. Indeed, during the cocking phase, the infraspinatus and the posterior deltoid acted to externally rotate the humerus to 125° , while the supraspinatus and middle deltoid acted to abduct the humerus to 100° (Kibler et al., 2007; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015; Ryu et al., 1988). In the same time, the scapula was slightly externally rotated, upwardly rotated to 30° and posteriorly tilted due to the action of the serratus anterior, upper and lower trapezii (Kibler et al., 2007; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015; Ryu et al., 1988). During the acceleration phase, the pectoralis major, the latissimus dorsi, subscapularis muscles were highly activated to internally rotate the humerus (Kibler et al., 2007; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015; Ryu et al., 1988). The serratus anterior was also highly activated to internally rotate the scapula to 33° (Kibler et al., 2007; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015; Ryu et al., 1988). The other shoulder muscles acted to stabilize the shoulder joints (Kibler et al., 2007). Finally, during the early follow-through phase, shoulder muscles continued their activation to internally rotate and adduct the humerus as well as to internally and downwardly rotate and posteriorly tilt the scapula (Kibler et al., 2007; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015). As the laboratory condition has no significant influence on the tennis serve performance and kinematics (Tubez, Forthomme, et al., 2018), we thus considered that our serves before LT selective fatigue were an adequate representation of the serve in competitive tennis players. Consequently, we assumed that alterations in humeral and scapular kinematics and shoulder muscle activity observed in post-fatigue condition were explained by the induced LT weakness.

LT weakness mainly causes scapular dyskinesia commonly involved in shoulder injuries (Kibler et al., 2013; Wilk et al., 2016). The weakness of a single muscle can be simulated with

the selective fatigue because it reduces the targeted muscle ability to produce strength (Gandevia, 2001; Umehara et al., 2018). After electric muscle stimulation, the decrease in the LT strength was $22.5 \pm 10.4 \%$, which was largely higher than the 4% decrease observed after a series of overhead performances as in a baseball game (99 ± 29 throws) (Mullaney et al., 2005). This large difference attested the efficiency of our fatigue protocol and may be explained by the high metabolic demand due to the electric muscle stimulation (Maffiuletti, 2010). Moreover, after the fatigue task, the LT activation was decreased during the tennis serve as previously found in the arm elevation after fatigue (Joshi, Thigpen, Bunn, Karas, & Padua, 2011). We considered that the second set of tennis serves, i.e. after the electric stimulation, was performed with a weaker LT.

Despite the LT weakness, players sustained their performance and maintained the humerothoracic and scapulothoracic joint rotations at the tennis serve key-event as well as the humerothoracic kinematics throughout the tennis serve. During this motion according to previous EMG studies (Kibler et al., 2007; Rogowski, Creveaux, Sevez, et al., 2015), LT acts to externally rotate and posteriorly tilt the scapula during the late cocking phase and contributes to decelerate the arm-racket complex during the follow-through phase by controlling and limiting the internal and upward rotation and anterior tilt of the scapula. In the weakness condition, the LT activation was decreased throughout the tennis serve. A decrease in the LT activation is commonly related to an increase in the upper trapezius activation during arm abduction or arm rotation (Cools et al., 2007; Wilk et al., 2016). Such an adaptation was not observed during the tennis serve as the upper trapezius activity was not modified. A decrease in the lower trapezius activation, while the upper trapezius activation is unchanged may increase the upward rotation (Wilk et al., 2016), as it was observed during the acceleration phase and the early follow-through phase. Such scapular positioning is known to reduce the subacromial space, and consequently increase the pressure contact on the rotator cuff tendons between the acromion and the humeral head (Ludewig & Reynolds, 2009; Mihata et al., 2012). Furthermore, the decrease in LT activation seemed associated to a reduced activation in other shoulder posterior muscles namely the posterior deltoid and triceps brachialis. Consequently, to maintain the co-contraction level, the anterior shoulder muscles namely the anterior deltoid, latissimus dorsi, pectoralis major, subscapularis, and biceps brachialis can be less activated, as it was observed in the tennis serve. However, most of these muscles are also involved in the humeral head active stability (Blache, Dal Maso, Desmoulins, Plamondon, & Begon, 2015; Gaudet, Tremblay, & Begon, 2018). Their decreased activation may jeopardize the humeral head stability, potentially resulting to

shoulder impingement (Veeger & Van der Helm, 2007). With the repetition of serve during tennis training and competition, the risk of rotator cuff tendinopathy could thus be increased (Kibler et al., 2013; Ludewig & Reynolds, 2009). Consequently performing repeated serve motion when LT is fatigued or weak may alter the scapular kinematics and humeral head stability, and potentially the rotator cuff tendon integrity.

This study presents some limitations. A first limitation lied on the selective fatigue based on electric muscle stimulation that could trigger non-physiological contractions (Maffiuletti, 2010) and may differently affect the muscle functions than a physiological contraction. Consequently, the observed results related to a simulated weakness of LT might be slightly different with a real weak LT. A second limitation concerned the posture of the fatigue task (dominant arm at 140° during 25 min). Such posture requires the sustained activation of arm muscles (as triceps, posterior deltoid and pectoralis major) and may partially explained the reduced activation observed for these muscles. Finally, the study was made in the laboratory condition. The serve was performed without the ball that may unconsciously influence the serve performance and achievement. However, this study was the first to assess the effect of LT weakness on the humerothoracic and scapulothoracic kinematics and shoulder muscle activation during a sport specific motion. Future studies need to corroborate our results by assessing the shoulder complex kinematics and muscular activity during an overhead sport specific motion in symptomatic population.

VI. Conclusion

Despite the weakness of the lower trapezius, players still achieved a fast tennis serve and maintained their humeral kinematics. However, they presented a decrease in lower trapezius activation that may impair the scapular kinematics and the anterior shoulder muscle activation during the acceleration and the follow-through phases. Such alteration may reduce the subacromial space as well as the humeral head stability, and thus jeopardize the rotator cuff tendons with the competition and training accumulation. These results bring new knowledge to coaches and clinicians on the potential shoulder complex pathomechanics related to the weakness of scapular stabilizer muscles. It also emphasizes the importance to monitor and strengthen the lower trapezius muscle.

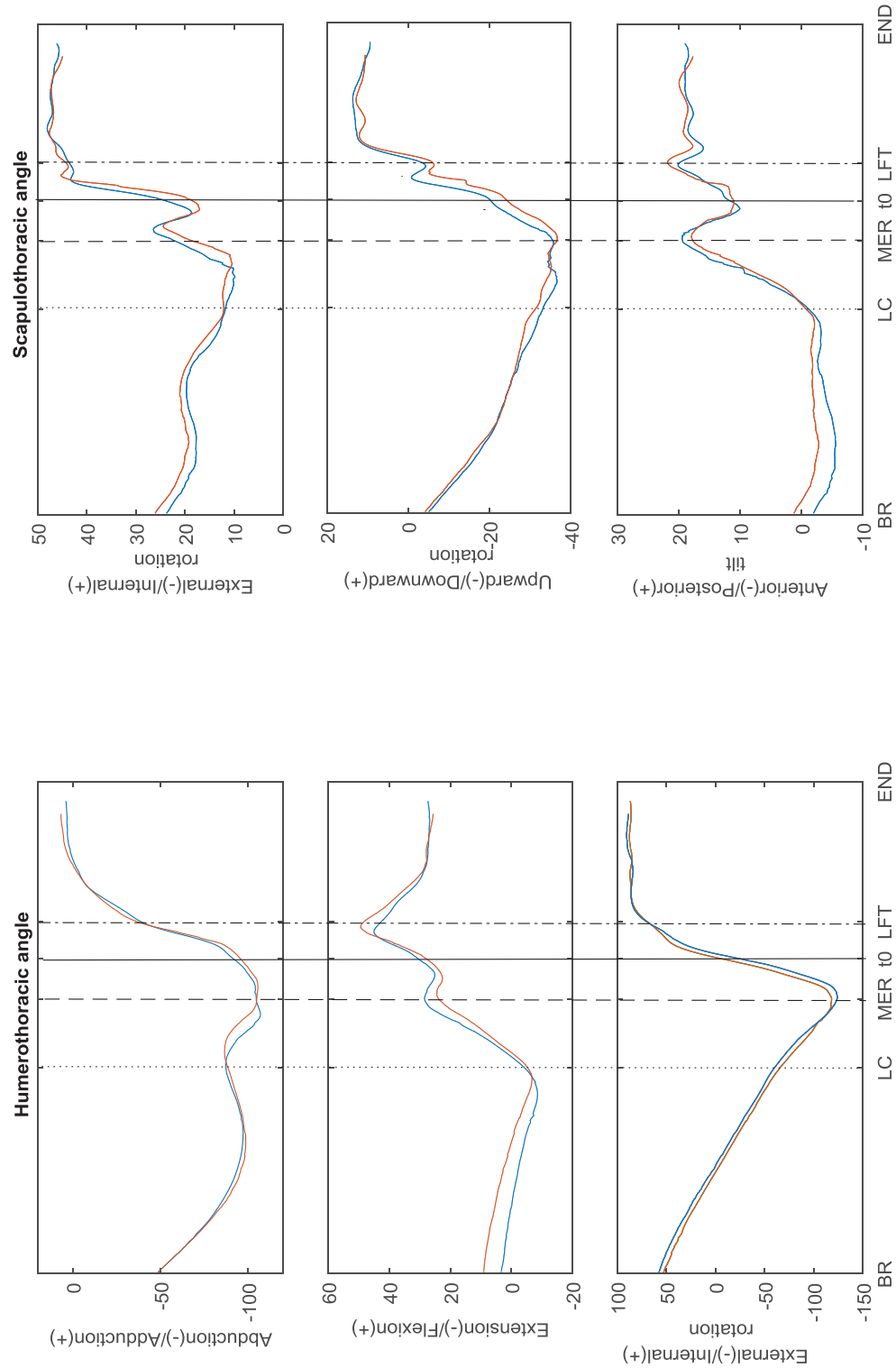


Figure 22 : Humerothoracic and Scapulothoracic in degrees during the tennis serve before (blue) and after (red) the selective fatigue of the lower trapezius for a representative player with BR for ball release, LC for the beginning of the late cocking phase, MER for maximal humeral external rotation, t0 for the impact, LFT for the beginning of the late follow-through phase.

Appendix 2:

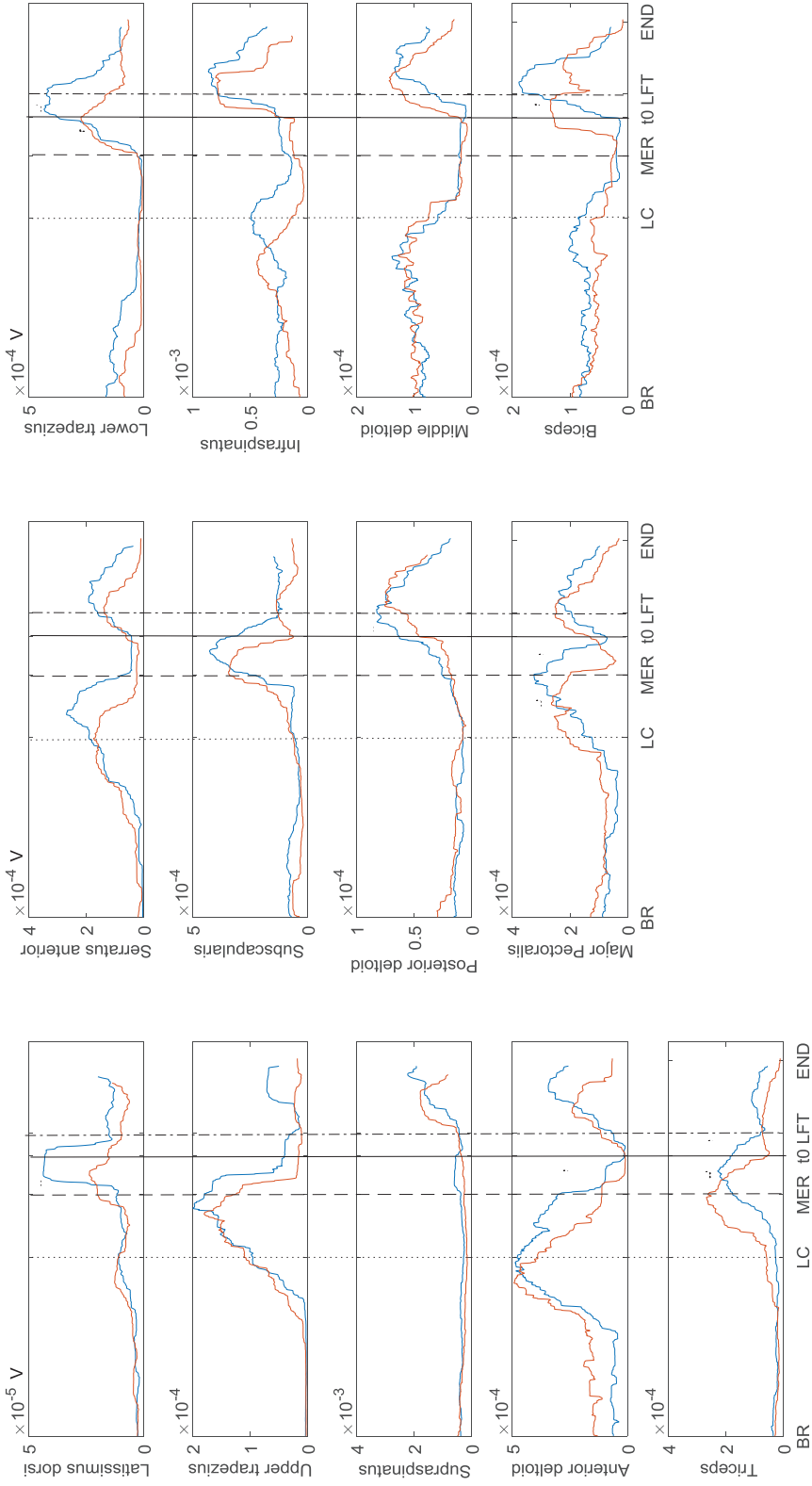


Figure 23 : RMS of the electromyography signal for the anterior, middle, posterior deltoid, biceps, triceps, upper trapezius, pectoralis, infraspinatus, supraspinatus, subscapularis, latissimus dorsi, lower trapezius and serratus anterior during the tennis serve before (blue) and after (red) the selective fatigue of the lower trapezius for a representative player with BR for ball release, LC for the beginning of the late cocking phase, MER for maximal humeral external rotation, t0 for the impact, LFT for the beginning of the late follow-through phase.

CHAPITRE 7 : DISCUSSION GÉNÉRALE

Cette thèse avait pour objectif d'étudier les adaptations spécifiques à la pratique du tennis et d'identifier des facteurs de risque de blessures à l'épaule. Pour ce faire, trois sous-objectifs ont été définis. Le premier était de caractériser l'épaule du jeune joueur de tennis et a été abordé dans le chapitre 2. Le second visait à identifier des facteurs de risque de blessures et a été traité dans les chapitres 3 à 5. Enfin, le dernier sous-objectif visait à mieux décrire la pathomécanique de l'épaule en lien avec le service ce qui a été traité au cours des chapitres 5 et 6. Les observations, les limites et les perspectives de ces différentes études seront discutées au cours de ce chapitre.

I. Force et amplitude articulaire du complexe articulaire de l'épaule du jeune joueur de tennis : équilibre entre adaptations et maladaptations

Dans la section IV de la revue de littérature (p 57), nous avons vu que la pratique du tennis conduisait chez les joueurs de tennis adultes à des adaptations du côté dominant en termes d'amplitudes articulaires et de forces musculaires de l'épaule du joueur de tennis. Ces adaptations sont dans une certaine mesure bénéfiques à la performance mais dans une autre mesure peuvent se révéler délétères si elles sont excessives ou déséquilibrées. Ces caractéristiques étaient jusqu'alors peu connues chez les jeunes joueurs de tennis et ces informations pourraient se révéler pertinentes pour un entraînement et un accompagnement optimisés et mieux ciblés. Ces observations ont conduit aux deux premiers sous-objectifs de la thèse et ont été abordés dans les chapitres 2 à 4. Ces chapitres ont mis en avant les caractéristiques spécifiques de l'épaule du jeune joueur de tennis et des indicateurs potentiels sur la survenue des blessures

a. Adaptations du complexe articulaire de l'épaule du jeune joueur de tennis

L'épaule des sportifs « overhead » matures physiquement est caractérisée par une diminution de l'amplitude de rotation interne de l'articulation glénohumérale partiellement compensée par un gain d'amplitude de rotation externe du côté dominant par rapport au côté non-dominant (Ellenbecker et al., 2002; Wilk et al., 2011). L'amplitude totale de rotation du côté dominant est ainsi légèrement diminuée par rapport au côté non-dominant. Par ailleurs, les muscles de l'épaule sont généralement plus forts du côté dominant par rapport au côté non-dominant (Donatelli et al., 2000; Moreno-Pérez et al., 2018). Ce constat est particulièrement

marqué pour les muscles mobilisateurs de l'épaule comme les rotateurs internes de l'articulation glénohumérale (Moreno-Pérez et al., 2018). Ceci est d'ailleurs souligné par la valeur du ratio (0.66) de force excentrique des muscles rotateurs externes et concentrique des rotateurs internes de l'articulation glénohumérale (Ellenbecker & Roetert, 2003; Moreno-Pérez et al., 2018). Ces adaptations tendent à déplacer le fragile équilibre entre mobilité et stabilité du complexe articulaire de l'épaule en faveur de la mobilité dans le but de maximiser la performance en optimisant la phase d'armer et d'accélération pour donner plus de vitesse à la balle, lors d'un service par exemple (Borsa et al., 2008). L'étude présentée dans le chapitre 2 montre que ces adaptations surviennent dès le plus jeune âge puisque des joueurs élités âgés de 9 ans présentent déjà ces adaptations. Cependant, contrairement aux adultes, les équilibres de forces entre les muscles mobilisateurs et stabilisateurs du complexe articulaire de l'épaule étaient conservés, puisqu'aucune différence bilatérale n'était observée sur les ratios de force. De plus, les jeunes joueurs de tennis de notre étude présentaient des amplitudes articulaires plus grandes que des joueurs adultes (Moreno-Pérez et al., 2018). Il a d'ailleurs été montré que chez les jeunes joueurs de baseball, les amplitudes de rotation interne et externe diminuent avec l'âge (Meister et al., 2005). Ceci a également été observé chez les jeunes joueurs de tennis de notre étude, particulièrement pour la rotation interne. Ces changements sont principalement les conséquences de la croissance avec la réorganisation ligamentaire et le développement de la force musculaire et de la pratique du tennis. Nous avons également observé ce développement musculaire puisque la force des muscles de l'épaule des joueurs augmentait avec l'âge. Cependant, une fois ces forces normalisées par le poids de corps, elles restaient stables malgré l'avancée en âge. Seules les différences bilatérales étaient encore présentes. Ces observations ont donc permis de mieux comprendre l'impact du tennis sur les caractéristiques de l'épaule d'un joueur de tennis asymptomatique en cours de croissance.

Ainsi, pour répondre au sous-objectif 1, les jeunes joueurs de tennis présentent les adaptations classiques des sportifs « overhead », à savoir une diminution de l'amplitude de rotation interne compensée par un gain de rotation externe et des muscles plus forts du côté dominant. Cependant, ces adaptations musculaires semblent équilibrées entre les muscles mobilisateurs et stabilisateurs du complexe articulaire de l'épaule. Contrairement à l'adulte, ces adaptations musculaires ne conduisent pas au déplacement du compromis mobilité/stabilité de l'épaule en faveur de la mobilité. Cette différence s'explique par la différence de maturité physique et le processus de croissance. En effet, la croissance et le gain de force qui l'accompagne limitent

probablement la différence de développement musculaire induite par l'activité entre les muscles mobilisateurs et stabilisateurs. De plus, par son manque de développement musculaire et sa structure anatomique, le jeune joueur est déjà caractérisé par une plus grande mobilité. Ces résultats ont toutefois été mis en avant via une étude transversale et doivent être confirmés par une étude longitudinale qui prendrait en compte le processus de croissance et le parcours des joueurs évalués. Maintenant que les caractéristiques de l'épaule d'un jeune joueur en compétition de tennis sont connues, il faudrait identifier quels sont les facteurs de risque de blessures.

b. Maladaptations du complexe articulaire de l'épaule du jeune joueur de tennis

Les sportifs « overhead » ayant des problèmes à l'épaule sont généralement caractérisés par une diminution trop importante de l'amplitude de rotation interne de l'articulation glénohumérale du côté dominant par rapport au côté non-dominant, soulignée par un GIRD inférieur à -18° (chapitre 1, IV.a.ii. (p 59)) (Wilk et al., 2011). Ce biomarqueur commence cependant à être remis en question et une diminution bilatérale (dominant vs. non-dominant) importante de l'amplitude totale de rotation pourrait être un meilleur indice pour prédire les blessures à l'épaule (Keller et al., 2018). Ceci semble se confirmer dans l'étude présentée dans le chapitre 3, puisque l'amplitude totale de rotation de l'articulation glénohumérale était discriminante entre les joueurs avec et sans antécédent de douleur alors que le GIRD ne l'était pas. Par ailleurs, les joueurs de tennis avec antécédent de douleur sont caractérisés par une plus faible amplitude de rotation interne des deux côtés en comparaison avec les joueurs asymptomatiques (Moreno-Pérez et al., 2015). Cependant, les jeunes joueurs avec des antécédents de problème à l'épaule étudiés dans le chapitre 3 présentaient une plus forte amplitude totale de rotation de l'articulation glénohumérale que les joueurs asymptomatiques. Ce résultat est donc en contradiction avec les observations faites chez les joueurs adultes. Or, les jeunes sportifs sont déjà caractérisés par une grande mobilité articulaire due à leur manque de développement musculaire et leur constitution ligamentaire (Mautner & Blazuk, 2015). Une trop grande flexibilité pourrait être le témoin d'une stabilité insuffisante de la tête humérale chez le joueur en croissance, pouvant mettre en péril les structures anatomiques du complexe articulaires.

Généralement, les sportifs « overhead » avec des problèmes d'épaule présentent un déséquilibre de force entre les muscles rotateurs externes et rotateurs internes de l'articulation

glénohumérale (Ellenbecker, 1989). Nos joueurs avec antécédent de douleur présentaient un plus faible ratio de force pour ces muscles, que nos joueurs asymptomatiques. Ceci est le témoin de muscles rotateurs externes insuffisamment développés par rapport aux rotateurs internes. Ces muscles étant impliqués dans la stabilité de la tête humérale, un tel déséquilibre pourrait conduire à des translations de la tête humérale au cours des gestes du tennis. Ceci pourrait alors mettre en péril les structures anatomiques du complexe articulaire de l'épaule (Tafur et al., 2017).

Les joueurs « overhead » avec des problèmes d'épaule présentent également une faiblesse des muscles stabilisateurs de la scapula (Kibler et al., 2013; Wilk et al., 2016). Dans l'étude présentée dans le chapitre 3, les jeunes joueurs avec antécédent de douleur présentaient des muscles mobilisateurs de la scapula (trapèze supérieur) plus forts que les joueurs asymptomatiques alors qu'aucune différence n'était trouvée pour les muscles stabilisateurs (trapèzes moyen et inférieur). On peut donc penser que les muscles stabilisateurs de la scapula présentent un développement insuffisant par rapport aux muscles mobilisateurs pour les joueurs avec antécédent de douleur. Cette adaptation limitée des muscles stabilisateurs de la scapula pourrait altérer la cinématique scapulothoracique au cours des gestes du tennis. Cette relation est d'ailleurs étudiée plus en détail dans le chapitre 6 et sera discutée dans la partie suivante. Une altération de la cinématique scapulaire peut conduire à une réduction de l'espace sous-acromial et mettre en péril les muscles de la coiffe des rotateurs comme suggéré dans les travaux de Ludewig and Reynolds (2009).

Comme pour les joueurs matures physiquement, un déséquilibre de force entre les muscles mobilisateurs et stabilisateurs du complexe articulaire de l'épaule semble être un signe de prédisposition à la survenue des blessures. Cependant, à la différence des joueurs adultes, une trop grande amplitude articulaire de rotation de l'articulation glénohumérale est un signal d'alarme chez le jeune joueur de tennis. Dans un travail de prévention, ces observations mettent l'accent sur l'importance de renforcer les muscles stabilisateurs (rotateurs externes de l'articulation glénohumérale, trapèzes moyen et inférieur) de l'épaule dès le plus jeune. Bien que l'excès d'amplitude articulaire semble poser problème, un travail ciblant la mobilité articulaire n'est pas à négliger afin d'inculquer cette routine de travail aux jeunes joueurs et d'anticiper les effets de la croissance (perte de mobilité articulaire) (Le Gal, Begon, Gillet, & Rogowski, 2017).

Au vu des caractéristiques de notre étude, il est cependant difficile de savoir si les adaptations observées sont les causes ou les conséquences des antécédents de douleur à l'épaule. Ce travail doit être approfondi par une étude prospective qui est une des perspectives de ce travail de thèse. Un suivi longitudinal serait une approche encore plus complète puisqu'il permettrait de compléter la caractérisation de l'épaule du jeune joueur de tennis et de mettre en avant les facteurs de risque de blessures mais également les facteurs permettant le retour à une épaule asymptomatique. Une approche innovante pour la biomécanique a été utilisée au cours de ces travaux de thèse, l'analyse de transitions des profils latents présentée au cours du chapitre 4. Par sa capacité à prendre en compte plusieurs variables, nous avons émis l'hypothèse que cette approche permettrait de mettre en avant des combinaisons de facteurs conduisant aux blessures. Cependant, cette approche s'est révélée peu concluante principalement à cause du manque de continuité de la base de données. Ainsi, cette approche mérite d'être poursuivie avec un suivi continu de joueurs sur une tranche d'âge précise afin de définir des profils de joueurs à risque de blessures. Si, avec un suivi plus soutenu, l'analyse de transitions des profils latents se révèle toujours inefficace, il faudra envisager d'autres alternatives. Une première pourrait être l'apprentissage machine, qui, après avoir pris connaissance par exemple des caractéristiques d'amplitude articulaire et de force des muscles de l'épaule de joueurs avec et sans problème d'épaule, serait capable d'identifier des joueurs à risque de blessures. Ces méthodes représentent les solutions les plus complètes et les plus informatives pour identifier les facteurs et combinaisons de facteurs à risque de blessures. Cependant, elles sont très ambitieuses car elles demandent un nombre de participants conséquent. Ceci représente une limite lorsque l'étude s'intéresse aux sportifs élités. Il faut peut-être envisager des méthodes longitudinales plus adaptées à une telle taille d'échantillon. Une première possibilité serait une comparaison avec une ANOVA à un facteur et deux mesures répétées des amplitudes articulaires et des forces musculaires de l'épaule entre des groupes de joueurs 1) asymptomatiques sur deux temps de mesures consécutifs, 2) ayant des problèmes d'épaule sur deux temps de mesures consécutifs, 3) ayant des problèmes d'épaule sur le premier temps de mesure et asymptomatiques sur le second et 4) étant asymptomatiques sur le premier temps de mesure et ayant des problèmes d'épaule sur le second temps de mesure. Ceci mettrait en avant les facteurs clés de la pathomécanique de l'épaule et de retour à la situation asymptomatique. Cependant, l'ANOVA est une approche statistique qui ne tolère pas les valeurs manquantes. Or, comme discuté dans le chapitre 4, les valeurs manquantes sont inhérentes aux suivis

longitudinaux, notamment lorsque la question de recherche concerne un public d'sportifs élités. Une autre approche serait d'analyser, par les modèles linéaires à effets mixtes, comme dans le cadre des travaux de Fleisig et al. (2017), les amplitudes articulaires et les forces musculaires de l'épaule recueillies sur plusieurs années auprès de joueurs élités d'une tranche d'âge précise. Cet outil statistique tolère les valeurs manquantes, met en évidence les comportements de groupe et individuel ce qui permettrait d'identifier des facteurs associés à la survenue de la blessure. Ces approches semblent plus réalisables mais sont moins fines car elles permettent d'identifier des seuils à risque de blessures pour chaque paramètre, là où les méthodes plus complexes permettent d'identifier des combinaisons de facteurs. En définitive, pour approfondir ce travail de thèse, le suivi longitudinal doit être poursuivi avec un suivi de joueurs soutenu sur une tranche d'âge précise. La méthode d'analyse choisie sera fonction du temps alloué, du nombre de joueurs évalués et de la précision espérée.

II. Service de tennis : cinématique et pathomécanique

Les caractéristiques et les facteurs de risque de blessures à l'épaule spécifiques d'un jeune joueur de tennis étant décrits, il était intéressant de faire un focus sur la biomécanique de l'épaule de ces jeunes joueurs lors des gestes du tennis. Comme précisé dans la revue de littérature (chapitre 1.II.a (p 40)), le service est un des gestes les plus décisifs et les plus présents dans le jeu, mais également un des gestes les plus traumatiques. Par ailleurs, comme précisé dans les chapitres 1 et 3, la faiblesse des muscles du trapèze inférieur est associée aux blessures à l'épaule mais les effets d'une telle faiblesse sur la biomécanique du service n'avaient jamais été évalués. Une telle étude apporterait des informations clés sur la pathomécanique de l'épaule. Ainsi, décrire avec précision la biomécanique du service chez des joueurs asymptomatiques, avec antécédent de douleur, ou avec un trapèze inférieur faible mettrait en avant des facteurs de risque et permettrait de connaître avec plus de précision la pathomécanique de l'épaule. De telles études ont été présentées dans les chapitres 5 et 6 afin de répondre aux sous-objectifs 2 et 3 de la thèse. Les résultats ainsi que les limites et perspectives de ces travaux sont discutés dans cette section.

Comme évoqué dans la section précédente, le jeune joueur de tennis asymptomatique présente très tôt les adaptations spécifiques à la pratique. Ces adaptations sont principalement les conséquences des gestes répétés du tennis. Dans le chapitre 5, la cinématique du complexe articulaire de l'épaule des jeunes joueurs de tennis asymptomatiques lors d'un service a été

décrite et s'est révélée être similaire à celle décrite, dans la littérature, pour un joueur adulte. Par ailleurs, elle a été comparée entre des joueurs avec et sans antécédent de douleur. Cette comparaison a montré que les joueurs avec antécédent de douleur présentaient des modifications de la cinématique humérothoracique et scapulothoracique au moment de la fin de la phase d'armer et de l'impact. Notamment, à la fin de la phase d'armer, l'abduction et la rotation externe de l'articulation humérothoracique étaient diminuées alors que la sonnette externe de l'articulation scapulothoracique était augmentée. Ces modifications sont connues pour limiter la pression et la surface du contact postéro-supérieur entre la tête humérale et la glène de la scapula, se produisant lors de la fin de la phase d'armer (Mihata et al., 2012). On peut donc penser que les joueurs avec antécédent de douleur ont adapté leur cinématique du complexe articulaire de l'épaule pour poursuivre leur pratique sans douleur. Ainsi, on peut émettre l'hypothèse que toutes modifications pouvant conduire à augmenter la force et la pression du contact postéro-supérieur entre la tête humérale et la glène de la scapula lors de la fin de la phase d'armer accroîtraient les risques de blessures lors de la réalisation d'un service. Les personnes avec des conflits sous-acromiaux présentent généralement un déficit d'activation ou une faiblesse du trapèze inférieur (Smith et al., 2009 ; Wilk et al., 2016). Dans le chapitre 6, la biomécanique d'un service réalisé avec un trapèze inférieur affaibli par une fatigue induite par électrostimulation a été évaluée. Une telle faiblesse semble conduire à une cinématique scapulothoracique moins adaptée, avec notamment l'augmentation de la sonnette externe. Une telle augmentation est connue pour réduire l'espace sous-acromial (McClure, Michener, Karduna, & Whitman, 2006). Par ailleurs, comme montré dans le chapitre 6, une telle faiblesse semble diminuer l'activation des muscles antérieurs de l'épaule lors du service. Ces muscles étant impliqués dans la stabilité de la tête humérale, notamment lors de la phase d'armer et de décélération (Blache et al., 2015; Gaudet et al., 2018), leur baisse d'activation liée à la faiblesse du trapèze inférieur pourrait augmenter les translations de la tête humérale lors de la réalisation des gestes du tennis, pouvant créer des conflits. Ainsi, les modifications de la biomécanique du complexe articulaire de l'épaule peuvent augmenter la pression du contact postéro-supérieur entre la tête humérale et la glène de la scapula, mettre en péril l'espace sous-acromial et la stabilité de la tête humérale. Ces altérations pourraient à terme être à l'origine des blessures à l'épaule lors de la réalisation d'un service.

Ces résultats sont toutefois à relativiser puisque la cinématique du complexe articulaire de l'épaule des joueurs avec et sans antécédent de douleur a été enregistrée sur des services

mimés. Les résultats liés à la faiblesse du trapèze inférieur sont aussi basés sur des services sans balle. Les prochaines études devront confirmer ces résultats en enregistrant la cinématique du complexe articulaire de l'épaule lors de services réalisés dans les conditions écologiques. Par ailleurs, la faiblesse du trapèze inférieur a été créée artificiellement par fatigue et électrostimulation. Bien que ce procédé soit régulièrement utilisé (Bdaiwi et al., 2015; Umehara et al., 2018), il modifie le comportement musculaire de façon non-physiologique. Les conséquences observées avec un trapèze inférieur affaibli par électrostimulation peuvent alors différer de celles qui se produisent avec un trapèze inférieur réellement faible et sous-développé. Les résultats devront donc être confirmés en comparant une population symptomatique à une population asymptomatique. De plus, ce travail de thèse était centré sur le jeune joueur de tennis. Or, pour des raisons éthiques au vu du matériel utilisé (électrostimulation, EMG intramusculaire), les joueurs étudiés dans le chapitre 6 étaient adultes. Les conséquences de la faiblesse du trapèze inférieur observées pouvant initier la blessure peuvent alors différer pour le jeune joueur. Par ailleurs, seule l'amplitude du signal EMG a été analysée, de l'information complémentaire pourrait être apportée par un traitement par ondelette (Cifrek et al., 2009) ou en s'intéressant aux moments d'activation et désactivation des muscles (Kibler et al., 2007). Ainsi, il sera possible de mettre en évidence si la faiblesse du trapèze inférieur a un effet sur la fréquence et la séquence d'activation des muscles de l'épaule lors du service. De telles analyses pourraient s'avérer pertinentes pour décrire plus précisément la pathomécanique de l'épaule dans le tennis. Les hypothèses émises au vu de nos résultats reposent sur l'état de l'espace sous-acromial et de la stabilité de la tête humérale alors qu'ils n'ont pas été mesurés. A l'heure actuelle, l'espace sous-acromial semble difficilement mesurable lors d'un geste dynamique comme le service. A l'inverse, la stabilité dynamique de la tête humérale peut être approchée par la modélisation musculo-squelettique (Pandy & Andriacchi, 2010). La modélisation musculo-squelettique utilise les procédés de cinématique et dynamique inverse ainsi que d'optimisation afin de mieux décrire le rôle des différents muscles dans le comportement d'une articulation lors d'un mouvement (Pandy, 2001). Une telle approche permet d'évaluer la contribution des muscles dans la réalisation d'une performance (Pandy, 2001). Elle aide à mettre en avant le rôle (mobilisateur ou stabilisateur) des muscles étudiés au cours du mouvement (Blache et al., 2015). Elle permet également de décrire les synergies utiles à la performance mais également délétères pour l'intégrité physique (Pandy, 2001). L'utilisation de la modélisation musculo-squelettique

(dynamique directe avec optimisation statique) avec les données biomécaniques enregistrées lors du service permettrait d'estimer les forces de cisaillement et de compression au niveau de l'articulation glénohumérale afin de mieux comprendre les conséquences possibles des adaptations liées à la faiblesse du trapèze inférieur. Ceci constitue la perspective principale du travail présenté dans le chapitre 6. Les études présentées dans les chapitres 5 et 6 de la thèse ont néanmoins apporté les premières informations sur la pathomécanique de l'épaule en lien avec le service. Elles soulignent l'importance de renforcer les stabilisateurs de la scapula pour préserver la cinématique scapulothoracique et l'espace sous-acromial.

CONCLUSION

Ce travail de thèse avait pour objectif d'étudier les adaptations spécifiques à la pratique des activités « overhead » et identifier des facteurs de risque de blessures à l'épaule, et a été divisé en trois sous-objectifs : 1) caractériser l'amplitude articulaire et les forces musculaire de l'épaule du jeune joueur de tennis, 2) identifier des facteurs de risque de blessures spécifiques à cette population et 3) décrire la pathomécanique de l'épaule en lien avec le service.

Le premier sous-objectif a été traité au cours d'une étude comparant les amplitudes articulaires et les forces musculaires de l'épaule chez des jeunes joueurs asymptomatiques d'âges biologiques différents. Ce travail, présenté au cours du chapitre 2, a montré que les adaptations liées à la pratique, à savoir une perte d'amplitude de rotation interne partiellement compensée par un gain de rotation externe ainsi que des muscles plus forts du côté dominant, se mettaient en place dès les premières années de pratique. Le développement musculaire est, cependant, équilibré puisqu'aucune différence bilatérale n'a été observée sur les ratios de force des muscles agonistes/antagonistes. Avec les années de pratique, l'amplitude de rotation interne diminue alors que l'amplitude de rotation externe reste stable conduisant à une diminution de l'amplitude totale de rotation. Par ailleurs, les forces musculaires augmentent proportionnellement avec l'âge. Ces informations illustrent l'impact de l'activité sur les caractéristiques de l'épaule chez des jeunes joueurs de tennis asymptomatiques.

Afin de répondre au sous-objectif 2, à savoir identifier des facteurs de risque de blessures, une étude comparant les amplitudes articulaires et les forces musculaires de l'épaule chez des jeunes joueurs avec et sans antécédent de douleur a été réalisée et présentée dans le chapitre 3. Une plus grande amplitude de l'arc total de rotation de l'articulation glénohumérale, un déséquilibre du ratio de force des muscles rotateurs externes/internes, et des muscles stabilisateurs de la scapula insuffisamment développés par rapport aux muscles mobilisateurs sont associés à un antécédent de douleur. Ces maladaptations pourraient être des facteurs de risque de blessures à l'épaule. Cependant, ce travail ne permettait pas de conclure si elles étaient la cause ou la conséquence de l'antécédent de douleur. Pour apporter un éclairage sur ce dilemme, un suivi longitudinal, s'appuyant sur les analyses de transitions des profils latents, a été mené et décrit dans le chapitre 4. Par un manque de continuité de la base de données, cette approche s'est révélée peu concluante. Elle devra être poursuivie par un suivi plus constant sur une tranche d'âge précise. Si elle s'avère encore inefficace, d'autres approche longitudinale multifactorielle comme l'apprentissage machine, ou moins complexes comme les modèles linéaires à effets mixtes seront à envisager.

Enfin, pour décrire la pathomécanique de l'épaule en lien avec les gestes du tennis et répondre au sous-objectif 3, deux études ont été menées et présentées dans les chapitres 5 et 6. La première étude a comparé les cinématiques humérothoracique et scapulothoracique, enregistrées au cours de services mimés, entre des jeunes joueurs avec et sans antécédent de douleur à l'épaule. A la fin de la phase d'armer, les joueurs avec antécédent de douleur adaptent leur cinématique humérothoracique probablement pour limiter le contact postéro-supérieur entre la tête humérale et la glène de la scapula et poursuivre leur pratique. La seconde étude a analysé l'influence de la faiblesse du trapèze inférieur sur la biomécanique de l'épaule au cours du service. La faiblesse du trapèze inférieur est associée à une cinématique scapulothoracique inappropriée au cours du geste pouvant réduire l'espace sous-acromial. Cette faiblesse diminue également l'activation des muscles antérieurs de l'épaule au cours du service pouvant réduire la stabilité de la tête humérale, notamment lors de la phase d'armer et de décélération. Ces études suggèrent que toutes altérations de la biomécanique de l'épaule pouvant augmenter la pression du contact physiologique postéro-supérieur de la fin de la phase d'armer et mettre en péril l'espace sous-acromial et la stabilité humérale conduirait aux blessures à l'épaule avec la répétition des services.

Ces différents travaux ont apporté des informations sur la biomécanique de l'épaule du jeune joueur de tennis qui permettront aux entraîneurs d'améliorer la qualité de leur entraînement, leur suivi et la prévention des blessures. Particulièrement, en termes de prévention, d'après les différents résultats observés, la priorité pour des jeunes joueurs est de renforcer les muscles stabilisateurs de l'épaule (rotateurs externes, trapèzes inférieur et moyen) afin de maintenir les équilibres entre les muscles agonistes et antagonistes, et conserver une cinématique scapulothoracique appropriée. Le travail ciblant la mobilité articulaire est secondaire mais doit être mis en place pour habituer le joueur à ce type d'exercice et anticiper la perte d'amplitude articulaire liée à la croissance.

Références

- Abitteboul, Y., Leroux, G., Laterre, D., Riviere, D., & Oustric, S. (2011). Tests cliniques de l'épaule. *La Revue du Praticien Médecine Générale*, 25, 325-326.
- Abrams, G. D., Harris, A. H., Andriacchi, T. P., & Safran, M. R. (2014). Biomechanical analysis of three tennis serve types using a markerless system. *British Journal of Sports Medicine*, 48(4), 339-342.
- Abrams, G. D., Sheets, A. L., Andriacchi, T. P., & Safran, M. R. (2011). Review of tennis serve motion analysis and the biomechanics of three serve types with implications for injury. *Sports Biomechanics*, 10(4), 378-390.
- Allen, T. R., Brookham, R. L., Cudlip, A. C., & Dickerson, C. R. (2013). Comparing surface and indwelling electromyographic signals of the supraspinatus and infraspinatus muscles during submaximal axial humeral rotation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1343-1349.
- Arora, A., & Doshi, S. (2017). Injury Profile of Professional Indian Tennis Players. *International Journal of Health Sciences and Research*, 7(3), 202-209.
- Bahk, M., Keyurapan, E., Tasaki, A., Sauers, E. L., & McFarland, E. G. (2007). Laxity testing of the shoulder: a review. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(1), 131-144.
- Bajwa, N., & Pearsall, A. (2017). Physical Exam of the Shoulder *Orthopedic Surgery Clerkship* (pp. 39-41): Springer.
- Baxter-Jones, A. D., Eisenmann, J. C., & Sherar, L. B. (2005). Controlling for maturation in pediatric exercise science. *Pediatric Exercise Science*, 17(1), 18-30.
- Bdaiwi, A. H., Mackenzie, T. A., Herrington, L., Horsley, I., & Cools, A. M. (2015). Acromiohumeral Distance During Neuromuscular Electrical Stimulation of the Lower Trapezius and Serratus Anterior Muscles in Healthy Participants. *Journal of Athletic Training*, 50(7), 713-718.
- Begon, M., Bélaïse, C., Naaïm, A., Lundberg, A., & Chèze, L. (2017). Multibody kinematics optimization with marker projection improves the accuracy of the humerus rotational kinematics. *Journal of Biomechanics*, 62, 117-123.
- Beunen, G. (1989). Biological age in pediatric exercise research. *Advances in Pediatric Sport Sciences*, 3, 1-39.
- Beunen, G., & Malina, R. M. (1988). Growth and physical performance relative to the timing of the adolescent spurt. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 16(1), 503-540.

- Blache, Y., Dal Maso, F., Desmoulins, L., Plamondon, A., & Begon, M. (2015). Superficial shoulder muscle co-activations during lifting tasks: Influence of lifting height, weight and phase. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 25(2), 355-362.
- Bonnefoy-Mazure, A., Slawinski, J., Riquet, A., Leveque, J. M., Miller, C., & Cheze, L. (2010). Rotation sequence is an important factor in shoulder kinematics. Application to the elite players' flat serves. *Journal of Biomechanics*, 43(10), 2022-2025.
- Borsa, P. A., Laudner, K. G., & Sauers, E. L. (2008). Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete. *Sports Medicine*, 38(1), 17-36.
- Borsa, P. A., Timmons, M. K., & Sauers, E. L. (2003). Scapular-positioning patterns during humeral elevation in unimpaired shoulders. *Journal of Athletic Training*, 38(1), 12.
- Brechbuhl, J., Tieche, L., & Frey, D. (2001). Some observations on the service action. *Coaching & Sport Science Review*(25), 4-5.
- Burkhart, S. S. Morgan, C. D. & Kibler W. B. (2003). The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy*, 19(4), 404-420.
- Byram, I. R., Bushnell, B. D., Dugger, K., Charron, K., Harrell, F. E., Jr., & Noonan, T. J. (2010). Preseason shoulder strength measurements in professional baseball pitchers: identifying players at risk for injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(7), 1375-1382.
- Chandler, T. J., Kibler, W. B., Uhl, T. L., Wooten, B., Kiser, A., & Stone, E. (1990). Flexibility comparisons of junior elite tennis players to other athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 18(2), 134-136.
- Charbonnier, C., Chague, S., Kolo, F. C., & Ladermann, A. (2015). Shoulder motion during tennis serve: dynamic and radiological evaluation based on motion capture and magnetic resonance imaging. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 10(8), 1289-1297.
- Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S., & Ostojic, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 327-340.
- Clarsen, B., Bahr, R., Andersson, S. H., Munk, R., & Myklebust, G. (2014). Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: a prospective cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, 48(17), 1327-1333.

- Cohen, J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd: Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Cools, A. M., Declercq, G. A., Cambier, D. C., Mahieu, N. N., & Witvrouw, E. E. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(1), 25-33.
- Cools, A. M., Johansson, F. R., Cambier, D. C., Velde, A. V., Palmans, T., & Witvrouw, E. E. (2010). Descriptive profile of scapulothoracic position, strength and flexibility variables in adolescent elite tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, 44(9), 678-684.
- Cools, A. M., Palmans, T., & Johansson, F. R. (2014). Age-related, sport-specific adaptations of the shoulder girdle in elite adolescent tennis players. *Journal of Athletic Training*, 49(5), 647-653.
- Cools, A. M., Vanderstukken, F., Vereecken, F., Duprez, M., Heyman, K., Goethals, N., & Johansson, F. (2015). Eccentric and isometric shoulder rotator cuff strength testing using a hand-held dynamometer: reference values for overhead athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(12), 3838-3847.
- Cools, A. M., Witvrouw, E., Declercq, G., Vanderstraeten, G., & Cambier, D. (2004). Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 64-68.
- Corben, J. S., Cerrone, S. A., Soviero, J. E., Kwiecien, S. Y., Nicholas, S. J., & McHugh, M. P. (2015). Performance Demands in Softball Pitching A Comprehensive Muscle Fatigue Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(8), 2035-2041.
- Coste, J., & Noël, E. (2016). Examen programmé de l'épaule. *Kinésithérapie, la Revue*. 16(171), 43-47.
- Coupe, C., Thorborg, K., Hansen, M., Fahlstrom, M., Bjordal, J. M., Nielsen, D., . . . Magnusson, S. P. (2014). Shoulder rotational profiles in young healthy elite female and male badminton players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(1), 122-128.
- Crockett, H. C., Gross, L. B., Wilk, K. E., Schwartz, M. L., Reed, J., O'Mara, J., . . . Lyman, S. (2002). Osseous adaptation and range of motion at the glenohumeral joint in

- professional baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(1), 20-26.
- Dal Maso, F., Marion, P., & Begon, M. (2016). Optimal Combinations of Isometric Normalization Tests for the Production of Maximum Voluntary Activation of the Shoulder Muscles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(9), 1542-1551.
- Darke, J. D., Dandekar, E. M., Aguinaldo, A. L., Hazelwood, S. J., & Klisch, S. M. (2018). Effects of Game Pitch Count and Body Mass Index on Pitching Biomechanics in 9-to 10-Year-Old Baseball Athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(4), 2325967118765655.
- Dayanidhi, S., Orlin, M., Kozin, S., Duff, S., & Karduna, A. (2005). Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. *Clinical Biomechanics*, 20(6), 600-606.
- De Baets, L., van der Straaten, R., Matheve, T., & Timmermans, A. (2017). Shoulder Assessment according to the International Classification of Functioning by means of Inertial Sensor Technologies: a Systematic Review. *Gait & Posture*, 57, 278-294.
- Demirjian, A., Buschang, P. H., Tanguay, R., & Patterson, D. K. (1985). Interrelationships among measures of somatic, skeletal, dental, and sexual maturity. *American Journal of Orthodontics*, 88(5), 433-438.
- DiFiori, J. P., Benjamin, H. J., Brenner, J. S., Gregory, A., Jayanthi, N., Landry, G. L., & Luke, A. (2014). Overuse injuries and burnout in youth sports: a position statement from the American Medical Society for Sports Medicine. *British Journal of Sports Medicine*, 48(4), 287-288.
- DiFiori, J. P., Brenner, J. S., & Jayanthi, N. (2016). Overuse Injuries of the Extremities in Pediatric and Adolescent Sports *Injury in Pediatric and Adolescent Sports* (pp. 93-105): Springer.
- Doguet, V., Jubeau, M., Dorel, S., Couturier, A., Lacourpaille, L., Guevel, A., & Guilhem, G. (2016). Time-Course of Neuromuscular Changes during and after Maximal Eccentric Contractions. *Frontier in Physiology*, 7, 137.
- Donatelli, R., Ellenbecker, T. S., Ekedahl, S. R., Wilkes, J. S., Kocher, K., & Adam, J. (2000). Assessment of shoulder strength in professional baseball pitchers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 30(9), 544-551.

- Dufour, M. (2016). Rafrâichissement de mémoire sur l'anatomo-biomécanique de l'épaule. *Kinésithérapie, la Revue*, 16(171), 24-34.
- Dwelly, P. M., Tripp, B. L., Tripp, P. A., Eberman, L. E., & Gorin, S. (2009). Glenohumeral rotational range of motion in collegiate overhead-throwing athletes during an athletic season. *Journal of Athletic Training*, 44(6), 611-616.
- Ebaugh, D. D., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2006). Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3), 224-235.
- Edelson, G. (2000). The development of humeral head retroversion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(4), 316-318.
- Edouard, P., Degache, F., Beguin, L., Samozino, P., Gresta, G., Fayolle-Minon, I., . . . Calmels, P. (2011). Rotator cuff strength in recurrent anterior shoulder instability. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 93(8), 759-765.
- Edouard, P., Degache, F., Oullion, R., Plessis, J. Y., Gleizes-Cervera, S., & Calmels, P. (2013). Shoulder strength imbalances as injury risk in handball. *International Journal of Sports Medicine*, 34(7), 654-660.
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2798-2809.
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2007). A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of Biomechanics*, 40(10), 2150-2157.
- Ellenbecker, T. S. (1989). A total arm strength isokinetic profile of highly skilled tennis players. *Radiology*, 134, 971-977.
- Ellenbecker, T. S. (1991). A total arm strength isokinetic profile of highly skilled tennis players. *Isokinetics and Exercise Science*, 1(1), 9-21.
- Ellenbecker, T. S. & Roetert, E. P. (2003). Age specific isokinetic glenohumeral internal and external rotation strength in elite junior tennis players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(1), 63-70.
- Ellenbecker, T. S., Roetert, E. P., Bailie, D. S., Davies, G. J., & Brown, S. W. (2002). Glenohumeral joint total rotation range of motion in elite tennis players and baseball pitchers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(12), 2052-2056.

- Ellenbecker, T. S., Roetert, E. P., Piorkowski, P. A., & Schulz, D. A. (1996). Glenohumeral joint internal and external rotation range of motion in elite junior tennis players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(6), 336-341.
- Elliott, B. (2006). Biomechanics and tennis. *British Journal of Sports Medicine*, 40(5), 392-396.
- Elliott, B., Fleisig, G., Nicholls, R., & Escamilla, R. (2003). Technique effects on upper limb loading in the tennis serve. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(1), 76-87.
- Elliott, B. C., Marshall, R. N., & Noffal, G. J. (1995). Contributions of upper limb segment rotations during the power serve in tennis. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 433-442.
- Enders, C. K. (2010). Applied missing data analysis: Guilford press.
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495.
- Fleisig, G. S., Diffendaffer, A. Z., Ivey, B., Aune, K. T., Laughlin, T., Fortenbaugh, D., . . . Dugas, J. R. (2017). Changes in Youth Baseball Pitching Biomechanics: A 7-Year Longitudinal Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(1), 44-51.
- Fleisig, G., Nicholls, R., Elliott, B., & Escamilla, R. (2003). Tennis: Kinematics used by world class tennis players to produce high-velocity serves. *Sports Biomechanics*, 2(1), 51-64.
- Forthomme, B., Crielaard, J.-M., & Croisier, J.-L. (2008). Scapular positioning in athlete's shoulder. *Sports Medicine*, 38(5), 369-386.
- Gabbe, B. J., Finch, C. F., Bennell, K. L., & Wajswelner, H. (2003). How valid is a self reported 12 month sports injury history? *British journal of sports medicine*, 37(6), 545-547.
- Gandevia, S. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*, 81(4), 1725-1789.
- Gaudet, S., Tremblay, J., & Begon, M. (2018). Muscle recruitment patterns of the subscapularis, serratus anterior and other shoulder girdle muscles during isokinetic internal and external rotations. *Journal of Sports Sciences*, 36(9), 985-993.

- Gillet, B., Begon, M., Diger, M., Berger-Vachon, C., & Rogowski, I. (2018). Shoulder range of motion and strength in young competitive tennis players with and without history of shoulder problems. *Physical Therapy in Sport*, 31, 22-28.
- Gillet, Begon, M., Martinent, G., Franoux, V., & Rogowski, I. (2016). *Evolution of the tennis racket parameters during childhood: a preliminary study* Paper presented at the Canadian Society for Biomechanics 2016, Hamilton, Ontario, Canada.
- Gillet, B., Begon, M., Sevrez, V., Berger-Vachon, C., & Rogowski, I. (2017). Adaptive Alterations in Shoulder Range of Motion and Strength in Young Tennis Players. *Journal of Athletic Training*, 52(2), 137-144.
- Green, R. A., Taylor, N. F., Watson, L., & Ardern, C. (2013). Altered scapula position in elite young cricketers with shoulder problems. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(1), 22-27.
- Habechian, F. A. P., Malderen, K. V., Camargo, P. R., & Cools, A. M. (2018). Changes in shoulder girdle strength in 3 consecutive years in elite adolescent swimmers: a longitudinal cohort study. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 22(3), 238-247.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Heyworth, B. E., Kramer, D. E., Martin, D. J., Micheli, L. J., Kocher, M. S., & Bae, D. S. (2016). Trends in the Presentation, Management, and Outcomes of Little League Shoulder. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(6), 1431-1438.
- Hodgins, J. L., Rubenstein, W., Kovacevic, D., Padaki, A., Jobin, C. M., & Ahmad, C. S. (2017). Pectoralis Minor Contracture in Throwing Shoulders of Asymptomatic Adolescent Baseball Players. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(9), 2325967117728041.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15.
- Hosseinimehr, S. H., Anbarian, M., Norasteh, A. A., Fardmal, J., & Khosravi, M. T. (2015). The comparison of scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm between

- dominant and non-dominant shoulder in male overhead athletes and non-athletes. *Manual therapy*, 20(6), 758-762.
- Hurd, W. J., Morrey, B. F., & Kaufman, K. R. (2011). The effects of anthropometric scaling parameters on normalized muscle strength in uninjured baseball pitchers. *Journal of Sport Rehabilitation*, 20(3), 311.
- Inman, V. (1944). Saunders M. Abbot LC. *Observations on the function of the shoulder joint. Journal of Bone & Joint Surgery*, 26, 1-30.
- International Tennis Federation. *International Tennis Number Manual*. London: The International Tennis Federation, ITF Ltd.; 2004.
- Jackson, M., Michaud, B., Tétreault, P., & Begon, M. (2012). Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 45(12), 2180-2183.
- Jaric, S. (2003). Role of Body Size in the Relation Between Muscle Strength and Movement Performance. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31(1), 8-12.
- Jaric, S., Mirkov, D., & Markovic, G. (2005). Normalizing physical performance tests for body size: a proposal for standardization. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(2), 467-474.
- Johnson, C. D., McHugh, M. P., Wood, T., & Kibler, B. (2006). Performance demands of professional male tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, 40(8), 696-699.
- Jones, M., Hitchen, P., & Stratton, G. (2000). The importance of considering biological maturity when assessing physical fitness measures in girls and boys aged 10 to 16 years. *Annals of Human Biology*, 27(1), 57-65.
- Joshi, M., Thigpen, C. A., Bunn, K., Karas, S. G., & Padua, D. A. (2011). Shoulder external rotation fatigue and scapular muscle activation and kinematics in overhead athletes. *Journal of Athletic Training*, 46(4), 349-357.
- Kadaba, M., Cole, A., Wootten, M., McCann, P., Reid, M., Mulford, G., . . . Bigliani, L. (1992). Intramuscular wire electromyography of the subscapularis. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(3), 394-397.
- Kaffel, C., Creveaux, T., Genevois, C., Rahme, M., Botta, A., & Rogowski, I. (2013). Épidémiologie des pathologies du membre supérieur dominant chez les joueurs de tennis français. *Journal de Traumatologie du Sport*, 30(3), 124-128.
- Kamina, P. (2009). *Anatomie clinique : Tome 1, Anatomie générale, membres* (Maloine Ed. 4ème édition ed.).

- Kannus, P., Haapasalo, H., Sievänen, H., Oja, P., & Vuori, I. (1994). The site-specific effects of long-term unilateral activity on bone mineral density and content. *Bone*, 15(3), 279-284.
- Karduna, A. R., Kerner, P. J., & Lazarus, M. D. (2005). Contact forces in the subacromial space: effects of scapular orientation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(4), 393-399.
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., & Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(2), 184-190.
- Keller, R. A., De Giacomo, A. F., Neumann, J. A., Limpisvasti, O., & Tibone, J. E. (2018). Glenohumeral Internal Rotation Deficit and Risk of Upper Extremity Injury in Overhead Athletes: A Meta-Analysis and Systematic Review. *Sports Health*, 10(2), 125-132.
- Kibler, W. B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 325-337.
- Kibler, W. B., Chandler, T. J., Livingston, B. P., & Roetert, E. P. (1996). Shoulder range of motion in elite tennis players effect of age and years of tournament play. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(3), 279-285.
- Kibler, W. B., Chandler, T. J., Shapiro, R., & Conuel, M. (2007). Muscle activation in coupled scapulohumeral motions in the high performance tennis serve. *British Journal of Sports Medicine*, 41(11), 745-749.
- Kibler, W. B., Ludewig, P. M., McClure, P. W., Michener, L. A., Bak, K., & Sciascia, A. D. (2013). Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the 'Scapular Summit'. *British Journal of Sports Medicine*, 47(14), 877-885.
- Kibler, W. B., & Safran, M. (2005). Tennis injuries. *Epidemiology of pediatric sports injuries*, 48, 120-137.
- Kibler, W. B., & Safran, M. R. (2000). Musculoskeletal injuries in the young tennis player. *Clinics in Sports Medicine*, 19(4), 781-792.
- Kibler, W. B., Sciascia, A., & Thomas, S. J. (2012). Glenohumeral internal rotation deficit: pathogenesis and response to acute throwing. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 20(1), 34-38.

- Kibler, W. B., & Thomas, S. J. (2012). Pathomechanics of the throwing shoulder. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 20(1), 22-29.
- Knowles, S. B., Marshall, S. W., Miller, T., Spicer, R., Bowling, J. M., Loomis, D., . . . Mueller, F. O. (2007). Cost of injuries from a prospective cohort study of North Carolina high school athletes. *Injury Prevention*, 13(6), 416-421.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of biomechanics*: Springer Science & Business Media.
- Konda, S., Yanai, T., & Sakurai, S. (2010). Scapular rotation to attain the peak shoulder external rotation in tennis serve. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(9), 1745-1753.
- Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 1, 30-35.
- Kovacs, M. & Ellenbecker, T. (2011). An 8-stage model for evaluating the tennis serve: implications for performance enhancement and injury prevention. *Sports Health*, 3(6), 504-513.
- Kovacs, M. S., Ellenbecker, T. S., Kibler, W. B., Roetert, E. P., & Lubbers, P. (2014). Injury trends in American competitive junior tennis players. *Journal of Medicine & Science in Tennis*, 19(1), 19-24.
- Kurokawa, D., Yamamoto, N., Ishikawa, H., Nagamoto, H., Takahashi, H., Muraki, T., . . . Itoi, E. (2017). Differences in humeral retroversion in dominant and nondominant sides of young baseball players. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(6), 1083-1087.
- Lac, G., & Pantelidis, D. (1998). A standardized test for studies in tennis players. *Coaching and SPORT Science Journal*, 3, 15-19.
- Ladermann, A., Chague, S., Kolo, F. C., & Charbonnier, C. (2014). Kinematics of the shoulder joint in tennis players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(1), 56-63.
- Lawrence, R. L., Braman, J. P., LaPrade, R. F., & Ludewig, P. M. (2014). Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 1: sternoclavicular, acromioclavicular, and scapulothoracic joints. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(9), 636-645.

- Le Gal, J., Begon, M., Gillet, B., & Rogowski, I. (2017). Effects of Self-Myofascial Release on Shoulder Function and Perception in Adolescent Tennis Players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1-19.
- LeCun, Y., Bengio, Y., & Hinton, G. (2015). Deep learning. *Nature*, 521(7553), 436.
- Leonard, J., & Hutchinson, M. R. (2010). Shoulder injuries in skeletally immature throwers: review and current thoughts. *British Journal of Sports Medicine*, 44(5), 306-310.
- Leung, R. (2017). Common sports-related shoulder injuries. *InnovAiT*, 10(1), 30-38.
- Levine, W. N., Brandon, M. L., Stein, B. S., Gardner, T. R., Bigliani, L. U., & Ahmad, C. S. (2006). Shoulder adaptive changes in youth baseball players. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 15(5), 562-566.
- Lippitt, S. B., Vanderhooft, J. E., Harris, S. L., Sidles, J. A., Harryman II, D. T., & Matsen III, F. A. (1993). Glenohumeral stability from concavity-compression: a quantitative analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2(1), 27-35.
- Lloyd, R. S., Oliver, J. L., Faigenbaum, A. D., Myer, G. D., & Croix, M. B. D. S. (2014). Chronological age vs. biological maturation: Implications for exercise programming in youth. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(5), 1454-1464.
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 91(2), 378-389.
- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(2), 90-104.
- Maffiuletti, N. A. (2010). Fatigue induite par l'électrostimulation neuromusculaire. *Movement & Sport Sciences*(2), 61-67.
- Maffiuletti, N., Roig, M., Karatzanos, E., & Nanas, S. (2013). Neuromuscular electrical stimulation for preventing skeletal-muscle weakness and wasting in critically ill patients: a systematic review. *BMC medicine*, 11(1), 1.
- Malanga, G. & Nadler, S. (2006). Musculoskeletal Physical Examination: An evidence Based Approach (pp. 69-70).
- Manske, R. & Ellenbecker, T. (2013). Current concepts in shoulder examination of the overhead athlete. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(5), 554.

- Maor, M. B., Ronin, T., & Kalichman, L. (2016). Scapular dyskinesis among competitive swimmers. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 21(3), 633-636.
- Marieb, E., & Hoehn, K. (2014). *Anatomie et physiologie humaines: Livre+ eText+ plateforme numérique MonLab-Licence étudiant 60 mois*: Pearson Education France.
- Marion, P. (2015). Proposition de combinaisons optimales de contractions volontaires maximales isométriques pour la normalisation de 12 muscles de l'épaule. Mémoire de maîtrise. Université de Montréal, Montréal, Canada.
- Martin, C., Bideau, B., Delamarche, P., & Kulpa, R. (2016). Influence of a Prolonged Tennis Match Play on Serve Biomechanics. *PloS one*, 11(8), e0159979.
- Martinent, G., & Decret, J.-C. (2015). Motivational profiles among young table-tennis players in intensive training settings: a latent profile transition analysis. *Journal of Applied Sport Psychology*, 27(3), 268-287.
- Martinent, G., Gareau, A., Lienhart, N., Nicaise, V., & Guillet-Descas, E. (2018). Emotion profiles and their motivational antecedents among adolescent athletes in intensive training settings. *Psychology of Sport and Exercise*, 35, 198-206.
- Martinent, G., & Nicolas, M. (2017). Athletes' affective profiles within competition situations: A two-wave study. *Sport, Exercise, and Performance Psychology*, 6(2), 143.
- Mautner, K., & Blazuk, J. (2015). Overuse Throwing Injuries in Skeletally Immature Athletes—Diagnosis, Treatment, and Prevention. *Current Sports Medicine Reports*, 14(3), 209-214.
- McClure, P. W., Michener, L. A., Karduna, A. R., & Whitman, J. M. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy*, 86(8), 1075.
- McKenzie, K., Galea, V., Wessel, J., & Pierrynowski, M. (2010). Lower extremity kinematics of females with patellofemoral pain syndrome while stair stepping. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(10), 625-632.
- Meister, K., Day, T., Horodyski, M., Kaminski, T. W., Wasik, M. P., & Tillman, S. (2005). Rotational motion changes in the glenohumeral joint of the adolescent/Little League baseball player. *Am J Sports Med*, 33(5), 693-698.

- Meskers, C. G. M., Fraterman, H., van der Helm, F. C. T., Vermeulen, H. M., & Rozing, P. M. (1999). Calibration of the “Flock of Birds” electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies. *Journal of Biomechanics*, 32(6), 629-633.
- Meyer, K. E., Saether, E. E., Soiney, E. K., Shebeck, M. S., Paddock, K. L., & Ludewig, P. M. (2008). Three-dimensional scapular kinematics during the throwing motion. *Journal of applied biomechanics*, 24(1), 24-34.
- Michaud, B., Duprey, S., & Begon, M. (2017). Scapular kinematic reconstruction—segmental optimization, multibody optimization with open-loop or closed-loop chains: which one should be preferred? *International Biomechanics*, 4(2), 86-94.
- Michaud, B., Jackson, M., Arndt, A., Lundberg, A., & Begon, M. (2016). Determining in vivo sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral joint centre locations from skin markers, CT-scans and intracortical pins: A comparison study. *Medical Engineering & Physics*, 38(3), 290-296.
- Mihata, T., Jun, B. J., Bui, C. N., Hwang, J., McGarry, M. H., Kinoshita, M., & Lee, T. Q. (2012). Effect of scapular orientation on shoulder internal impingement in a cadaveric model of the cocking phase of throwing. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 94(17), 1576-1583.
- Mihata, T., Lee, Y., McGarry, M. H., Abe, M., & Lee, T. Q. (2004). Excessive humeral external rotation results in increased shoulder laxity. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(5), 1278-1285.
- Millet, G. Y., Bachasson, D., Temesi, J., Wuyam, B., Feasson, L., Verges, S., & Levy, P. (2012). Potential interests and limits of magnetic and electrical stimulation techniques to assess neuromuscular fatigue. *Neuromuscular Disorders*, 22, S181-186.
- Mirwald, R. L., Baxter-Jones, A. D., Bailey, D. A., & Beunen, G. P. (2002). An assessment of maturity from anthropometric measurements. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(4), 689-694.
- Morel, B., Clemencon, M., Rota, S., Millet, G. Y., Bishop, D. J., Brosseau, O., . . . Hautier, C. A. (2015). Contraction velocity influence the magnitude and etiology of neuromuscular fatigue during repeated maximal contractions. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(5), e432-441.
- Moreno-Pérez, V., Elvira, J., Fernandez-Fernandez, J., & Vera-Garcia, F. (2018). A comparative study of passive shoulder rotation range of motion, isometric rotation

- strength and serve speed between elite tennis players with and without history of shoulder pain. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(1), 39.
- Moreno-Pérez, V., Moreside, J., Barbado, D., & Vera-Garcia, F. J. (2015). Comparison of shoulder rotation range of motion in professional tennis players with and without history of shoulder pain. *Manual therapy*, 20(2), 313-318.
- Morris, M., Jobe, F. W., Perry, J., Pink, M., & Healy, B. S. (1989). Electromyographic analysis of elbow function in tennis players. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(2), 241-247.
- Morris, M., Kemp, G. J., Lees, A., & Frostick, S. P. (1998). A study of the reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(5), 317-322.
- Mullaney, M. J., McHugh, M. P., Donofrio, T. M., & Nicholas, S. J. (2005). Upper and lower extremity muscle fatigue after a baseball pitching performance. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(1), 108-113.
- Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P., & Lephart, S. M. (2005). Scapular position and orientation in throwing athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(2), 263-271.
- Myklebust, G. (2009). Team handball (handball). *Epidemiology of Injury in Olympic Sports, Volume XVI*, 260-276.
- Myrick, K. M. (2015). Pediatric Overuse Sports Injury and Injury Prevention. *The Journal for Nurse Practitioners*, 11(10), 1023-1031.
- Naaïm, A., Moissenet, F., Dumas, R., Begon, M., & Cheze, L. (2015). Comparison and validation of five scapulothoracic models for correcting soft tissue artefact through multibody optimisation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(sup1), 2014-2015.
- Neer, C. 2. (1983). Impingement lesions. *Clinical Orthopaedics*, 173(70), 7.
- Nylund, K. (2007). *Latent Transition Analysis: Modeling Extensions and an Application to Peer Victimization*. University of California, Los Angeles, USA.
- Oliver, G., & Weimar, W. (2015). Scapula Kinematics of Youth Baseball Players. *Journal of Human Kinetics*, 49(1), 47-54.

- Osbaahr, D. C., Cannon, D. L., & Speer, K. P. (2002). Retroversion of the humerus in the throwing shoulder of college baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(3), 347-353.
- Osias, W., Matcuk, G. R., Skalski, M. R., Patel, D. B., Schein, A. J., Hatch, G. F. R., & White, E. A. (2017). Scapulothoracic pathology: review of anatomy, pathophysiology, imaging findings, and an approach to management. *Skeletal Radiology*, 1-11.
- Oyama, S., Myers, J. B., Wassinger, C. A., Daniel Ricci, R., & Lephart, S. M. (2008). Asymmetric resting scapular posture in healthy overhead athletes. *Journal of Athletic Training*, 43(6), 565-570.
- Pandy, M. G. (2001). Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 3(1), 245-273.
- Pandy, M. G., & Andriacchi, T. P. (2010). Muscle and joint function in human locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 12, 401-433. doi:10.1146/annurev-bioeng-070909-105259.
- Papaiordanidou, M. (2010). *Fatigue neuromusculaire induite par stimulation électrique chez le sujet valide et le blessé médullaire: de l'identification des processus survenant lors de la fatigue à la modélisation des réponses mécaniques*. Université Montpellier I, Montpellier, France.
- Pestre, B. (2008). *La politique de la FFT en matière de formation des jeunes*. Paper presented at the Le tennis dans la société de demain, Dijon, France.
- Petterson, S. C., Harvey, M., & Plancher, K. D. (2017). Rotator Cuff Tendinopathy *Muscle and Tendon Injuries* (pp. 193-203): Springer.
- Philippaerts, R. M., Vaeyens, R., Janssens, M., Van Renterghem, B., Matthys, D., Craen, R., . . . Malina, R. M. (2006). The relationship between peak height velocity and physical performance in youth soccer players. *Journal of Sports Sciences*, 24(3), 221-230.
- Picha, K. J., Harding, J. L., & Bliven, K. C. (2016). Glenohumeral and Hip Range-of-Motion and Strength Measures in Youth Baseball Athletes. *Journal of Athletic Training*, 51(6), 466-473.
- Pichon, H. (2003). Examen clinique de l'épaule douloureuse chronique. Faculté de Médecine de Grenoble, Grenoble, France.

- Pluim, B. M., Loeffen, F. G., Clarsen, B., Bahr, R., & Verhagen, E. A. (2015). A one-season prospective study of injuries and illness in elite junior tennis. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 26(5), 564-571.
- Pluim, B. M., Staal, J., Windler, G., & Jayanthi, N. (2006). Tennis injuries: occurrence, aetiology, and prevention. *British Journal of Sports Medicine*, 40(5), 415-423.
- Plummer, H. A., & Oliver, G. D. (2016). The effects of localised fatigue on upper extremity jump shot kinematics and kinetics in team handball. *Journal of Sports Sciences*, 1-7.
- Robert-Lachaine, X., Allard, P., Godbout, V., Tetreault, P., & Begon, M. (2016). Scapulohumeral rhythm relative to active range of motion in patients with symptomatic rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg*, 25(10), 1616-1622.
- Rockwood, C. A., & Lyons, F. R. (1993). Shoulder impingement syndrome: diagnosis, radiographic evaluation, and treatment with a modified Neer acromioplasty. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 75(3), 409-424.
- Roetert, E. P., Ellenbecker, T. S., & Brown, S. W. (2000). Shoulder internal and external rotation range of motion in nationally ranked junior tennis players: A longitudinal analysis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 14(2), 140-143.
- Rogowski, I., Creveaux, T., Cheze, L., Mace, P., & Dumas, R. (2014). Effects of the racket polar moment of inertia on dominant upper limb joint moments during tennis serve. *PloS one*, 9(8), e104785.
- Rogowski, I., Creveaux, T., Genevois, C., Klouche, S., Rahme, M., & Hardy, P. (2015). Upper limb joint muscle/tendon injury and anthropometric adaptations in French competitive tennis players. *European Journal of Sport Science*, 16(4), 483-489.
- Rogowski, I., Creveaux, T., Sevez, V., Cheze, L., & Dumas, R. (2015). How Does the Scapula Move during the Tennis Serve? *Medicine & Science in Sports & Exercice*, 47(7), 1444-1449.
- Rogowski, I., Ducher, G., Brosseau, O., & Hautier, C. (2008). Asymmetry in volume between dominant and nondominant upper limbs in young tennis players. *Pediatric Exercise Science*, 20(3), 263-272.
- Rongé, J.-L. (2007). Entretien avec Véronique Leseur, responsable du suivi socio-professionnel des sportifs de haut niveau à l'Institut national du sport et de l'éducation physique (INSEP). *Journal du droit des jeunes*(7), 35-38.

- Rota, S., Morel, B., Saboul, D., Rogowski, I., & Hautier, C. (2014). Influence of fatigue on upper limb muscle activity and performance in tennis. *Journal of Electromyography in Kinesiology*, 24(1), 90-97.
- Ryu, R. K. N., McCormick, J., Jobe, F. W., Moynes, D. R., & Antonelli, D. J. (1988). An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players. *The American Journal of Sports Medicine*, 16(5), 481-485.
- Sanchis-Moysi, J., Dorado, C., Olmedillas, H., Serrano-Sanchez, J. A., & Calbet, J. A. (2010). Bone and lean mass inter-arm asymmetries in young male tennis players depend on training frequency. *European Journal of Applied Physiology*, 110(1), 83-90.
- Sanchis-Moysi, J., Idoate, F., Serrano-Sanchez, J. A., Dorado, C., & Calbet, J. (2012). Muscle hypertrophy in prepubescent tennis players: a segmentation MRI study. *PloS one*, 7(3), e33622.
- Sciascia, A., & Kibler, W. B. (2006). The pediatric overhead athlete: what is the real problem? *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16(6), 471-477
- Seitz, A. L., Reinold, M., Schneider, R. A., Gill, T. J., & Thigpen, C. (2012). No effect of scapular position on 3-dimensional scapular motion in the throwing shoulder of healthy professional pitchers. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(2), 186-193.
- Selfe, J., Richards, J., Chohan, A., Erande, R., Thewlis, D., & Hill, S. (2011). The biomechanics of step descent comparing an elasticated tubular bandage with neutral patellar taping in patellofemoral pain patients. *Physiotherapy*, 97, eS317-eS317.
- Sherar, L. B., Esliger, D. W., Baxter-Jones, A. D., & Tremblay, M. S. (2007). Age and gender differences in youth physical activity: does physical maturity matter? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(5), 830.
- Silva, R. T., Hartmann, L. G., de Souza Laurino, C. F., & Biló, J. R. (2010). Clinical and ultrasonographic correlation between scapular dyskinesia and subacromial space measurement among junior elite tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, 44(6), 407-410.
- Smith, M., Sparkes, V., Busse, M., & Enright, S. (2009). Upper and lower trapezius muscle activity in subjects with subacromial impingement symptoms: is there imbalance and can taping change it? *Physycal Therapy in Sport*, 10(2), 45-50.
- Snyder, S. (2015). Laxity-Versus-Instability. Retrieved from <http://freecontent.lww.com/wp-content/uploads/2015/04/Snyder-Ch9-Laxity-Versus-Instability.pdf>.

- Snyder, S. J., Karzel, R. P., Del Pizzo, W., Ferkel, R. D., & Friedman, M. J. (1990). SLAP lesions of the shoulder. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 6(4), 274-279.
- Struyf, F., Nijs, J., Baeyens, J. P., Mottram, S., & Meeusen, R. (2011). Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 21(3), 352-358.
- Struyf, F., Nijs, J., Mottram, S., Roussel, N. A., Cools, A. M., & Meeusen, R. (2014). Clinical assessment of the scapula: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 48(11), 883-890.
- Tafur, M., Koles, S., Kassarian, A., & White, L. M. (2017). Shoulder: Glenohumeral Instability *Musculoskeletal Diseases 2017-2020* (pp. 185-201): Springer.
- Takagishi, K. (2017). Recommendations to prevent shoulder and elbow injuries due to over training in elementary school baseball players. *Journal of Orthopaedic Science*, 22(5), 809-810.
- Takagishi, K., Matsuura, T., Masatomi, T., Chosa, E., Tajika, T., Watanabe, M., Beppu, M. (2017). Shoulder and elbow pain in elementary school baseball players: The results from a nation-wide survey in Japan. *Journal of Orthopaedic Science*, 22(4), 682-686.
- Takenaga, T., Sugimoto, K., Goto, H., Nozaki, M., Fukuyoshi, M., Tsuchiya, A., Otsuka, T. (2015). Posterior Shoulder Capsules Are Thicker and Stiffer in the Throwing Shoulders of Healthy College Baseball Players: A Quantitative Assessment Using Shear-Wave Ultrasound Elastography. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(12), 2935-2942.
- Tanner, J. M., & Whitehouse, R. H. (1976). Clinical longitudinal standards for height, weight, height velocity, weight velocity, and stages of puberty. *Archives of Disease in Childhood*, 51(3), 170-179.
- Tarata, M. T. (2003). Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue. *BioMedical Engineering OnLine*, 2(1), 3.
- Terry, G. C., & Chopp, T. M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 248.
- Trakis, J. E., McHugh, M. P., Caracciolo, P. A., Busciacco, L., Mullaney, M., & Nicholas, S. J. (2008). Muscle strength and range of motion in adolescent pitchers with throwing-

- related pain: implications for injury prevention. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(11), 2173-2178.
- Trofa, D. P., & Ahmad, C. S. (2016). The management of SLAP Tears in thrower's shoulder. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 24(3), 181-188.
- Tubez, F., Forthomme, B., Croisier, J.-L., Bruls, O., Denoël, V., & Schwartz, C. (2017). Factors to be considered to perform a kinematic evaluation of the tennis serve. *Journal of Medecine and Science in Tennis*, 22, 12-16.
- Tubez, F. (2018). Contribution à l'évaluation biomécanique du service au tennis. Une analyse de la "trophy position. Thèse de doctorat. Université de Liège, Liège, Belgique.
- Tubez, F., Schwartz, C., Paulus, J., Croisier, J.-L., Brûls, O., Denoël, V., & Forthomme, B. (2018). Which tool for a tennis serve evaluation? A review. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 1-27.
- Umehara, J., Kusano, K., Nakamura, M., Morishita, K., Nishishita, S., Tanaka, H., . . . Ichihashi, N. (2018). Scapular kinematic and shoulder muscle activity alterations after serratus anterior muscle fatigue. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*.
- Van der Sluis, A., Brink, M. S., Pluim, B., Verhagen, E. A., Elferink-Gemser, M. T., & Visscher, C. (2016). Is risk-taking in talented junior tennis players related to overuse injuries? *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 27(11), 1347-1355.
- Veeger, H E. J. (2000). The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *Journal of Biomechanics*, 33(12), 1711-1715.
- Veeger, H E. J., & Van der Helm, F. C. T. (2007). Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, 40(10), 2119-2129.
- Vollans, S., & Ali, A. (2016). Rotator cuff tears. *Surgery (Oxford)*.
- Walch, G., Boileau, P., Noel, E., & Donell, S. (1992). Impingement of the deep surface of the supraspinatus tendon on the posterosuperior glenoid rim: an arthroscopic study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1(5), 238-245.
- Walton, J., Paxinos, A., Tzannes, A., Callanan, M., Hayes, K., & Murrell, G. A. (2002). The unstable shoulder in the adolescent athlete. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(5), 758-767.

- Wang, H., & Cochrane, T. (2001). Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 41(3), 403-410.
- Wassinger, C. A., Myers, J. B., Sell, T. C., Oyama, S., Rubenstein, E. N., & Lephart, S. M. (2011). Scapulohumeral kinematic assessment of the forward kayak stroke in experienced whitewater kayakers. *Sports Biomechanics*, 10(2), 98-109.
- Whiteside, D., Elliott, B., Lay, B., & Reid, M. (2013). The effect of age on discrete kinematics of the elite female tennis serve. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(5), 573-582.
- Wild, J. J., Franklin, T. D., & Woods, G. W. (1982). Patellar pain and quadriceps rehabilitation: an EMG study. *The American Journal of Sports Medicine*, 10(1), 12-15.
- Wilk, K. E., Arrigo, C. A., Hooks, T. R., & Andrews, J. R. (2016). Rehabilitation of the Overhead Throwing Athlete: There Is More to It Than Just External Rotation/Internal Rotation Strengthening. *PM&R*, 8(3), S78-S90.
- Wilk, K. E., Macrina, L. C., Fleisig, G. S., Porterfield, R., Simpson, C. D., Harker, P., . . . Andrews, J. R. (2011). Correlation of glenohumeral internal rotation deficit and total rotational motion to shoulder injuries in professional baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(2), 329-335.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., . . . Wang, X. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992.
- Yeşilyaprak, S. S., Yüksel, E., & Kalkan, S. (2015). Influence of Pectoralis Minor and Upper Trapezius Lengths on Observable Scapular Dyskinesis. *Physical Therapy in Sport*, 19, 7-3.